



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

**Simulación de un Circuito Amplificador
para una Ayuda Auditiva**

TESIS

Que para obtener el título de

Ingeniero en computación

P R E S E N T A

Alan Castañeda Ramírez

DIRECTORA DE TESIS

Dra. Fatima Moumtadi



Ciudad Universitaria, Cd. Mx., 2017



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

AGRADECIMIENTOS

Antes que nada, quiero agradecer a la Facultad de Ingeniería y a la Universidad Nacional Autónoma de México, cuya casa siempre la he sentido como mi hogar, deleitándome con su belleza y empapándome de su sabiduría, logrando en mí una evolución constante, alimentando mi mente y alma.

A mi madre, que me ha proporcionado más de lo que necesito, facilitándome las circunstancias para alcanzar mis sueños.

A mi familia, por su apoyo incondicional. Razón para sentirme siempre seguro y motivado para concluir cada etapa de mi vida.

A la doctora Fatima Moumtadi, cuyo apoyo y motivación me mantuvo siempre con ánimos y fuerzas para realizar este proyecto.

A mis maestros que siempre compartieron sus conocimientos y sobre todo su experiencia, marcándome con sus enseñanzas, que he encontrado más que valiosas.

A mis amigos y compañeros de la facultad, quienes hicieron más fácil esta etapa, al compartir sus conocimientos y buenos deseos, haciendo los trabajos en equipo experiencias inolvidables.

Quisiera mencionar a todos y de alguna forma mostrarles mi más sincera gratitud, pero me harían falta palabras y hojas, ya que me siento tan dichoso de estar rodeado de personas tan valiosas. Así que, aunque no son mencionados cada uno es recordado y llevado en mi corazón.

A todos quiero decirles que gracias por su paciencia y amor, pero sobre todo por formar parte de mi vida y hacer cada día un día especial.

RESUMEN

En este proyecto de investigación se realizó la Simulación de un Circuito Amplificador para una Ayuda Auditiva de tipo caja, donde la señal de entrada está diseñada con base a un micrófono tipo electret omnidireccional, con el cual se captarán las señales acústicas provenientes del sonido (sin importar su origen) que estará comprendido entre 72 Hz y 20 KHz, frecuencias están dentro del rango de audición promedio del ser humano. La siguiente etapa contará con un preamplificador con control automático de ganancia para evitar un posible daño al usuario, esto es en caso de tener sonidos por arriba del umbral tolerable en el oído humano (95 dB). Posteriormente se tendrán 2 ecualizadores (uno para cada oído) de 3 bandas (graves, medios y agudos) con el fin de ajustar las frecuencias que el usuario requiere amplificar o atenuar, esto es en base a los exámenes realizados por el Otorrinolaringólogo, ya que regularmente cada oído requiere una ecualización distinta.

Posterior a cada ecualizador se le podrá dar la ganancia suficiente a cada canal para adecuarlo al volumen necesario que el usuario requiere, esté estará dentro del rango de 0 a 60 decibeles para no comprometer la integridad de los órganos del oído. Así podrá tratar la deficiencia auditiva de ligeras a moderadas.

Finalmente, se contará con una salida tipo estéreo Jack hembra de 3.5 mm, dado que es considerada la entrada universal de los audífonos actuales, permitiendo que usuario dote a la ayuda auditiva con los de su preferencia dada la variedad y precios que hay en el mercado, haciendo más cómodo y menos aparente la enfermedad. Por último, se contará con un diseño de una ayuda auditiva en base a cálculos y simulaciones, que será de tipo caja y que puede ser alimentado de 2.7 V a 5.5 V.

Además, la ayuda auditiva será de dimensiones reducidas y bajo consumo al estar diseñado con componentes de montaje superficial teniendo en cuenta costo, beneficio y sobre todo la comodidad y seguridad del usuario, para que así él lo pueda portar en cualquier parte del cuerpo en caso de querer ser implementado, tomando en cuenta las limitaciones de este, así como las normas reguladoras que son la ANSI e IEC.

ÍNDICE GENERAL

Agradecimientos	2
Resumen	3
Índice General	4
Introducción	6
Objetivo	6
Antecedentes	7
Metodología.....	10
Capítulo I: El oído humano y su relación con el sonido	11
1.1 Anatomía y fisiología del oído humano	11
1.1.1 Oído externo	13
1.1.2 Oído medio	13
1.1.3 Oído interno	16
1.2 Mecanismo de transducción	21
1.3 Hipoacusia	25
1.4 Audiometría	26
1.4.1 Audiometrías especiales	30
1.5 Timpanometría	32
1.6 Importancia de evaluar la audición	33
1.7 Ayudas auditivas	35
1.7.1 Tipos de ayudas auditivas	36
1.8 Normas ANSI e IEC	40
Capítulo II: Elementos electrónicos y su relación con el sonido	41
2.1 Amplificadores operacionales	43
2.1.1 Seguidor de tensión	43
2.1.2 Amplificador inversor	43
2.1.3 Amplificador no inversor	44
2.1.4 Amplificador sumador inversor	44
2.1.5 Pre-amplificador	46
2.1.6 Amplificador de clase A	47
2.1.7 Amplificador de clase B	47
2.1.8 Amplificador de clase AB	47
2.1.9 Amplificador de clase D	47
2.2 El sonido y sus componentes	48

2.2.1	Distorsión, ruido y otras definiciones generales	48
2.2.2	Distorsión armónica total (THD) y Realimentación negativa global	50
2.3	Filtros	50
2.4	Control automático de ganancia (AGC)	51
2.5	Micrófonos	53
2.6	Audífonos y bocinas	56
2.7	Tecnología de montaje superficial	58
Capítulo III: Simulación de un Circuito Amplificador para una Ayuda Auditiva....		59
3.1	Diagrama de bloques general	60
3.2	Etapa de entrada	60
3.3	Pre amplificación y control automático de ganancia	63
3.4	Etapa de ecualización	69
3.4.1	Filtro paso banda de segundo orden con atenuador de entrada, para Graves	72
3.4.2	Filtro paso banda de segundo orden con atenuador de entrada, para Medios	73
3.4.3	Filtro paso banda de segundo orden con atenuador de entrada, para Agudos	75
3.5	Control de Ganancia y de Volumen	76
3.5.1	Canal Izquierdo y derecho - Sumador con filtros	77
3.6	Simulación de un Circuito Amplificador para una Ayuda Auditiva	79
Capítulo IV: Pruebas, Simulación y análisis de resultados		80
4.1	Filtros pasivos paso altas	80
4.2	Filtro paso banda de segundo orden con atenuador de entrada, para graves	82
4.3	Filtro paso banda de segundo orden con atenuador de entrada, para medios	84
4.4	Filtro paso banda de segundo orden con atenuador de entrada, para agudos	86
4.5	Control de ganancia y control de volumen con filtrado	88
Conclusiones		94
Recomendaciones		95
Apéndice A		96
Apéndice B		98
Apéndice C		102
Apéndice D		107
Bibliografía		108

INTRODUCCIÓN

La audición es uno de los sentidos más importantes que tiene el ser humano, ya que no solo le permite interactuar socialmente sino también con su entorno, permitiéndole que su evolución fuera más rápida y su sobrevivencia más fácil. Sin embargo, este sentido se ve continuamente comprometido, tanto por cuestiones congénitas como por causas debidas al entorno, llevándoles a sufrir distintos niveles de hipoacusia (deficiencia auditiva). Según la Organización Mundial de la Salud (OMS) más del 5% de la población mundial (360 millones de personas) padecen pérdida de audición discapacitante¹ (328 millones de adultos y 32 millones de niños). Estos porcentajes de incidencia son cada vez mayores ya que están continuamente expuestos a niveles elevados de ruido debido a industrias, tráfico, entre otros factores ambientales, donde la mayoría de las personas con pérdida de audición discapacitante vive en países de ingresos bajos y medianos [1].

La hipoacusia causa en las personas aislamiento, frustración, entre otros trastornos psicológicos como depresión al no poder comunicarse debidamente con otras personas, además de que correrá peligro al no poder incorporar información de su ambiente sonoro como alarmas, bocinas, etc. [4]. Debido a la importancia que tiene la audición en la sociedad y la incidencia de hipoacusia en esta, se ha buscado desde la antigüedad darle solución a este padecimiento, lo que lleva en la actualidad a seguir mejorando los distintos tipos de ayudas auditivas.

Para corroborar los cálculos obtenidos en el diseño, se realizaron las simulaciones de los circuitos en Multisim por medio de diferentes herramientas que son: análisis de Bode, osciloscopio Tektronix y finalmente se hizo la migración de datos a Excel por medio de un análisis de corriente alterna. Por lo que este trabajo se limita a la simulación, no así a la implementación de los circuitos.

OBJETIVO

Simular un Circuito Amplificador para una Ayuda Auditiva, con ecualización independiente de tres bandas (graves, medios y agudos) para cada oído, con el fin de que sea utilizado por personas con problemas auditivos en ambos oídos, para así brindarles una solución alternativa en un solo dispositivo.

¹ Por pérdida de audición discapacitante se entiende una pérdida de audición superior a 40dB en el oído con mejor audición en los adultos y superior a 30dB en el oído con mejor audición en los niños [1]

ANTECEDENTES

Desde la antigüedad se han implementado dispositivos para la hipoacusia sin embargo estos no eran más novedosos que cuernos secos que son posiblemente los precursores de cornetas (ver figura 1), las cuales se emplearon para este fin, de hecho, se han encontrado en las ruinas de Pompeya (Berger) embudos de bronce con terminación espiralada con el fin de ser insertada en la oreja. Por lo que hasta finales del siglo XIX, los audífonos eran acústicos dando una amplificación bastante deficiente aun para los modelos más novedosos, ya que estos no eran más que trompetas modificadas. Hasta que se descubrió la electricidad, los audífonos acústicos -conocidos como "trompetas de oído" (ver figura 1), se usaron para amplificar el sonido para los que tienen problemas auditivos. Trabajaron recolectando ondas de sonido y canalizándolas directamente en el canal auditivo [2].



Figura 1: Trompetas de oído [2].

El teléfono fue patentado por Alexander Graham Bell en 1876. Fue el primer dispositivo eléctrico que podría transmitir la voz. Puesto que el receptor se llevó a cabo hasta el oído, algunas personas con problemas de audición encontraron más fácil escuchar una conversación en el teléfono de Bell que escuchar a alguien en persona.

Reese Hutchison de Estados Unidos y Frederick Alt de Austria trataron de adaptar los teléfonos como audífonos en el siglo 20. Pero los resultados fueron dispositivos incómodos y pesados, además de que sólo amplificaban sonidos de 15 decibelios como máximo.

Entonces llegó el tubo de vacío. Aplicando el tubo de tres contactos (tríodo) inventado por Lee De Forest en 1907, Western Electric Co. Comenzó a producir audífonos técnicamente superiores en 1920, éstos

ofrecían 70 dB de amplificación y una respuesta de frecuencia más uniforme, tenían un peso de 100 kilogramos y eran tan grandes como un archivero. En 1924, Western Electric tenía un nuevo modelo: sus componentes eléctricos encajan en una pequeña caja de madera que pesa sólo 4 kg. La caja se une a un receptor que, como en los tiempos antiguos, los usuarios tenían que soportar en sus oídos. Aunque era portátil, no era poco visible por lo que muchos se negaron a utilizarlos no sólo debido a las molestias, sino también al estigma asociado a ser visible con dificultades auditivas.

En 1938, Aurex Corp., un fabricante de productos electrónicos en Chicago, desarrolló el primer audífono portátil. Un alambre delgado se conectó a un pequeño auricular y luego a un amplificador receptor. Ya a la llegada de tubos de vacío subminiatura desarrollados en 1937 por Norman Krim, ingeniero de Raytheon, permitieron amplificadores que no sólo eran más pequeños sino también requerían menos energía.

La invención del transistor en 1947 por los laboratorios Bell revolucionó la tecnología de los audífonos. Este transistor hizo posible fabricar audífonos mejores y más pequeños que podían colocarse directamente detrás o encima del oído, aunque éstos aun eran bastante evidentes y por ende incómodos para la mayoría de los usuarios.

En 1948 gracias a la invención del transistor en los laboratorios Bell. Krim reconocido el potencial, y en 1952 fue Raytheon quien hizo la fabricación y venta del transistor de unión (bajo licencia de los Laboratorios Bell) a las empresas de ayuda auditiva. Más de 200 000 audífonos transistorizados se vendieron en 1953 por empresas como Beltone, Sonotone, y Zenith, eclipsando las ventas de los modelos basados en tubos de vacío.

En 1957 Otarión Electrónica, en Chicago, popularizó la ayuda auditiva al incorporar éste en unas gafas (ver figura 2). Otros fabricantes, como Beltone y Sonotone, presentaron sus propias versiones, y para 1959 las "gafas auditivas" (ver figura 2) habían capturado cerca de la mitad del mercado, hasta el punto de ser usadas por personas sin problemas de visión. Las gafas auditivas dieron lugar a audífonos más pequeños, con una mejor fidelidad y que podían ser incorporados en la parte trasera de la oreja, así como en el oído exterior, además de que demandaban una menor alimentación.



Figura 2: Gafas auditivas [2].

En 1980 varias empresas ya estaban incorporando procesamiento digital a las ayudas auditivas, éstos modelos debutaron hasta 1996 con modelos programables que podían ser ajustados dependiendo de las necesidades del paciente, estos modelos ya estaban disponibles para el 2000. Para el año 2005, los audífonos digitales habían capturado a más del 80 por ciento del mercado. Gracias a los avances tecnológicos con los que contamos en el 2016 en cuanto a miniaturización en tecnología electrónica, así como en la biomedicina, por lo que ya se puede disponer de ayudas auditivas sumamente pequeños, así como lo más nuevo que son los dispositivos auditivos implantables, éstos pueden ser implantados directamente en la superficie del tronco cerebral[3], con la ventaja de que estos pueden solucionar problemas de hipoacusia grave y profunda, el inconveniente está en que se requiere intervención quirúrgica (ver figura 3) y son extremadamente costos.

Implantes cocleares (ver figura 3) un dispositivo electrónico implantado quirúrgicamente que proporciona una sensación de sonido para casos de hipoacusia profunda y severa [2].



Figura 3: Implante coclear [2].

El problema de la actualidad se centra principalmente en el ruido de fondo, dado que sobre sale en la amplificación y el control de la realimentación acústica ya que los audífonos digitales también tienden a incorporar sonidos extraños que pueden dificultar una conversación. Por lo que el principal desarrollo está enfocado en filtrar el ruido.

METODOLOGÍA

Se analizó detenidamente el problema que buscábamos resolver y así se vio con que tecnología se cuenta actualmente, tomando en cuenta que los componentes de cada etapa trabajen dentro de los parámetros buscados, así como de fácil adquisición y de calidad, para que de este modo finalmente, se corroboraron los cálculos obtenidos en base a simulaciones con el software de Multisim.

1. Se planteó cada etapa que conformará el circuito a simular.
2. Se analizó que tipos de componentes se requieren para que el sistema funcione de acuerdo a lo esperado.
3. Se investigó en el mercado (Local o por internet) los distintos tipos de componentes que existen con base a:
 - Parámetros de operación
 - Tecnología
 - Calidad
 - Consumo energético
 - Costo beneficio
 - Tiempo que el fabricante asegura en el mercado.
 - Tamaño
4. Se diseñó el circuito con base a los elementos escogidos.
5. Se verificó la parte numérica para garantizar el funcionamiento de acuerdo a los parámetros fisiológicos del oído.
6. Se simuló el circuito por medio del software Multisim.
7. Se migraron los datos a Excel para tener mayor información acerca del circuito.

CAPÍTULO 1:

EL OÍDO HUMANO Y SU RELACIÓN CON EL SONIDO

En este capítulo nos enfocaremos en el análisis y estudio de la estructura auditiva humana, con la finalidad de comprender la interacción de las ondas sonoras con los principales órganos del sistema auditivo, para así posteriormente ser traducido esté y finalmente ser interpretado por la corteza cerebral, dándonos como resultado información del entorno. ¿Pero qué pasa si esta información no llega correctamente?, ¿Qué razones existen para que esto suceda? y ¿Qué se puede hacer en tal caso?, son algunas de las preguntas que se desarrollaran en este capítulo, para finalmente dar una solución a la deficiencia auditiva.

1.1 ANATOMÍA Y FISIOLOGÍA DEL OÍDO HUMANO

La producción de sensaciones auditivas en el ser humano involucra todo un proceso que resulta ser muy complejo. Para tener un panorama general se puede analizar este proceso en función de las tres etapas básicas siguientes:

- Captación y procesamiento mecánico de las ondas sonoras.
- Conversión de la señal acústica (mecánica) en impulsos nerviosos, y transmisión de dichos impulsos hasta los centros sensoriales del cerebro.
- Procesamiento neural de la información codificada en forma de impulsos nerviosos.

La captación, procesamiento y transducción de los estímulos sonoros se llevan a cabo en el oído, mientras que la etapa de procesamiento neural, en la cual se producen las diversas sensaciones auditivas, se encuentra ubicada en el cerebro. Se pueden distinguir dos regiones o partes del sistema auditivo: la región periférica, en la cual los estímulos sonoros conservan su carácter original de ondas mecánicas hasta el momento de su conversión en señales electroquímicas, y la región central, en la cual se transforman dichas señales en sensaciones. En la región central también intervienen procesos cognitivos, mediante los cuales se asigna un contexto y un significado a los sonidos [5]; esto quiere decir que podremos darle un significado a cierta voz o sonido, dándonos como resultado una respuesta emocional y posiblemente un aprendizaje.

La región periférica (oído), usualmente es dividido en tres zonas principales que son: oído externo, medio y oído interno; véase tabla 1.1 y figura 1.1. Los estímulos sonoros se propagan a través de estas zonas, sufriendo diversas transformaciones hasta su conversión final en impulsos nerviosos. Tanto el procesamiento mecánico de las ondas sonoras como la conversión de éstas a señales electroquímicas son procesos no lineales [7] [8].

OIDO EXTERNO	Pabellón	
	Conducto auditivo externo	
OIDO MEDIO (caja del tímpano)	Membrana timpánica	
	Ventanas oval y redonda	
	Trompa de Eustaquio	
	Cadena de huesecillos	Martillo
Yunque		
Estribo		
OIDO INTERNO (Laberinto)	Vestíbulo	Sáculo Utrículo
	Canales semicirculares	
	Caracol	Rampa vestibular
		Rampa coclear
		Rampa timpánica

Tabla 1.1: Partes principales de la anatomía humana

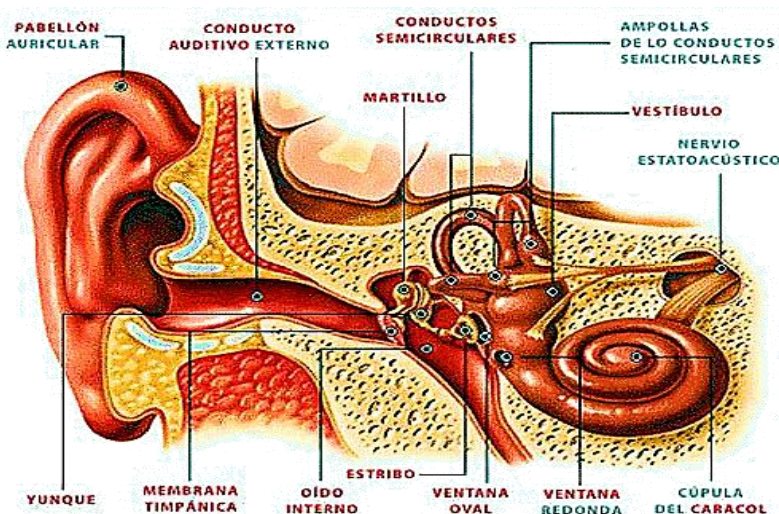


Figura 1.1: Anatomía del oído humano [6].

1.1.1 OÍDO EXTERNO

El oído externo (Figura 1.1) está formado por el pabellón auricular u oreja, el cual dirige las ondas sonoras hacia el conducto auditivo externo a través del orificio auditivo. El otro extremo del conducto auditivo se encuentra cubierto por la membrana timpánica o tímpano, la cual constituye la entrada al oído medio. La función del oído externo es la de recolectar las ondas sonoras y encauzarlas hacia el oído medio. Asimismo, el conducto auditivo tiene dos propósitos adicionales: proteger las delicadas estructuras del oído medio contra daños y minimizar la distancia del oído interno al cerebro, reduciendo el tiempo de propagación de los impulsos nerviosos [8].

El conducto auditivo es un "tubo" de unos 2 cm de longitud, el cual influye en la respuesta en frecuencia del sistema auditivo. Dada la velocidad de propagación del sonido en el aire (aproximadamente 334 m/s), dicha longitud corresponde a 1/4 de la longitud de onda de una señal sonora de unos 4 kHz.

Adicionalmente, el pabellón auricular, junto con la cabeza y los hombros, contribuye a modificar el espectro de la señal sonora. Las señales sonoras que entran al conducto auditivo externo sufren efectos de difracción debidos a la forma del pabellón auricular y la cabeza, y estos efectos varían según la dirección de incidencia y el contenido espectral de la señal; así, se altera el espectro sonoro debido a la difracción [9]. Estas alteraciones, en forma de "picos" y "valles" en el espectro, son usadas por el sistema auditivo para determinar la procedencia del sonido en el llamado "plano medio" (plano imaginario perpendicular a la recta que une ambos tímpanos) [5] [28].

1.1.2 OÍDO MEDIO

El oído medio (figura 1.2) está constituido por una cavidad llena de aire, dentro de la cual se encuentran tres huesecillos, denominados martillo, yunque y estribo, unidos entre sí en forma articulada. Uno de los extremos del martillo se encuentra adherido al tímpano, mientras que la base del estribo está unida mediante un anillo flexible a las paredes de la ventana oval, orificio que constituye la vía de entrada del sonido al oído interno. Finalmente, la cavidad del oído medio se comunica con el exterior del cuerpo a través de la trompa de Eustaquio, la cual es un conducto que

llega hasta las vías respiratorias y que permite igualar la presión del aire a ambos lados del tímpano.

Propagación del sonido y acople de impedancias

Los sonidos, formados por oscilaciones de las moléculas del aire, son conducidos a través del conducto auditivo hasta el tímpano. Los cambios de presión en la pared externa de la membrana timpánica, asociados a la señal sonora, hacen que dicha membrana vibre siguiendo las oscilaciones de dicha señal. Las vibraciones del tímpano se transmiten a lo largo de la cadena de huesecillos, la cual opera como un sistema de palancas [24] [8], de forma tal que la base del estribo vibra en la ventana oval (figura 1.2). Este huesecillo se encuentra en contacto con uno de los fluidos contenidos en el oído interno; por lo tanto, el tímpano y la cadena de huesecillos actúan como un mecanismo para transformar las vibraciones del aire en vibraciones del fluido.

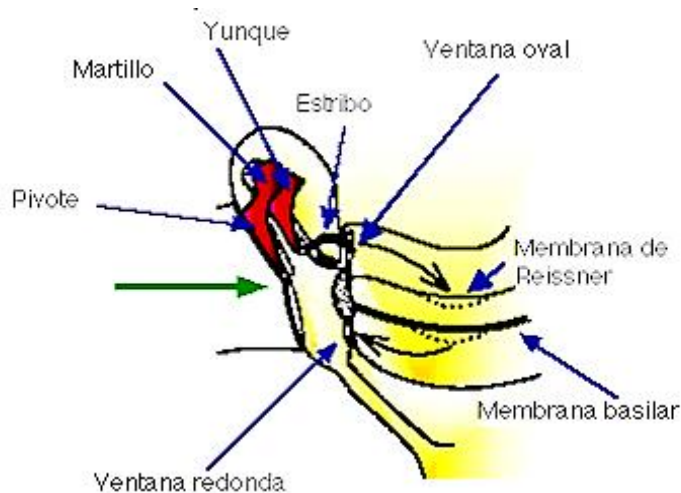


Figura 1.2: Propagación del sonido a través del oído interno y medio [6].

Ahora bien, para lograr que la transferencia de potencia del aire al fluido sea máxima, debe efectuarse un acoplamiento entre la impedancia mecánica característica del aire y la del fluido, puesto que esta última es mucho mayor que la primera. Un equivalente mecánico de un transformador (el acoplador de impedancias eléctricas) es, precisamente, una palanca [8]; por ende, la cadena de huesecillos actúa como acoplador de impedancias. Además, la relación entre las superficies del tímpano y de la base del estribo (en la ventana oval) introduce un efecto

de acoplamiento adicional, lográndose una transformación de impedancias del orden de 1:20 [9], con lo cual se minimizan las pérdidas por reflexión. El máximo acoplamiento se obtiene en el rango de frecuencias medias, en torno a 1 kHz [8]. En la figura 1.3 se representa en forma esquemática la transmisión del sonido del oído externo al interno, a través del oído medio.

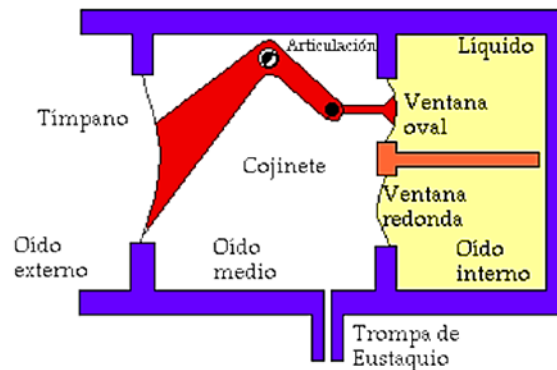


Figura 1.3: Esquema de propagación del sonido a través del oído medio [6]

Reflejo timpánico o acústico

Cuando se aplican sonidos de gran intensidad (> 90 dB SPL) al tímpano, los músculos tensores del tímpano y el estribo se contraen de forma automática, modificando la característica de transferencia del oído medio y disminuyendo la cantidad de energía entregada al oído interno. Este "control automático de ganancia" se denomina reflejo timpánico o auditivo, y tiene como propósito proteger a las células receptoras del oído interno frente a sobrecargas que puedan llegar a destruirlas. Este reflejo no es instantáneo, sino que tarda de 40 a 160 ms en producirse [24]. El reflejo timpánico debe ser tomado en cuenta en cualquier modelo matemático del procesamiento del sonido en el aparato auditivo, siempre que se trabaje con sonidos de gran intensidad [25], puesto que es un mecanismo no lineal que introduce un término cuadrático en la relación entrada-salida del oído medio [9].

Respuesta en frecuencia del oído

El conjunto formado por el oído externo y el oído medio forman un sistema cuya respuesta en frecuencia es de tipo pasa bajos [5], como se muestra en la figura 1.4. En el intervalo cercano a los 4 kHz se observa un pequeño

efecto de ganancia, debido a las características del conducto auditivo. Esta respuesta sólo es válida cuando el sistema se comporta de modo lineal; es decir, cuando la intensidad del sonido no es muy elevada, para evitar que actúe el reflejo timpánico.

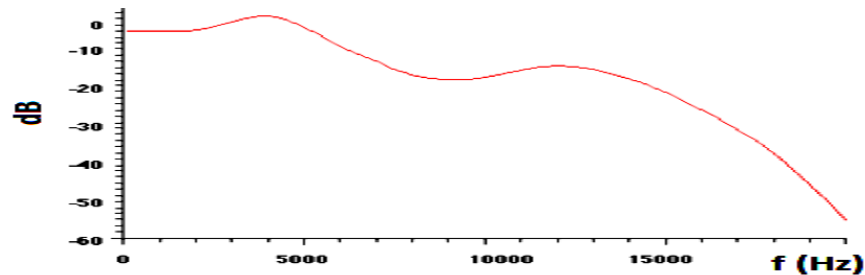


Figura 1.4: Respuesta en frecuencia combinada del oído externo y el oído medio [6].

1.1.3 OÍDO INTERNO

El oído interno representa el final de la cadena de procesamiento mecánico del sonido, y en él se llevan a cabo tres funciones primordiales: filtrado de la señal sonora, transducción y generación de impulsos nerviosos [26].

En el oído interno se encuentra la cóclea o caracol, la cual es un conducto rígido en forma de espiral (ver figura 1.1) de unos 35 mm de longitud, lleno con dos fluidos de distinta composición. El interior del conducto está dividido en sentido longitudinal por la membrana basilar y la membrana de Reissner, las cuales forman tres compartimientos o escalas (ver figura 1.5).

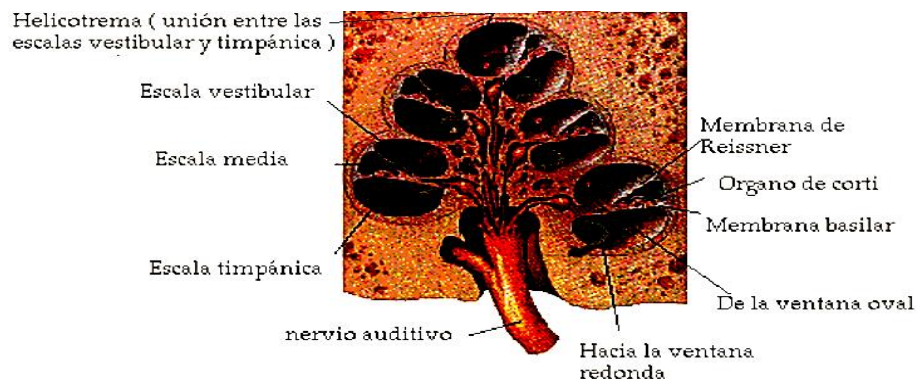


Figura 1.5: Corte transversal de la cóclea [6].

La escala vestibular y la escala timpánica contienen un mismo fluido (perilinf), puesto que se interconectan por una pequeña abertura situada en el vértice del caracol, llamada helicotrema. Por el contrario, la escala media se encuentra aislada de las otras dos escalas, y contiene un líquido de distinta composición a la perilinf (endolinf). La base del estribo, a través de la ventana oval, está en contacto con el fluido de la escala vestibular, mientras que la escala timpánica desemboca en la cavidad del oído medio a través de otra abertura (ventana redonda) sellada por una membrana flexible (membrana timpánica secundaria). Sobre la membrana basilar y en el interior de la escala media se encuentra el órgano de Corti (ver figura 1.6), el cual se extiende desde el vértice hasta la base de la cóclea y contiene las células ciliares que actúan como transductores de señales sonoras a impulsos nerviosos. Sobre las células ciliares se ubica la membrana tectorial, dentro de la cual se alojan las prolongaciones o cilios de las células ciliares externas. Dependiendo de su ubicación en el órgano de Corti, se pueden distinguir dos tipos de células ciliares: internas y externas. Existen alrededor de 3500 células ciliares internas y unas 20000 células externas [24]. Ambos tipos de células presentan conexiones o sinapsis con las fibras nerviosas aferentes (que transportan impulsos hacia el cerebro) y eferentes (que transportan impulsos provenientes del cerebro), las cuales conforman el nervio auditivo. Sin embargo, la distribución de las fibras es muy desigual: más del 90% de las fibras aferentes inervan a las células ciliares internas, mientras que la mayoría de las 500 fibras eferentes inervan a las células ciliares externas [24] [8].

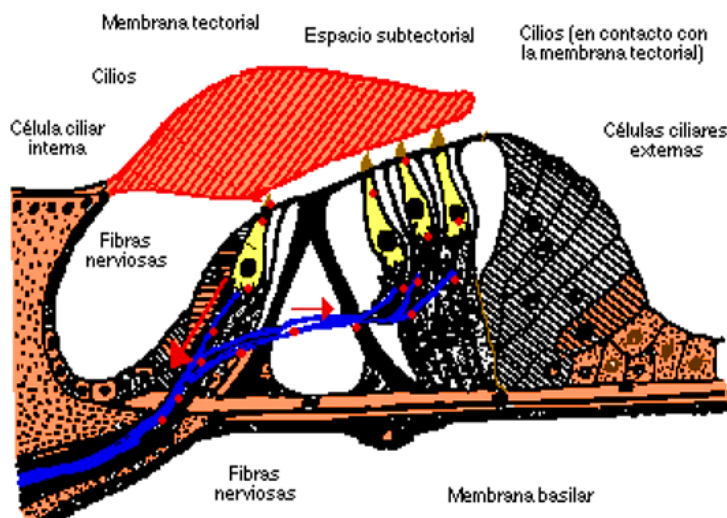


Figura 1.6: Órgano de Corti.

Propagación del sonido en la cóclea

Las oscilaciones del estribo (ver la figura 1.2) provocan oscilaciones en el fluido de la escala vestibular (perilinfia). La membrana de Reissner, la cual separa los fluidos de la escala vestibular y la escala media, es sumamente delgada y, en consecuencia, los líquidos en ambas escalas pueden tratarse como uno solo desde el punto de vista de la dinámica de los fluidos [8]. Así, las oscilaciones en la perilinfia de la escala vestibular se transmiten a la endolinfia y de ésta a la membrana basilar (ver figura 1.7); la membrana basilar, a su vez, provoca oscilaciones en el fluido de la escala timpánica. Puesto que tanto los fluidos como las paredes de la cóclea son incompresibles, es preciso compensar el desplazamiento de los fluidos; esto se lleva a cabo en la membrana de la ventana redonda, la cual permite "cerrar el circuito hidráulico" [27].

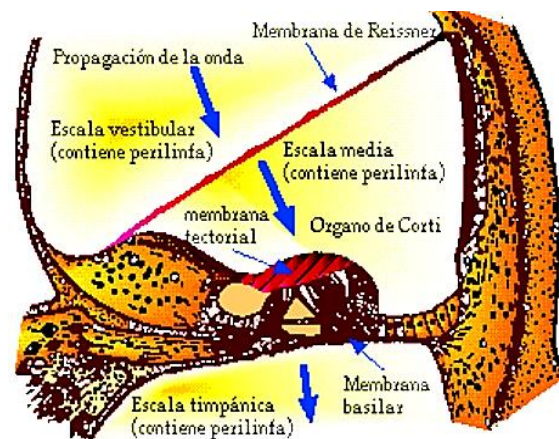


Figura 1.7: Corte transversal de un conducto de la cóclea [6].

La propagación de las oscilaciones del fluido en la escala vestibular a la timpánica no sólo se lleva a cabo a través de la membrana basilar; para sonidos de muy baja frecuencia, las vibraciones se transmiten a través de la abertura situada en el vértice de la cóclea (helicotrema). En conclusión, el sonido propagado a través del oído externo y medio llega hasta la cóclea, donde las oscilaciones en los fluidos hacen vibrar a la membrana basilar y a todas las estructuras que ésta soporta.

La cóclea como analizador en frecuencia

La membrana basilar es una estructura cuyo espesor y rigidez no es constante: cerca de la ventana oval, la membrana es gruesa y rígida, pero

a medida que se acerca hacia el vértice de la cóclea se vuelve más delgada y flexible. La rigidez decae casi exponencialmente con la distancia a la ventana oval; esta variación de la rigidez en función de la posición afecta la velocidad de propagación de las ondas sonoras a lo largo de ella [23] [28], y es responsable en gran medida de un fenómeno muy importante que es la selectividad en frecuencia del oído interno.

Ondas viajeras y transformación de frecuencia a posición

Las ondas de presión generadas en la perilinfa a través de la ventana oval tienden a desplazarse a lo largo de la escala vestibular. Debido a que el fluido es incompresible la membrana basilar se deforma, y la ubicación y amplitud de dicha deformación varía en el tiempo a medida que la onda de presión avanza a lo largo de la cóclea. Para comprender el modo de propagación de las ondas de presión, supóngase que se excita el sistema auditivo con una señal sinusoidal de una frecuencia dada: La membrana basilar vibrará sinusoidalmente, pero la amplitud de la vibración irá en aumento a medida que se aleja de la ventana oval (debido a la variación en la velocidad de propagación), hasta llegar a un punto en el cual la deformación de la membrana basilar sea máxima; en ese punto de "resonancia", la membrana basilar es acústicamente "transparente" (es decir, se comporta como si tuviera un orificio) [23], de modo que la amplitud de la vibración y, por ende, la transmisión de la energía de la onda al fluido de la escala timpánica es máxima en dicho punto. A partir de esa región, la onda no puede propagarse eficientemente [28], de modo que la amplitud de la vibración se atenúa muy rápidamente a medida que se acerca al helicotrema. En la figura 1.8 se observa la onda en la membrana basilar en un instante de tiempo.

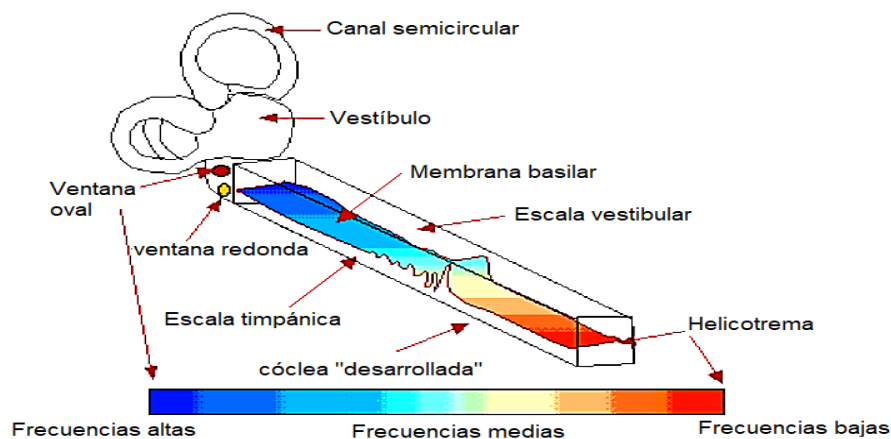


Figura 1.8: Onda viajera en la membrana basilar [6].

En este modo de propagación, las ondas de presión son ondas viajeras, en las cuales (a diferencia de las ondas estacionarias) no existen nodos [8]. En la figura 9 se observa la amplitud de oscilación de la membrana basilar en dos instantes de tiempo, junto con la envolvente de la onda viajera, en función de la distancia al estribo. La ubicación del máximo de la envolvente de la onda viajera depende de la frecuencia de la señal sonora, mientras menor es la frecuencia del tono, mayor es la distancia que viaja la onda a lo largo de la membrana antes de ser atenuada, y viceversa. De esta forma, la membrana basilar dispersa las distintas componentes de una señal de espectro complejo en posiciones bien definidas respecto a la ventana oval [8].

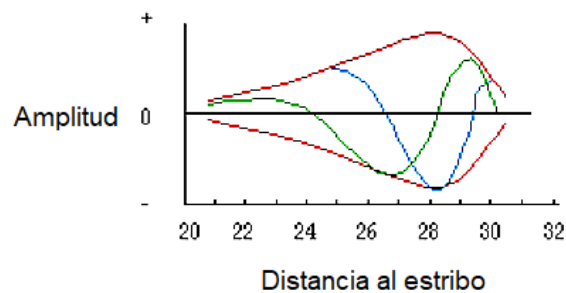


Figura 1.9: Ondas viajeras para un tono de 200 Hz [6].

Selectividad en frecuencia de la membrana basilar

Como se ha visto, las altas frecuencias contenidas en un estímulo sonoro se atenúan a medida que la onda se desplaza hacia el helicotrema. Así, se puede considerar a la membrana basilar como un filtro paso bajas de parámetros distribuidos [27]. Por otro lado, si se midiese la respuesta en frecuencia en un punto dado de dicha membrana, se obtendría una respuesta de tipo paso banda. Este comportamiento de la membrana basilar puede modelarse, con un grado de aproximación razonable, como una línea de transmisión no uniforme, representada en la figura 1.11. Cada etapa en paralelo representa un segmento corto de la membrana basilar. La corriente suministrada por la fuente corresponde a la velocidad del estribo. Los inductores en serie y en paralelo representan las masas del fluido y de segmentos de la membrana basilar, respectivamente; los condensadores representan la rigidez de la membrana, y se asume que su valor varía exponencialmente según la posición. Las resistencias representan pérdidas en la membrana.

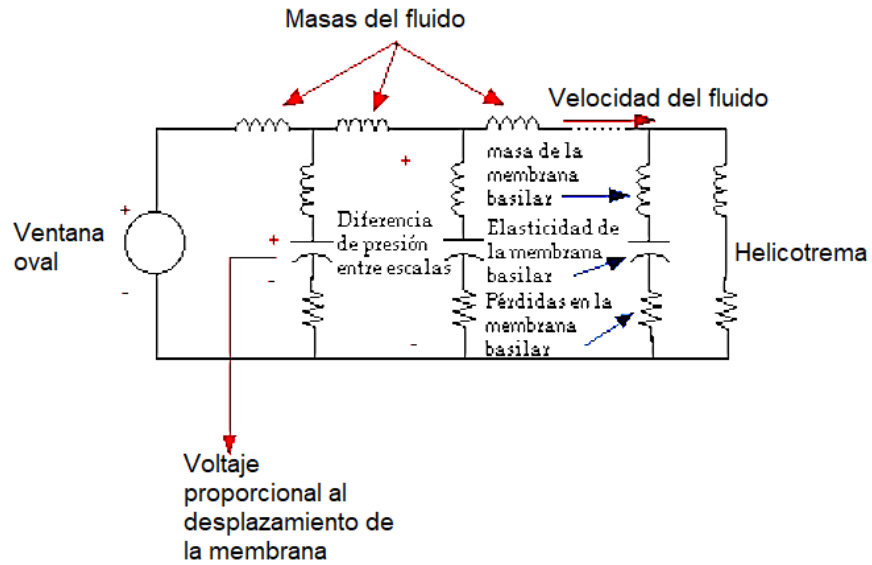


Figura 1.11: Representación de la membrana basilar como una línea de transmisión [6].

Este modelo pasivo presenta varios inconvenientes: no considera fenómenos activos y no lineales de la membrana, no es capaz de generar una respuesta paso banda tan estrecha como las observadas experimentalmente en tejidos vivos y, además, no toma en cuenta el hecho de que la membrana basilar es una estructura en tres dimensiones [23]. A pesar de ello, permite representar fácilmente los fenómenos de resonancia y de ondas viajeras.

1.2 MECANISMO DE TRANSDUCCIÓN

Interacción entre las membranas basilar y tectorial

El proceso de transducción o conversión de señal mecánica a electroquímica se desarrolla en el órgano de Corti, situado sobre la membrana basilar. Las vibraciones de la membrana basilar hacen que ésta se mueva en sentido vertical. A su vez la membrana tectorial, ubicada sobre las células ciliares (los transductores), vibra igualmente; sin embargo, dado que los ejes de movimiento de ambas membranas son distintos, el efecto final es el de un desplazamiento "lateral" de la membrana tectorial con respecto a la membrana basilar. Como resultado, los cilios de las células ciliares externas se "doblan" hacia un lado u otro (hacia la derecha, en la figura 1.12, cuando la membrana basilar "sube"). En el caso de las células internas, aun cuando sus cilios no están en contacto directo con la membrana tectorial, los desplazamientos del líquido y su alta viscosidad

(relativa a las dimensiones de los cilios) hacen que dichos cilios se doblen también en la misma dirección [27].

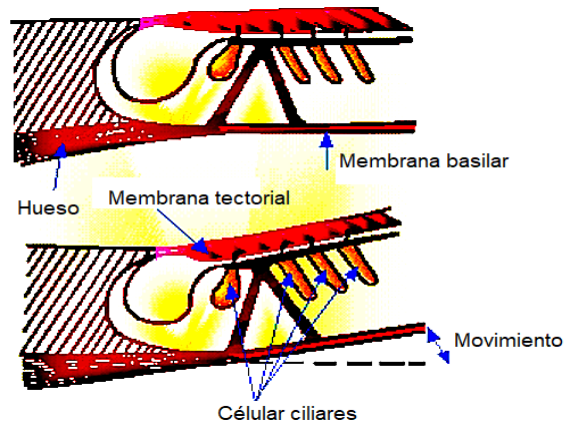


Figura 1.12: Desplazamiento relativo de la membrana basilar y membrana tectorial [6].

Células ciliares y potenciales eléctricos

La diferencia fundamental entre los dos fluidos de la cóclea, la perilinfa y la endolinfa, estriba en las distintas concentraciones de iones en los dos fluidos. De esta manera, la endolinfa se encuentra a un potencial eléctrico ligeramente positivo (ver figura 1.13) respecto a la perilinfa [8].

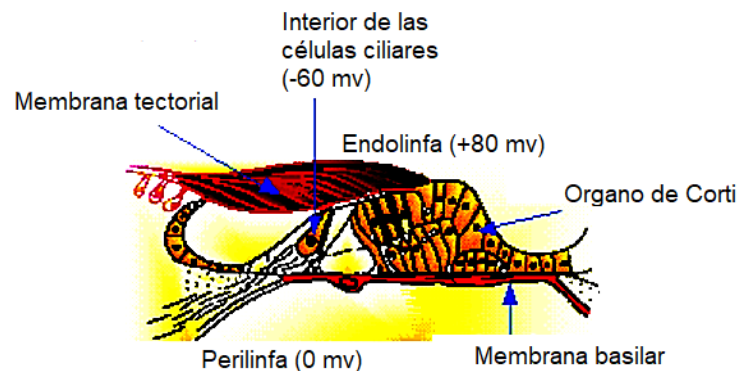


Figura 1.13: Potenciales eléctricos en el órgano de Corti y los fluidos de la cóclea [6].

Por otro lado, los movimientos de los cilios en una dirección determinada (hacia la derecha, en la figura 1.12) hacen que la conductividad de la membrana de las células ciliares aumente [26]. Debido a las diferencias de

potencial existentes, los cambios en la membrana modulan una corriente eléctrica que fluye a través de las células ciliares. La consiguiente disminución en el potencial interno de las células internas provoca la activación de los terminales nerviosos aferentes, generándose un impulso nervioso que viaja hacia el cerebro. Por el contrario, cuando los cilios se doblan en la dirección opuesta, la conductividad de la membrana disminuye y se inhibe la generación de dichos impulsos. Se puede destacar que dicho proceso se comporta como un rectificador de media onda [25], puesto que la probabilidad de activación de las fibras nerviosas "sigue" a las porciones "positivas" de la señal sonora (equivalentes a desplazamientos hacia "arriba" de la membrana basilar, en la figura 1.12), mientras que se hace cero en las porciones "negativas" de la onda.

Interacción entre células ciliares internas y externas

Las fibras aferentes están conectadas mayormente con las células ciliares internas, por lo que es posible concluir con certeza que éstas son los verdaderos "sensores" del oído. Por el contrario, el papel de las células ciliares externas (más numerosas que las internas) era objeto de especulaciones hasta hace pocos años [26]. Recientemente se ha comprobado que dichas células no operan como receptores, sino como "músculos" [27], es decir, como elementos móviles que pueden modificar las oscilaciones en la membrana basilar. La actuación de las células ciliares externas parece ser la siguiente [8] [27] [26]: para niveles de señal elevados, el movimiento del fluido que rodea los cilios de las células internas es suficiente para doblarlos, y las células externas se saturan. Sin embargo, cuando los niveles de señal son bajos, los desplazamientos de los cilios de las células internas son muy pequeños para activarlas; en este caso, las células externas se "alargan", aumentando la magnitud de la oscilación hasta que se saturan. Este es un proceso no lineal de realimentación positiva de la energía mecánica, de modo que las células ciliares externas actúan como un control automático de ganancia, aumentando la sensibilidad del oído. Este nuevo modelo del mecanismo de transducción nos indica que el conjunto formado por la membrana basilar y sus estructuras anexas forman un sistema activo, no lineal y con realimentación [8], y permite explicar dos fenómenos asociados al oído interno: el "tono de combinación" y las "emisiones otoacústicas", las cuales consisten en tonos generados en el oído interno en forma espontánea o estimulada [28], y que pueden llegar a ser audibles.

Selectividad en frecuencia de la cóclea

Debido a la acción de filtraje de la membrana basilar, cada célula transductora procesa una versión del estímulo sonoro filtrada de modo diferente [27]. Esta acción de filtraje de la membrana basilar por sí sola equivale a la de filtros cuya respuesta en frecuencia es relativamente "ancha". Ahora bien, la realimentación positiva provocada por las células ciliares externas contribuye a aumentar la selectividad del sistema auditivo. Esto puede comprobarse midiendo la respuesta de una única fibra nerviosa ante variaciones en la frecuencia y la amplitud del estímulo sonoro [26]; las curvas de sintonía así obtenidas indican una respuesta de tipo pasa banda mucho más angosta que la debida al efecto de la membrana basilar como elemento pasivo. Adicionalmente, experimentos recientes han permitido determinar que la selectividad del oído interno es virtualmente idéntica a la selectividad del sistema auditivo en su totalidad, estimada por métodos psicoacústicos [26].

Procesamiento a nivel neural

Los impulsos nerviosos generados en el oído interno contienen (en forma codificada) información acerca de la amplitud y el contenido espectral de la señal sonora; estos dos parámetros están representados por la tasa de impulsos y la distribución de los mismos en las distintas fibras, respectivamente [26]. Las fibras nerviosas aferentes llevan esta información hasta diversos lugares del cerebro [24]. En éste se encuentran estructuras de mayor o menor complejidad, encargadas de procesar distintos aspectos de la información. Por ejemplo, en los centros "inferiores" del cerebro se recibe, procesa e intercambia información proveniente de ambos oídos, con el fin de determinar la localización de las fuentes del sonido en el plano horizontal en función de los retardos interaurales, mientras que en los centros "superiores" de la corteza existen estructuras más especializadas que responden a estímulos más complejos [8]. La información transmitida por el nervio auditivo se utiliza finalmente para generar lo que se conoce como "sensaciones". Hasta ahora se ha visto que las distintas partes del sistema auditivo son susceptibles de ser modeladas matemáticamente, en términos de su comportamiento como sistemas físicos. Se podría por tanto pensar que el modelo perceptual ideal es aquel que simula, en términos de los procesos físicos y fisiológicos, todas las etapas del sistema auditivo, incluyendo la etapa de procesamiento neural en el cerebro. Sin embargo, la comprensión que se tiene acerca de lo que ocurre en las estructuras cerebrales es muy limitada, especialmente en lo

relativo a los centros "superiores" del cerebro [8]. Por lo tanto, es necesario recurrir a la descripción psicoacústica de los fenómenos perceptuales y de las sensaciones.

1.3 HIPOACUSIA

El grado y tipo de pérdida auditiva se puede deducir de una adecuada interpretación de los exámenes auditivos realizados por el especialista. Las pérdidas auditivas o hipoacusias se pueden presentar en un oído (hipoacusia unilateral) o en ambos oídos (hipoacusia bilateral) y se pueden dividir en: leves, moderadas, severas o pérdida total y además se pueden clasificar en distintos tipos de acuerdo a su origen, como se puede ver en la tabla 1.2.

Hipoacusia	Descripción
Conductiva (Transmisión)	Es aquella en que "algo" impide que el sonido llegue adecuadamente al oído interno normal. El problema puede estar presente a nivel del conducto auditivo externo, la membrana timpánica, los huesecillos, el oído medio o la Trompa de Eustaquio. Estas estructuras conducen o transmiten el sonido al oído interno, de allí el término de hipoacusia de conducción o de transmisión [4].
Neurosensorial (Percepción)	Existe interferencia o daño que impide que el sonido llegue a la corteza cerebral. El problema se puede encontrar en la cóclea, el nervio auditivo, o en las vías auditivas. La transmisión del sonido hasta el oído interno es normal. Si el problema se encuentra en la cóclea se puede llamar coclear o sensorial; si se encuentra en el nervio auditivo o vías de transmisión superiores hacia la corteza cerebral, se puede llamar también neural o retro coclear [4].
Mixta	En condiciones normales los sonidos llegan al oído interno a través del CAE, tímpano y huesecillos, es decir a través de una vía aérea, pero también puede llegar a través de vibraciones por los huesos del cráneo, aunque requiriendo más intensidad. Al comparar la audición por vía aérea con la vía ósea, debería estar igual en los sujetos normales y en sujetos con daño en el oído interno. Sin embargo, en los sujetos con algún daño en el oído medio, la conducción aérea estará disminuida, pero conservada en la vía ósea [4].

Tabla 1.2: Distintos tipos de hipoacusia de acuerdo a su origen.

Por lo tanto, la gravedad de la hipoacusia depende de tres factores principales: la intensidad de la pérdida auditiva (ver tabla 1.3), la localización de la lesión (ver tabla 1.2), y el momento de aparición de la misma (ver tabla 1.4).

Hipoacusia	Intensidad de la pérdida en (dB)	Descripción
Ligera	20 – 40	Se caracteriza por la dificultad para escuchar conversaciones lejanas o en entornos ruidosos.
Media	40 – 60	Se caracteriza por la dificultad para participar en conversaciones
Severa	70 – 90	Solo pueden escuchar conversaciones muy altas y a menos de 30 cm.
Profunda	> 90	Solo son capaces de escuchar algunos sonidos ambientales muy intensos.

Tabla 1.3: Hipoacusia según la intensidad en dB (decibeles) de la pérdida auditiva.

La hipoacusia puede originarse tanto en la etapa de vida prenatal como postnatal, y hasta la adolescencia tardía. Según el momento en el que se produzca la pérdida de la audición, la hipoacusia puede ser:

Hipoacusia	Descripción
Prelocutiva	Se origina antes de aprender a hablar
Postlocutiva	Se origina después de aprender a hablar
Perilocutiva	Se origina cuando se está aprendiendo a hablar

Tabla 1.4: Distintos tipos de hipoacusia

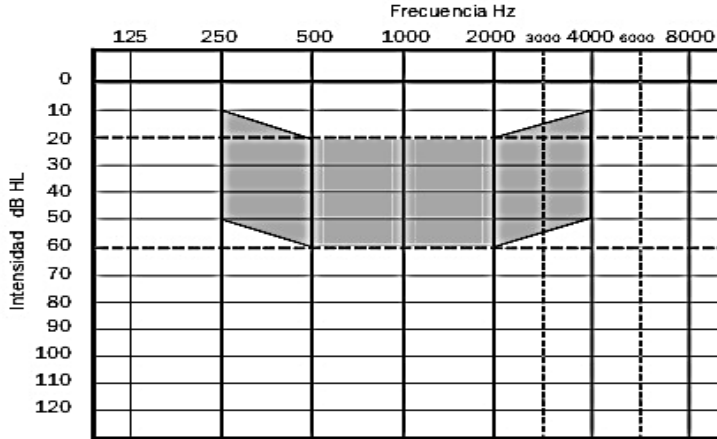
1.4 AUDIOMETRÍA

La Audiometría es un examen que tiene por objeto cifrar las alteraciones de la audición en relación con los estímulos acústicos, resultados que se anotan en un gráfico denominado audiograma. Esto se obtiene dando estímulos sonoros de distinta frecuencia (Hz.) a distinta intensidad (dB) recorriendo el espectro tonal [35].

El gráfico más comúnmente utilizado es el que describiremos a continuación (Figura 1.12), las frecuencias se colocan de izquierda a derecha y se expresan en Hertz (Hz), comenzando con los sonidos más graves o roncós, desde los 250 Hz, siguiendo con las frecuencias medias o conversacionales de 500, 1000 y 2000 Hz, y terminando con los sonidos agudos de 3000, 4000 y 8000 Hz. La intensidad del sonido es expresada en decibeles (dB). Se colocan desde arriba hacia abajo, partiendo en la parte más alta con valores cercanos a 0 dB bajando hasta 110 dB para cada frecuencia. Cabe mencionar que el cero audiométrico es un valor obtenido de un promedio de individuos sanos, por lo tanto, se considera como un "rango de audición normal" entre -5 y 20 dB. Por otro lado es importante mencionar que el sonido se expresa en unidades de presión sobre una determinada superficie (dinas por centímetro cuadrado), y que los aumentos de intensidad del sonido expresados de esta forma incluirían una cantidad importante de ceros, por lo que se cambió esta escala a decibeles, que es una escala logarítmica, lo cual significa que cada 10 dB es necesario aumentar 10 veces más la presión sonora, o sea que un sonido de 30 dB es 100 veces más intenso que uno de 10 dB, o que uno de 50 dB es 1000 veces más intenso que el máximo normal de 20 dB. Es frecuente escuchar que las personas y médicos se refieren a la pérdida auditiva en porcentajes, usted tiene una audición o una pérdida de tanto por ciento, en estricto rigor es una forma incorrecta de acuerdo a lo previamente explicado, pero, sin embargo, su utilización se ha extendido y la gran mayoría de las personas entienden que se asocia porcentaje a decibeles.

EXAMEN AUDIOMÉTRICO

Nombre:	Edad:	Fecha:
Referido por:	Examinador:	
Tipo de implementación:	Oído Implementado:	



- Audiometría Tonal
- Screening Auditivo
- Audiometría por Juego
- Audiometría a Campo Libre

PROMEDIO TONAL PURO

	O. Izquierdo	O. Derecho
Vía Aérea	dB HL	dB HL
Vía Ósea	dB HL	dB HL

ACUMETRÍA

WEBER	RINNE
500 Hz	500 Hz
1000 Hz	1000 Hz

LOGOaudiometría

	SDT	SRT	UMD	Mkg
Oído Izquierdo	dB HL	dB HL	dB HL	%
Oído Derecho	dB HL	dB HL	dB HL	%

- Monosílabos
- Bisílabos
- T. Conocidos
- Frases
- Órdenes simples

TEST DE LING

		1 m	3 m	8 m
Oído Evaluado	/a/			
	/u/			
	/i/			
	/s/			
	/sh/			
	/m/			

- Informal
- A campo libre

Observaciones:

 Fonoaudiólogo

Figura 1.12: Examen audiométrico [36].

Vamos a encontrar dos colores y dos tipos de líneas en la audiometría. El color azul habitualmente se utiliza para graficar la audición del oído izquierdo, indicando los umbrales auditivos con cruces. El color rojo se utiliza para el oído derecho y los umbrales auditivos se indican con círculos. La línea continua se utiliza para la conducción aérea y la punteada para la conducción ósea.

Cuando existe una diferencia de audición mayor de 40 dB entre un oído y otro, es frecuente que el oído con una audición mejor sea capaz de escuchar el sonido colocado en el oído hipoacúsico por la transmisión de éste a través de los huesos del cráneo. Por lo tanto, es necesario en estos casos colocar un sonido para enmascarar el oído con mejor audición y evitar falsas detecciones de audición. Cuando esta técnica es utilizada, se grafica con triángulos rojos a derecha, y cuadrados azules a izquierda para la vía aérea enmascarada, y la vía ósea enmascarada se grafica con corchetes azules o rojos sobre la línea punteada.

Al determinar los umbrales auditivos en una hipoacusia conductiva, el umbral aéreo estará aumentado y el umbral óseo estará conservado, la diferencia entre ambos umbrales se denomina "gap" o diferencial óseo aéreo, y da el grado de pérdida conductiva. Ejemplo: otitis mucosa da una pérdida de 20 a 30 dB, una perforación del tímpano una de 30 a 40 dB.

De acuerdo a esto podemos encontrar cuatro tipos de audiometrías: (Figura 1.13-A y 1.13-B) [4].

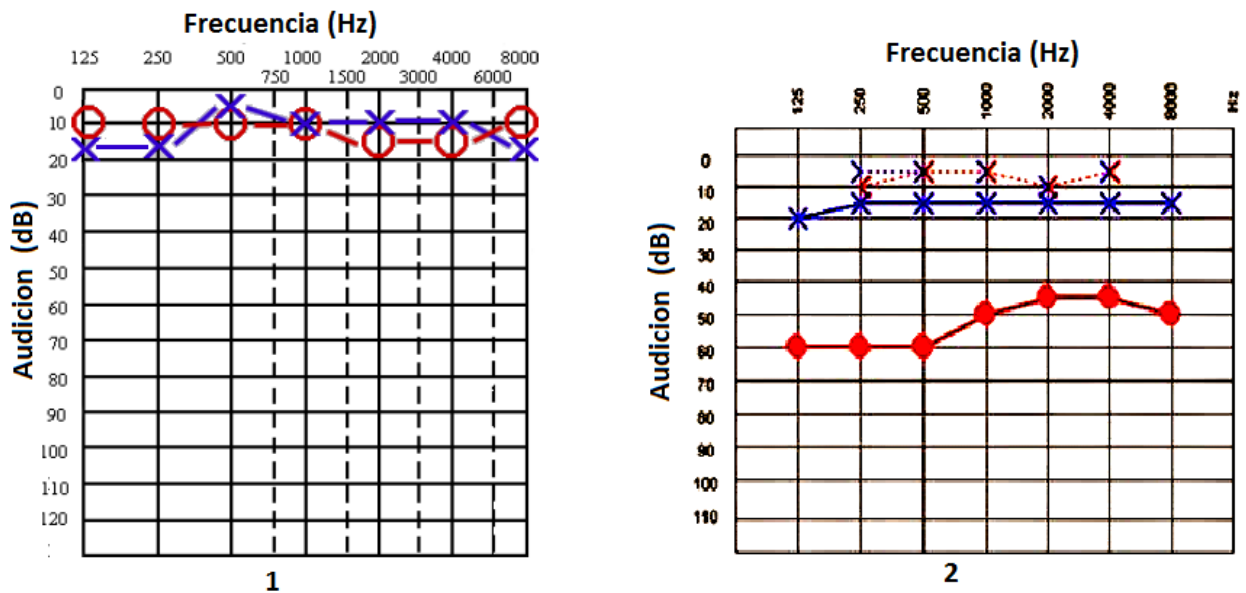


Figura 1.13-A: Pruebas de audiometría
 1. Audición normal. 2. Pérdida auditiva conductiva [4].

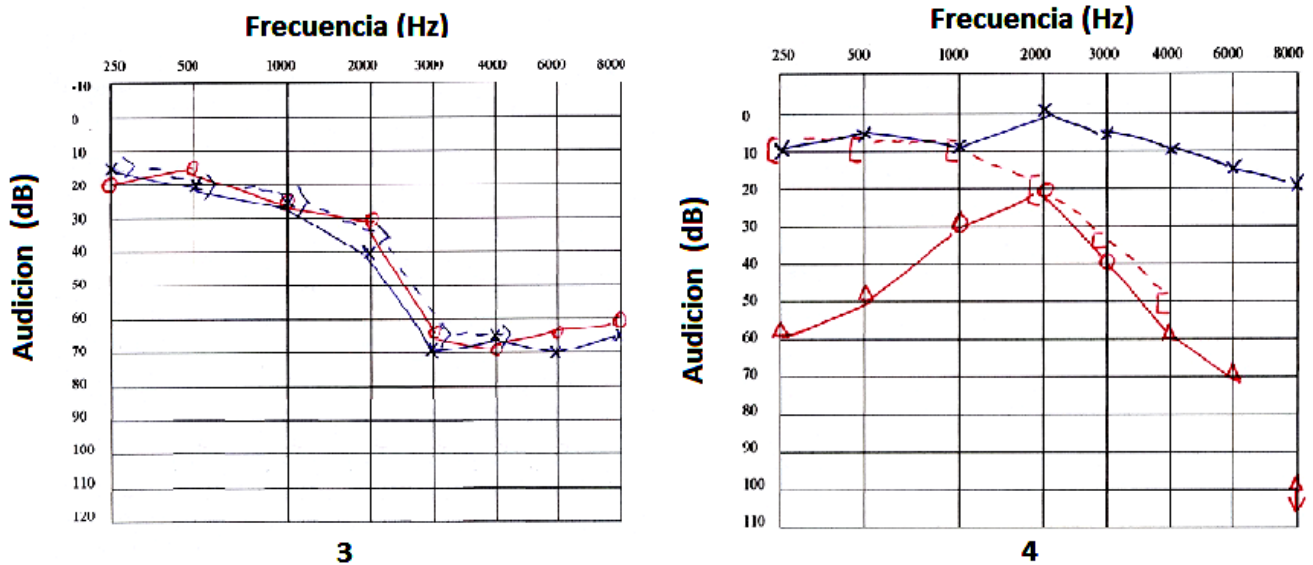


Figura 1.13-B: Pruebas de audiometría
3. Pérdida auditiva neurosensorial. 4. Pérdida auditiva mixta [4].

1.4.1 Audiometrías especiales

1.- Audiometría verbal o logó audiometría forma parte de la audiometría convencional, se busca:

- El umbral de detección del lenguaje, que se asocia con las frecuencias de 500, 1000 y 2000 Hertz y sirve para saber si el paciente escucha las palabras.
- Nivel de discriminación, que busca medir la comprensión del lenguaje. Para esto se da una lista de 20 palabras fonéticamente balanceadas, mono o disílabas, habitualmente 30 dB sobre el promedio tonal puro de las frecuencias de 500, 1000 y 2000 Hertz, y el paciente debe repetirlas. Se asigna un 4% a cada palabra repetida correctamente, determinando un porcentaje de discriminación para cada oído. Esta medición se lleva a cabo por vía aérea y con enmascaramiento contra lateral [4].

2.- Pruebas supra liminares, se realizan en forma ocasional, dan información útil al especialista cuando está buscando la causa de una hipoacusia o su posible localización. Son una serie de pruebas que utilizan estímulos sonoros mayores que el umbral auditivo y buscan la presencia de reclutamiento, fatiga auditiva y adaptación. Estas nos permiten ayudar a diferenciar entre hipoacusias de origen coclear o retrococlear. El reclutamiento es una característica del oído interno dañado, donde necesita un estímulo más

intenso para empezar a escuchar, pero luego se vuelve mucho más sensible, incluso llegando al disconfort o dolor con sonidos intensos. La fatiga es una característica del daño del nervio auditivo y se produce cuando éste deja de transmitir un estímulo continuo por agotamiento.

3- Audiometría de alta frecuencia, se utiliza en forma ocasional, se extiende la búsqueda del umbral auditivo más allá de la frecuencia de 8000 Hz, continuando el barrido en algunas ocasiones hasta los 20000 Hz, es de utilidad en músicos o en personas con muy buena audición, antiguamente se utilizaba para predecir trauma acústico, pero en la actualidad no se utiliza para esos fines.

4- Audiometría de juego y reforzamiento visual. Se utilizan en niños pequeños, menores de 3 a 4 años, en los cuales no se puede realizar una audiometría estándar. Se debe acondicionar al niño para que asocie el estímulo sonoro con un estímulo visual o una acción, habitualmente se requiere de varias sesiones. Actualmente, ante la duda es mejor recurrir a una audiometría de potenciales evocados para confirmar el nivel de audición de un niño.

5- Audiometría de campo libre, es una evaluación auditiva en una cabina anecoica, pero no se utilizan micrófonos para medir el umbral de respuesta aérea. El sonido se coloca a través de unos parlantes situados a la altura de los oídos del paciente a una distancia de un metro. Es de gran utilidad al evaluar la audición sin y con el uso de audífonos, realizar pruebas de audífonos y trabajo en pacientes con implante coclear [4].

1.5 Inmitancia acústica, timpanometría y reflejo acústico

Cuando se aplica un sonido en el conducto auditivo externo, éste llega al tímpano y es transferido por la cadena de huesecillos al oído interno. No toda esa energía es traspasada, ya que existe una resistencia mecánica. La oposición o resistencia al paso de esa energía se denomina impedancia acústica. La energía que es capaz de pasar se conoce como admitancia acústica. El término Inmitancia acústica incluye la impedancia y la admitancia.

Los instrumentos utilizados para medir la transferencia de energía permiten obtener información de la función y el estado del oído medio. El examen conocido frecuentemente como Impedanciometría, se realiza colocando una sonda que sella herméticamente el oído externo mediante una oliva de goma y está comunicada con tres tubos al equipo de examen. El

primero es hacia una bomba de aire que es capaz de producir cambios positivos y negativos en la presión de aire del CAE en relación a la presión atmosférica. El segundo se conecta a un parlante capaz de generar tonos puros. Y el tercero a un micrófono que capta la energía reflejada y la envía al equipo para su medición y registro (Figura 1.14) [34]

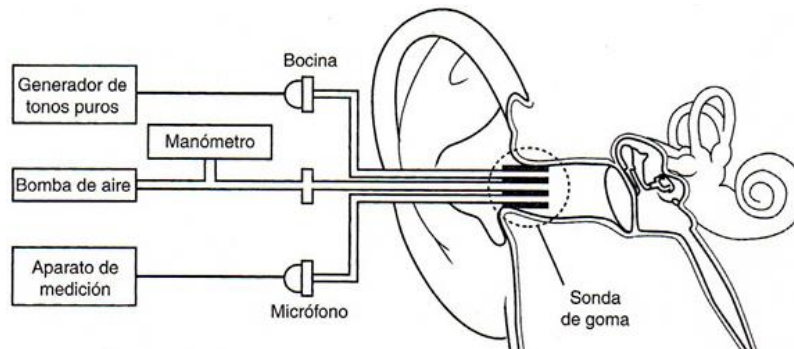


Figura 1.14. Instrumento electroacústico de Inmitancia [4].

1.5 Timpanometría

El resultado de presurizar el conducto, introducir energía acústica y captar la energía reflejada determina un gráfico conocido como timpanograma que corresponde a la representación de la inmitancia del tímpano y cadena de huesecillos (Figura 1.15). La timpanometría es un método para evaluar la función del oído medio, no es un examen para evaluar la audición directamente. Por lo tanto, es posible encontrar una persona con un timpanograma normal y una hipoacusia neurosensorial profunda o una con un timpanograma muy alterado y una audición normal [35].

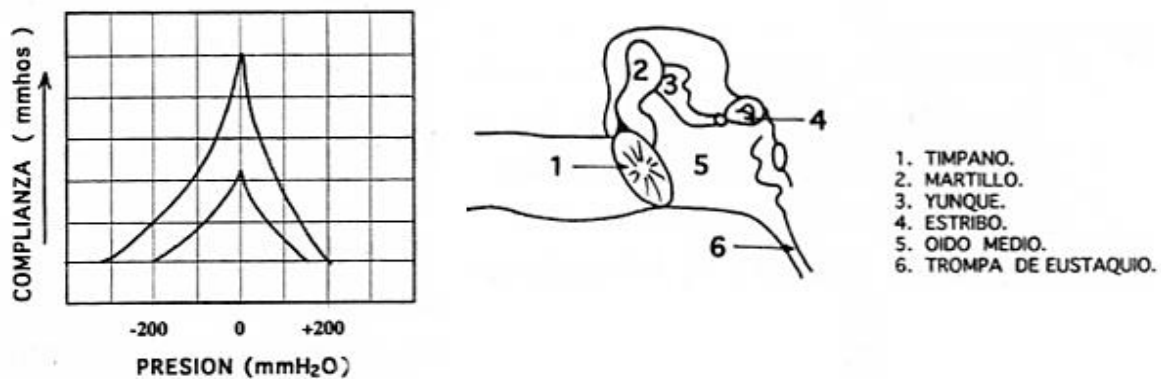


Figura 1.15. Timpanograma y su grafica asociada [35].

La movilidad de la membrana timpánica será máxima cuando la presión que exista por dentro y por fuera de esta se equiparen, la aplicación del tono puro sobre esta membrana sometida a diferentes presiones va a determinar que más o menos energía acústica pase o se refleje, dependiendo de las condiciones mecánicas del oído medio, como son la masa y la rigidez. Por lo tanto, la forma que adopte el timpanograma dependerá de la patología que afecte al oído medio [35]. Tenemos varios posibles resultados: (Figura 1.16)

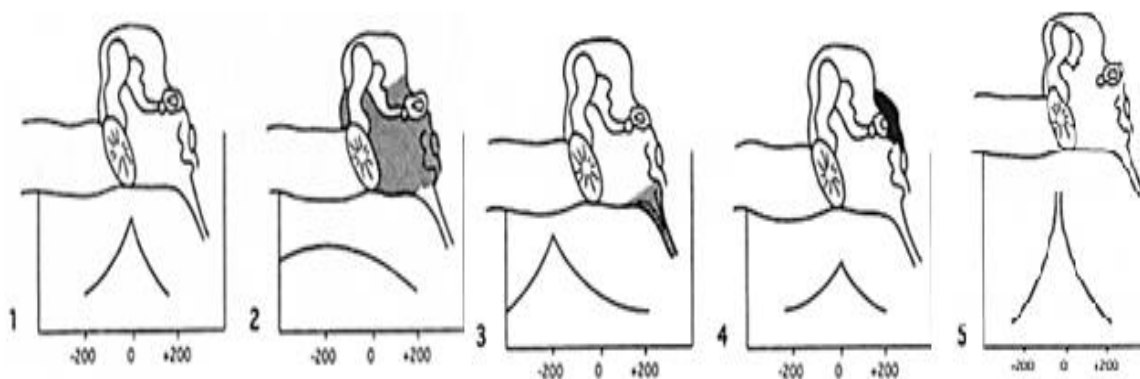


Figura 1.16: Timpanograma.

1. Normal.
2. En oído medio con otitis serosa.
3. En un bloqueo de trompa de Eustaquio.
4. En fijación de la cadena osicular.
5. En ruptura de la cadena osicular [4].

1.6 IMPORTANCIA DE EVALUAR LA AUDICIÓN.

El interés por evaluar el nivel de audición en un individuo varía significativamente de acuerdo a la etapa de la vida en que éste se encuentre. Es así como en un recién nacido es importante pesquisar una hipoacusia neurosensorial para así evitar una gran cantidad de secuelas en el lenguaje, comunicación, e integración de ese individuo a la sociedad. En el caso que se sospeche algún componente conductivo en el estudio de la hipoacusia, podría ser de utilidad la realización de una timpanometría y reflejo acústico para descartar la presencia de líquido en el oído medio. La intervención que se realice en esta etapa va a depender del tipo y severidad de la pérdida auditiva, se puede indicar el uso de audífonos y en algunos casos la colocación de un implante coclear.

En la edad pre-escolar donde la adquisición del lenguaje es fundamental es muy importante el papel que tienen los pediatras y padres del niño, muchas veces estos niños postulan al colegio y recién ahí se dan cuenta

que el niño no escucha bien, a esta edad son frecuentes las hipoacusias de conducción asociadas a problemas respiratorios tales como adenoides hipertróficos, alergias, sinusitis, etc. En esta etapa la audiometría con reforzamiento visual o la de juego más la Impedanciometría son fundamentales para establecer el diagnóstico y poder intervenir oportunamente, ya sea con medicamentos, cirugías o audífonos.

En adultos la evaluación auditiva está orientada habitualmente a personas en situación de riesgo, trabajadores de empresas expuestas a ruido intenso, personal de aeropuertos, fuerzas armadas, cazadores, pilotos, personal de la minería, etc. Además, deberían controlarse aquellas personas con antecedentes de problemas óticos como otitis media supurada [4], fisurados, antecedentes familiares de pérdida auditiva y personas que sospechan que su nivel de audición es más bajo de lo normal. La realización de una audiometría e Impedanciometría es habitualmente suficiente como una primera aproximación al estudio de la audición. Con los resultados de estos exámenes se puede definir una conducta a seguir idealmente de mano de un especialista en trastornos de la audición. Se puede complementar el estudio con exámenes de imágenes para evaluar mejor el oído medio, emisiones otoacústicas, potenciales evocados auditivos, resonancia nuclear magnética, etc. La manera de intervenir va a depender del tipo y severidad de pérdida auditiva. En algunos casos puede ser necesario el uso de audífonos, medicamentos o cirugías.

En la tercera edad, la evaluación auditiva nuevamente se torna fundamental, los pacientes presentan una pérdida paulatina y progresiva de audición, que afecta principalmente a las frecuencias agudas y produce una dificultad en la comprensión del lenguaje, más que en la capacidad de oír. Por este motivo es frecuente que los pacientes se quejen de que no entienden, pero no de que no escuchan. Esta situación puede ver bruscamente agravada por un resfrío o gripe, donde por un mal funcionamiento de la Trompa de Eustaquio la audición baja 20 a 30 dB adicional a la pérdida auditiva que ya presentaba. También ocurre lo mismo con los tapones de cerumen que bruscamente dejan sin oír a los pacientes mayores. En la tercera edad es recomendable la solicitud de ambos exámenes en forma conjunta ya que permiten descartar un compromiso conductivo que empeore una precaria situación auditiva. La intervención más frecuente en este grupo de pacientes es la adaptación de audífonos que permitan una adecuada compensación de la pérdida auditiva con una recuperación de su autonomía e integración en su medio social. Debemos recordar que esta medición in vitro no se parece en nada

al mundo real y que el uso de audífonos es una gran ayuda para el paciente, sin embargo, el paciente de la tercera edad regularmente se le disgusta y reúsa al uso del audífono y rara vez es capaz de acostumbrarse a él. Finalmente es importante evaluar caso a caso el tipo de pérdida auditiva, la severidad de esta, ser claro en plantear los posibles tratamientos, y no cerrar las puertas por factores de edad a tratamientos quirúrgicos, audífonos, etc., es cada vez más frecuente que se atienda a pacientes de más de 80 años que aún se mantienen activos, ejerciendo sus profesiones, por lo que requieren de ayuda profesional.

1.6 AYUDAS AUDITIVAS

Las ayudas auditivas son dispositivos electrónicos que captan el sonido, lo amplifican y dirigen el sonido amplificado al oído. Los estilos de ayuda auditiva varían, pero todos tienen componentes similares:

- Un micrófono para captar el sonido
- Un amplificador para aumentar el volumen del sonido
- Un receptor (altoparlante en miniatura) para conducir el sonido amplificado al oído
- Baterías

Algunas ayudas auditivas también tienen moldes auditivos (o auriculares de terminal) para dirigir el sonido hacia el oído y mejorar la calidad del mismo.

Características y funciones disponibles para las ayudas auditivas

- Ajuste automático de volumen: significa que la ayuda auditiva automáticamente analiza el sonido que capta y lo amplifica basado en el grado de pérdida auditiva de la persona. Se amplifican más los sonidos bajos que los sonidos altos, permitiendo que todos los sonidos sean cómodos para el oyente. Con el ajuste automático de volumen no se necesita botón o rueda de ajuste de volumen en el ayuda auditivas.
- Los micrófonos direccionales amplifican los sonidos provenientes de fuentes que se encuentran frente a la persona y minimizan los

sonidos de fuentes que se hallan a espaldas de la persona. Esto la ayuda a concentrar la atención en los sonidos que esté más interesada en oír. Esta tecnología también puede ser automática.

- Las bobinas fonocaptoras (telebobinas) son pequeñas bobinas que se encuentran dentro de algunas ayudas auditivas y que permiten escuchar con claridad el sonido proveniente del teléfono. Esta función también es útil con los sistemas de bucle de inducción utilizados en espacios grandes.
- El control de regeneración acústica (silbido) analiza automáticamente la regeneración acústica de la ayuda auditiva y ajusta la amplificación para reducir al mínimo el desagradable chirrido.
- Tecnología inalámbrica. Esta función permite que los ajustes (como ajuste de volumen y programación de audio) que se le hacen a una ayuda auditiva se le hagan automáticamente al otro. Además, algunas ayudas auditivas contienen tecnología "Bluetooth", que permite al usuario escuchar los teléfonos celulares o las señales de radio directamente en la ayuda auditiva. Esto es excelente para poder escuchar estos dispositivos con más claridad.
- La función de programación de audio permite ajustar la ayuda auditiva a distintos ambientes y necesidades de audio.
- Control remoto. Esta función permite ajustar la ayuda auditiva utilizando un pequeño dispositivo de mano.

1.7.1 Tipos de ayudas auditivas

Con el transcurso del tiempo los avances tecnológicos han permitido perfeccionar cada vez más los audífonos hasta contar con una gran gama de ellos. Estos se clasifican según la forma de conducir el sonido, su modelo, el tipo de amplificación que entregan, o según su tecnología [40].

Según la forma de conducción del sonido

Audífonos de conducción aérea: que entregan el sonido amplificado directamente al conducto auditivo externo y son los que se utilizan en la gran mayoría de los casos.

Audífonos de conducción ósea: estimulan la cóclea directamente mediante vibración ósea, generalmente va incorporado a un cintillo y se apoya en el hueso mastoideo detrás de la oreja (Figura 1.17). Se utilizan en casos de agenesia o atresia de conducto.



Figura 1.17: Audífono de conducción ósea.
V= Vibrador óseo, A=Amplificador [40].

Según su modelo

Audífono de caja: Se compone de un micrófono, un sistema amplificador y una fuente de energía relativamente voluminosa, alojada en una caja que se sujeta a la ropa. Un receptor separado se une directamente al molde auditivo por medio de un cordón flexible procedente de la caja.

Audífono de gafas: En este tipo de audífonos, el micrófono, amplificador y parlante están insertos en el gancho del lente. Son útiles para amplificación binaural, pero se utilizan poco debido a la dificultad de que deben combinar la corrección óptica con el audífono.

Audífono retro auricular: Se ubican detrás del pabellón auricular (oreja) y deben ser adaptados con moldes auditivos. Son uno de los más utilizados. Además de ser estéticamente aceptables, ofrecen una amplia selección de valores de amplificación y disponen de varias posibilidades de ajuste. Sus controles son de fácil manejo lo que los hace cómodos para personas de edad (ver figura 1.18).

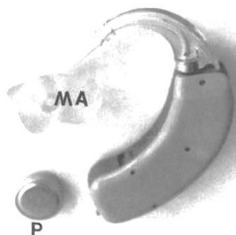


Figura 1.18: Audífono retro auricular con molde auditivo (MA) y pila (P) [40].

Audífonos insertos dentro del oído Se alojan directamente en el conducto auditivo externo. No poseen tubos exteriores, son muy livianos y se hacen a medida. Se dividen según su tamaño en intraauriculares, intracanales, y CIC (completely in the ear canal). Su principal ventaja es estética, además de tener el micrófono en la ubicación más fisiológica, lo que los hace ser muy usados. Sin embargo, no logran grandes valores de amplificación (ver figura 1.19).

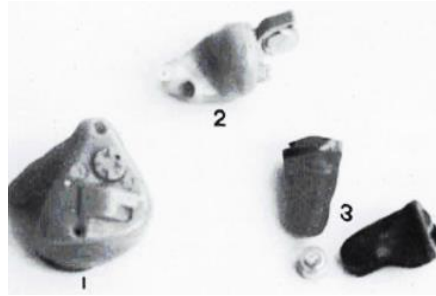


Figura 1.19: Audífonos insertos dentro del oído. 1. intra-auricular, 2. intracanal, 3. CIC [40].

Según el tipo de amplificación que entrega

Audífonos de amplificación lineal: Amplifican en una relación constante de 1:1. Por ejemplo, por cada 10 decibeles (dB) de aumento en el sonido de entrada, existen 10 dB en el sonido amplificado de salida, manteniéndose esta relación hasta el punto de saturación, que es la máxima intensidad que el audífono puede entregar (Figura 1.20) [40].

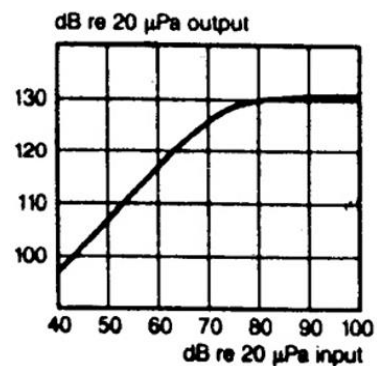


Figura 1.20: Amplificación lineal [40].

Audífonos de amplificación comprimida: Amplifican linealmente los sonidos de baja intensidad, hasta un punto de inicio de la compresión, desde el cual el audífono comienza a amplificar en menor grado. Este sistema es

usado en pacientes que presentan reclutamiento, pues amplifican mucho menos los sonidos intensos para que no sean molestos (Figura 1.21).

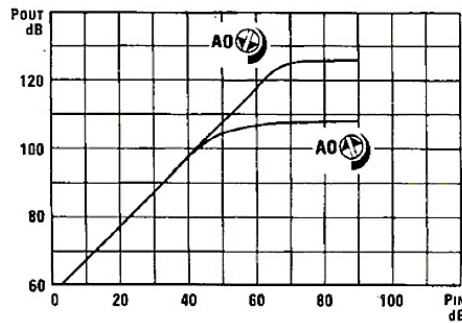


Figura 1.21: Amplificación comprimida [40].

Según la tecnología existen

Audífonos analógicos	Se componen principalmente de un micrófono, amplificador y receptor. El procesamiento de la señal se realiza mediante cambios eléctricos y son regulados a través de controles manuales. La onda sonora llega al micrófono donde es traducida en señales eléctricas. Estas pasan a un amplificador que aumenta su potencia y la modifica según los ajustes realizados en forma manual de acuerdo a los requerimientos del paciente. Luego pasan al receptor que las transforma nuevamente en ondas sonoras (Figura 1.21).
Audífonos programables	Son muy parecidos a un audífono análogo, con la diferencia que éstos se regulan con un computador, lo que permite que el ajuste sea un poco más preciso. Además, está la posibilidad de un segundo programa que permite al paciente usarlo en distintos ambientes según su necesidad.
Audífonos digitales	Tienen un procesador que convierte los sonidos en una señal digital (en números). Como tal, puede ajustarse en forma matemática con múltiples posibilidades de ajuste. La señal análoga entra al sistema pasando primero por filtros, luego llega al convertidor análogo digital. Este realiza una serie de mediciones de voltaje para capturar los rápidos cambios de aumento y disminución de la señal de entrada. La magnitud de estos cambios es cuantificada, tomando una representación digital. Ya convertida en números binarios pasa al microprocesador, donde la señal se divide en canales más angostos, cada uno de los cuales tiene sus propias capacidades de precisos y múltiples ajustes. Una vez modificado según las necesidades del paciente, la señal es enviada al convertidor digital análogo y luego de ser filtrada nuevamente pasa al receptor donde se convierte en una señal sonora.

Tabla 1.5: Tabla de audífonos según la tecnología existente.

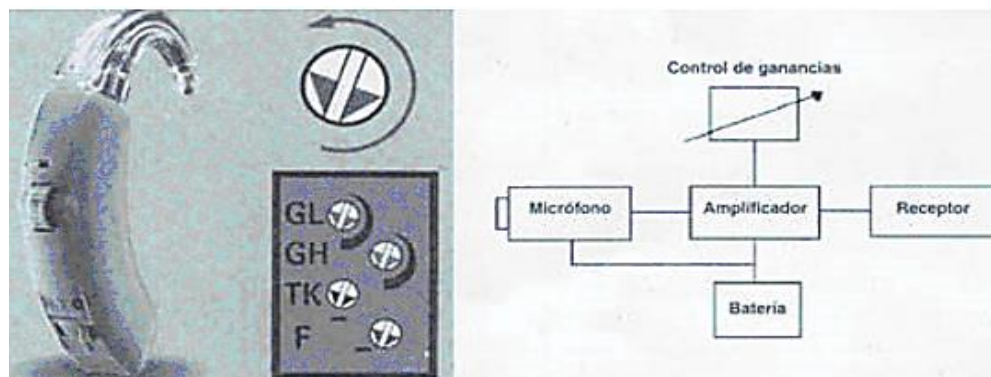


Figura 1.20: Audífono analógico

Normas ANSI e IEC

El Instituto Americano de Estándares Nacionales (ANSI) y los estándares relacionados con la ayuda auditiva de la Comisión Electrotécnica Internacional (IEC), se encargan de especificar los métodos para medir y verificar el correcto funcionamiento de los sistemas y dispositivos. El propósito de estas normas es asegurar que las mismas mediciones realizadas en una ayuda auditiva, en diferentes instalaciones utilizando diferentes equipos de prueba, pero siguiendo los procedimientos descritos en las normas y utilizando el equipo que cumple con estos requisitos, dan sustancialmente los mismos resultados. Los esfuerzos para la normalización de los procedimientos de medición para evaluar la audición y los parámetros de rendimiento de una ayuda auditiva estaban en marcha para 1935 [44].

Aplicar procedimientos descritos en los estándares, no son normalmente obligados por ley a menos que se adopten por una agencia reguladora, por lo que debe comprobarse que se hicieron sobre el funcionamiento de la ayuda auditiva pruebas (como se especifica en la norma ANSI S3.22 2014) que demuestra la calidad, requisito de control para que un fabricante pueda vender los audífonos en los Estados Unidos. Del mismo modo, varias normas IEC 60118 se han adoptado para fines de homologación de las autoridades reguladoras de varios países europeos para calificar las ayudas auditivas que están en venta en esos países [45].

CAPÍTULO II

ELEMENTOS ELECTRÓNICOS Y SU RELACIÓN CON EL SONIDO

En este capítulo se enfoca en los elementos electrónicos con los cuales podemos captar y procesar las señales que componen el sonido, incluyendo las tecnologías que pueden ser usadas para procesar el sonido.

2.1 AMPLIFICADORES OPERACIONALES

El amplificador operacional o también conocido como op-amp es un dispositivo muy recurrido en el diseño de circuitos electrónico, debido a las características que ofrecen, ya que además de amplificar una señal (o en general, llevar a un intervalo adecuado para procesamiento y análisis), los Op-amps tienen muchos otros usos:

- Acondicionamiento de señales: aumentar su potencia, además de su intensidad, para que no sufra distorsión o atenuación por el proceso de medición, sobre todo si la impedancia de entrada del circuito sensor no es suficientemente alta; esto se logra garantizando que la señal a medir tenga un nivel mínimo de potencia entregada; el acondicionamiento también incluye: paso a escala logarítmica, cambiar offset, polaridad, modulación, mayor inmunidad a ruido y estabilidad, etc. [42];
- Acoplamiento de impedancias: aunque puede considerarse parte del acondicionamiento, es más general; aislamiento de circuitos;
- Filtros activos (pasa altas, pasa bajas, pasa banda, rechaza banda);
- Circuitos osciladores, generadores de pulsos y de formas de onda;
- Procesamiento analógico de señales: comparadores, sumadores, integradores, derivadores, elementos de retardo, cambios de fase, rectificadores, etc.;
- Procesamiento lógico de señales: en ciertas aplicaciones se obtiene el mismo efecto de las compuertas lógicas digitales, entregando ya sea un valor de voltaje cero (falso) o de saturación (verdadero o "uno lógico");
- Simulación analógica de sistemas dinámicos; ventajas de mayor velocidad y mayor resolución que con circuitos digitales;

- Solución analógica de ecuaciones integro-diferenciales inclusive no lineales, entre otras [42].

En la figura 2.1 se muestra el símbolo eléctrico del amplificador operacional típico, donde se ven sus principales conexiones: Entrada no inversora (signo con el que se identifica "+"), Entrada inversora (signo con el que se identifica "-"), dos entradas de alimentación una positiva y la otra negativa y finalmente se tiene la salida del op-amp.

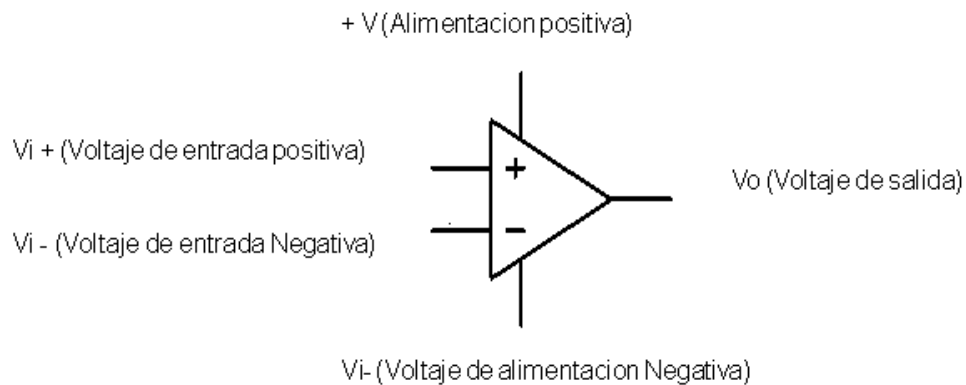


Figura 2.1: Símbolo general del amplificador operacional

Aunque el diseño del op-amp varía según el fabricante se encuentra casi siempre, sino es que siempre con la misma estructura básica interna, las cuales son las siguientes.

Amplificador diferencial: es la etapa de entrada que proporciona una baja amplificación del ruido y gran impedancia de entrada. Suelen tener una salida diferencial.

Amplificador de tensión: proporciona ganancia de tensión.

Amplificador de salida: proporciona la capacidad de suministrar la corriente necesaria, tiene una baja impedancia de salida y, usualmente, protección frente a cortocircuitos. Éste también proporciona una ganancia adicional [10].

Existen diversas configuraciones, son: amplificador inversor, amplificador no inversor, amplificador seguidor de tensión, amplificador diferencial, amplificador sumador inversor, amplificador integrador y amplificador diferenciador. Todas estas configuraciones son importantes para el diseño de diversas tecnologías, pero para este caso solo mencionaremos las configuraciones que utilizaremos para la ayuda auditiva.

2.1.1 Seguidor de tensión

Este circuito es muy recurrido para acoplar impedancias y mantener la señal original ya que no se modifica el voltaje de entrada. Como se muestra en la figura 2.2, se puede apreciar que el circuito tiene una ganancia unitaria.

Dicho de otra forma, la resistencia de entrada se incrementa hasta infinito, la resistencia final es cero, y la realimentación es del 100%. V_o es entonces exactamente igual a V_i . También se le conoce como "seguidor de emisor" dado que la salida es una réplica en fase con ganancia unitaria de la tensión de entrada. La impedancia de entrada de esta etapa es también infinita (todo esto de manera ideal). En la ecuación 2.1 podemos apreciar que el voltaje de entrada es igual al voltaje de salida.

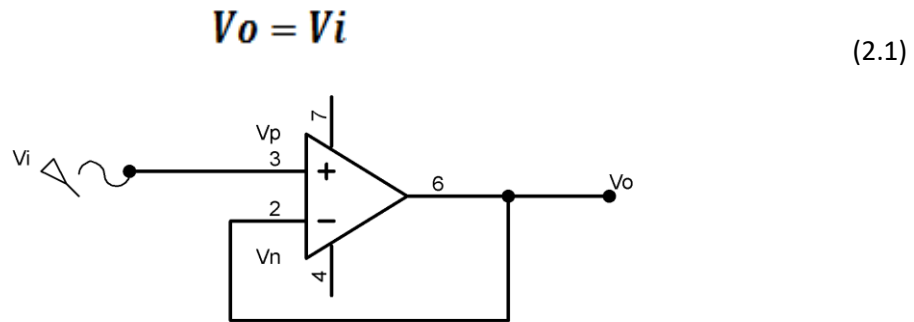


Figura 2.2: Símbolo del amplificador seguidor de tensión.

2.1.2 Amplificador inversor

Este amplificador que se muestra en la figura 2.3, tiene como características principales:

- Esta configuración permite amplificar o atenuar la señal de entrada V_i
- La señal de salida V_o está desfasada 180° con respecto a la señal de entrada V_i (la señal esta invertida), de aquí su nombre de inversor
- Dado que $V_n = V_p = 0$, se dice que el circuito tiene una tierra virtual en la terminal inversora (V_n)

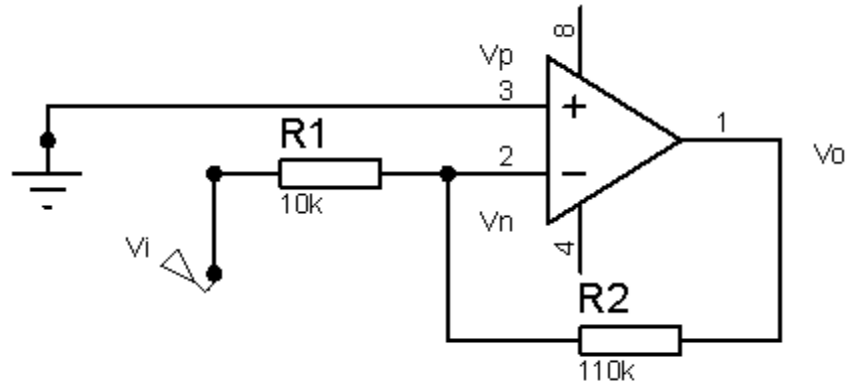


Figura 2.3: Símbolo del amplificador inversor

Una tierra virtual es aquel punto que tiene un voltaje de cero volts pero que no está conectada físicamente a tierra por lo que la ecuación es la siguiente.

$$V_0 = - \frac{R_2}{R_1} * V_i \quad (2.2)$$

2.1.3 Amplificador no inversor

Como características principales para este circuito mostrado en la figura 2.4 tenemos que:

- Esta configuración permite amplificar, pero no atenuar la señal de entrada V_i .
- La señal de salida V_o está en fase con respecto a la señal de entrada V_i (la señal no está invertida), de aquí su nombre de no inversor.
- En este circuito no se tiene tierra virtual, aunque $V_n = V_p$. Observé en este caso como V_p es diferente de cero ($V_p = v_i$).

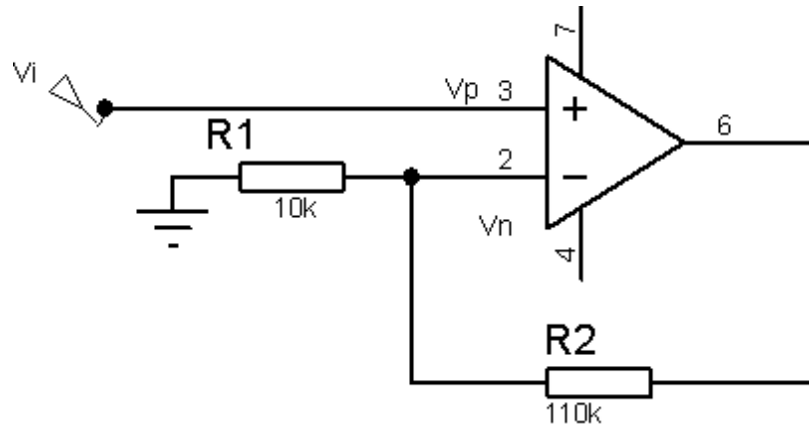


Figura 2.4: Símbolo del amplificador no inversor

$$V_o = V_i \left(1 + \frac{R_2}{R_1} \right) \quad (2.3)$$

2.1.4 Amplificador sumador inversor

Como características principales para el circuito mostrado en la figura 2.5 tenemos que:

- Esta topología permite amplificar o atenuar la suma de las señales de entrada (V_1, V_2, \dots, V_x)
- La señal de salida V_o está desfasada 180° con respecto a la suma de las señales de entrada (la señal está invertida), de aquí su nombre de sumador inversor.
- Dado que $V_n = V_p = 0$, se dice que el circuito tiene una tierra virtual en la terminal inversora (v_n).

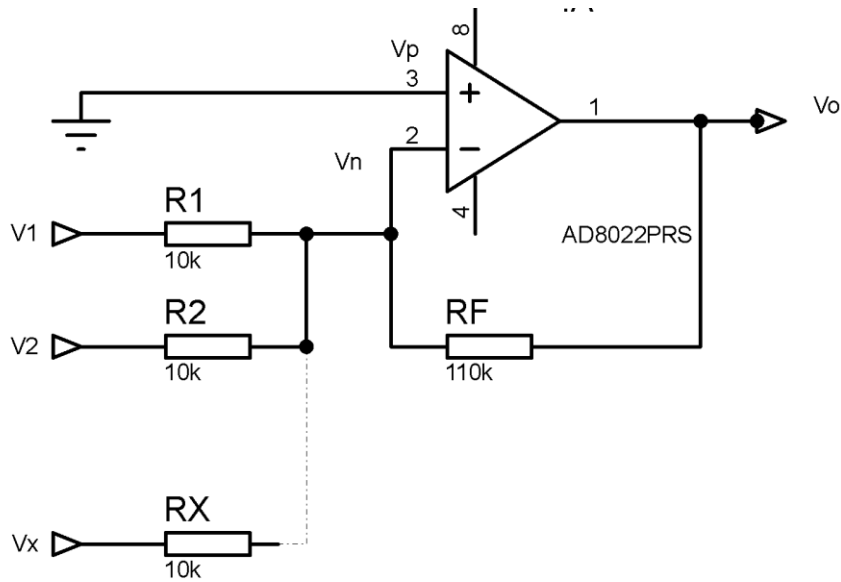


Figura 2.5: Símbolo del amplificador sumador inversor

Finalmente, la ecuación que describe esta configuración es:

$$V_o = \left(\frac{R_F}{R_1} V_1 + \frac{R_F}{R_2} V_2 + \dots + \frac{R_F}{R_x} V_x \right) \quad (2.4)$$

2.1.5 Pre-amplificador

Dado que la mayoría de los micrófonos suministra una señal de salida muy baja, se requiere una etapa de pre-amplificación para poder procesar la señal y a si se procesa el sonido y se prepara para ser enviado posteriormente a la Etapa de Potencia o de amplificación [15]. Un 50% del carácter del sonido del amplificador depende del diseño del pre-amplificador [16].

Un buen preamplificador de audio debe de tener las siguientes características: Una respuesta en frecuencia plana, muy bajo ruido a altos niveles de radiofrecuencia.

Existen diversos preamplificadores como lo son los de estado sólido, que están contruidos a base de transistores, los de válvulas de vacío que son llamados valvulares y los híbridos donde se emplean ambas tecnologías.

2.1.6 Amplificador de clase A

Los amplificadores de clase A proporcionan un sonido muy potente y de buena calidad, en cambio consumen más corriente ya que consume esta independientemente de si existe señal de audio o no. La gran desventaja de la clase A es que es poco eficiente, es decir que requiere un amplificador de clase A muy grande para dar 50 watts, y ese amplificador usa mucha corriente y se eleva a muy alta temperatura. Algunos amplificadores de gama alta son clase A, pero la verdadera clase A solo está en quizás un 10% del pequeño mercado de gama alta y en ninguno del mercado de gama media. La gran ventaja de la clase A es que es casi lineal, y en consecuencia la distorsión es menor [15].

2.1.7 Amplificador de clase B

Los amplificadores clase B consisten en un transistor de salida conectado de la salida al positivo de la fuente de alimentación y a otro transistor de salida conectado de la salida al terminal negativo de la fuente de alimentación. La señal fuerza a un transistor a conducir mientras que al otro lo corta, así en clase B, no se gasta energía del terminal positivo al terminal negativo. Los amplificadores de clase B tienen una gran desventaja, una distorsión audible con señales pequeñas [15]. Este amplificador mete mucho ruido y más con señales grandes a este se le llama distorsión de filtro.

2.1.8 Amplificador de clase AB

Por ahora, la clase AB es la que domina el mercado y rivaliza con los mejores amplificadores de clase A en calidad de sonido. Este tipo, usa menos corriente que los de clase A y pueden ser más baratos, pequeños y ligeros [15].

2.1.9 Amplificador de clase D

Aunque estos tipos de amplificadores se usan mayormente para aplicaciones especiales como amplificadores de guitarras, de bajos y de amplificadores para subwoofers, en la actualidad se están creando amplificadores de clase D, para todo tipo de aplicaciones. Con esta clase obtenemos amplificadores incluso más pequeños que los de clase AB y

más eficientes, aunque están limitados para menos de 10kHz (menos del margen total de audio). Los amplificadores de clase D usan técnicas de modulación de pulsos para obtener mayor eficiencia. Además, usan transistores que están o bien encendidos o bien apagados, y casi nunca entre-medias y así gastan la menor cantidad de corriente posible. También, son más eficientes que los de clase A, clase AB, o clase B. Algunos tienen una eficiencia del 80% a plena potencia, pudiendo incluso tener baja distorsión, a pesar de no ser tan buena como los de clase AB o A [15].

2.2 El sonido y sus componentes

El sonido es un disturbio que se propaga en un medio material, ya sea sólido, líquido o gaseoso, en forma de ondas mecánicas de presión. Dichas ondas son longitudinales, es decir, la propagación es en la misma dirección que la presión. Aquí nos limitaremos al sonido que se propaga en el gas atmosférico (aire), en que las moléculas oscilan, moviéndose hacia adelante y hacia atrás en la dirección del movimiento ondulatorio. En promedio, no hay movimiento neto de las partículas del aire, de modo que no debe pensarse que el sonido produce viento, ya que el aire se comprime y rarefa alternativamente. Así, lo que se propaga es el ciclo de compresión-rarefacción. Esto se ilustra en la figura 2.6[16].

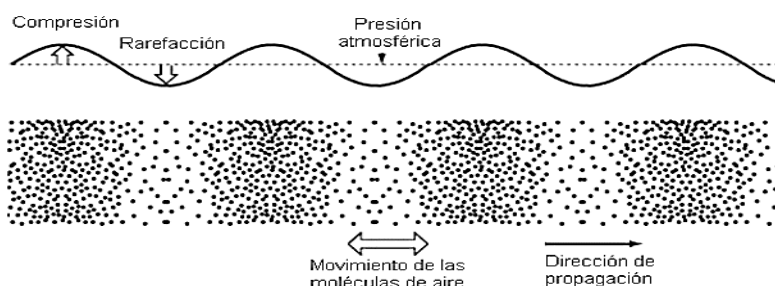


Figura 2.6: Onda sonora [16]

2.2.1 Distorsión, ruido y otras definiciones relacionadas

Es bien sabido, que la señal se degrada a medida que pasa a través de cables, resistencias, condensadores, etc. Estos elementos, por sí mismos, no pueden aumentar la calidad del sonido, pero sí pueden producir pérdidas y ruido.

Alto ruido térmico: producido en resistencias de carbón, capacitancias no deseadas, inductancias en resistencias bobinadas, acoplamientos magnéticos entre este tipo de resistencias y transformadores.

Nivel de ruido. El nivel de ruido se puede considerar como una distorsión, aunque hay que decir que este es completamente diferente a la distorsión armónica.

Distorsión: Ligera deformación de la forma de onda de una señal.

Distorsión armónica: Distorsión debida a la acción combinada de todos los armónicos presentes en una forma de onda compleja.

TIM: El TIM es una forma de distorsión, es conocida por Intermodulación Transitoria (TIM), o inter-modulación debida a transitorios. Esta forma de distorsión es muy usada en los catálogos publicitarios de los equipos. Al fallar los transitorios la música se vuelve lenta, confusa, etc. Lo que normalmente se conoce por TIM es la manifestación temprana de que el tiempo de subida de la señal (slew rate) puede llegar a ser lento, y se asocia a la no linealidad de la circuitería de realimentación del amplificador. La realimentación es una técnica usada para mejorar casi todos los parámetros de un amplificador: se mejora la respuesta en frecuencia, THD (Distorsión armónica total), estabilidad, ruido, etc, pero si la realimentación no es adecuada, el transitorio se queda sin sus beneficios y se genera distorsión [16].

Timbre: El timbre es la cualidad del sonido que nos permite distinguir entre dos sonidos de la misma intensidad y altura. Podemos así distinguir si una nota ha sido tocada por una trompeta o por un violín. Esto se debe a que todo sonido musical es un sonido complejo que puede ser considerado como una superposición de sonidos simples. Los sonidos que acompañan al fundamental constituyen sus armónicos y de sus intensidades relativas depende el timbre [16].

Reverberación: La reverberación es la suma total de las reflexiones del sonido que llegan al lugar del oyente en diferentes momentos del tiempo. Auditivamente se caracteriza por una prolongación, a modo de "cola sonora", que se añade al sonido original. La duración y la coloración tímbrica de esta cola dependen de: - la distancia entre el oyente y la fuente sonora - la naturaleza de las superficies que reflejan el sonido [16].

Ecualizar sonido: El ecualizador del sonido se encarga de la corrección de la respuesta en frecuencia.

2.2.2 Distorsión armónica total (THD) y Realimentación negativa global

Cuando al amplificador le llega la señal de entrada, esta se amplifica junto con los múltiplos de la señal original, por lo que finalmente se tendrá una señal original junto a todos los armónicos generados, a este efecto se le conoce como distorsión armónica total y es expresada en porcentaje el cual según la norma DIN 45500 debe de estar por debajo del 1% para ser una señal aceptable [17]. De lo contrario la señal de salida puede llegar a distorsionarse mucho y a no parecerse a la original. Y es por ello que se requiere una etapa de retroalimentación negativa.

$$THD = \sqrt{\frac{a_2^2 + a_3^2 + a_4^2 + \dots + a_n^2}{a_1^2 + a_2^2 + a_3^2 + \dots + a_n^2}} (100\%) \quad (2.5)$$

La realimentación negativa global es absolutamente necesaria por dos factores de suma importancia: Sin realimentación global, la ganancia dependería de parámetros de los transistores, difícilmente controlables y variables con la temperatura [16].

La distorsión creada alcanzaría niveles inaceptables. Los diseñadores de amplificadores afirman que, sin realimentación global, cuyos niveles de distorsión son ligeramente superiores al resto, se obtiene cualidades sónicas superiores a otros que usando realimentación negativa. Hay dos hechos que prueban en parte esta afirmación:

La distorsión de una etapa diferencial operada con una gran cantidad de voltaje en modo común y ganancias bajas tiende a crecer en altas frecuencias, a pesar del gran factor de realimentación.

Las diferencias temporales entre la onda de entrada y la onda realimentada, y los desplazamientos de fase producen distorsiones que no son observables cuando se mide la THD con un osciloscopio cuando la señal de entrada es una onda sinodal pura, sin cambios de frecuencia o de amplitud en el tiempo.

2.3 FILTROS

Un filtro es un sistema que permite manipular y tomar de una señal el espectro de las frecuencias que nos interesan e impedir a la salida los no deseados como bien puede ser el ruido por mencionar un ejemplo. En la figura 2.7 se muestran los principales filtros de manera ideal ya que de manera real no hay un cambio tan abrupto

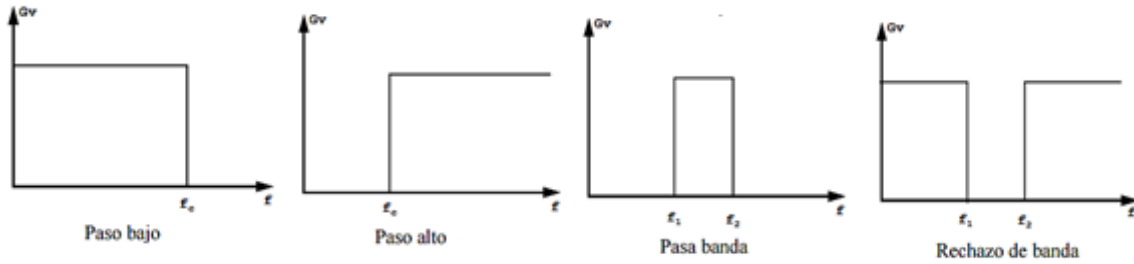


Figura 2.7: Tipos de filtros y cómo funcionan en frecuencia [18]

En cuanto a los filtros reales se han diseñado varios con el fin de aproximarse a los ideales, aunque los más recurridos y conocidos se muestran en la figura 2.8.

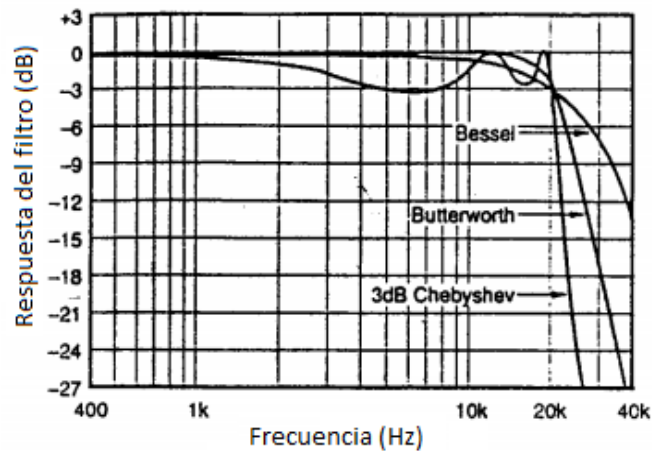
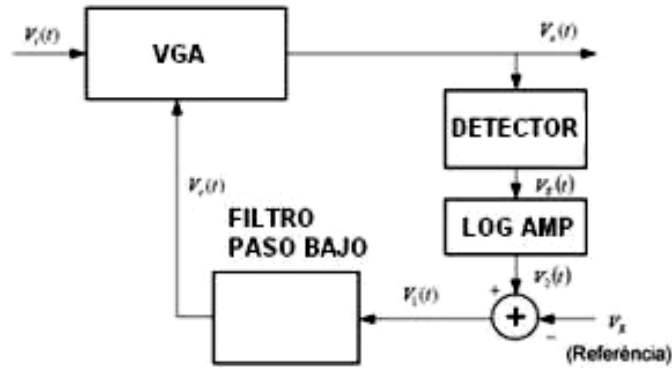


Figura 2.8: Filtros Butterworth, Chebysev y Bessel [18].

2.4 CONTROL AUTOMÁTICO DE GANANCIA (AGC)

El AGC es un sistema realimentado, que usa la variable de salida, tomando una muestra, para procesarla debidamente y generar una señal de control $v_c(t)$ que permita variar la ganancia del amplificador en función del nivel de salida que se elija. Por tanto, un AGC proporciona una variable de salida fija frente a las variaciones de entrada [41].

El diagrama de bloques clásico de un AGC se puede ver en la siguiente figura



2.9 Diagrama de bloques de un AGC [41].

Consta de un VGA o amplificador variable por tensión, que responde a la expresión vista en el apartado anterior, un detector de envolvente, porque la amplitud de la señal v_{out} contiene la información de la variación de la señal de entrada, ya que v_{out} es proporcional a v_{in} , un comparador, que compara la señal detectada con una señal de referencia v_{ref} , que es la que gobernará el nivel de salida adecuado en v_{out} y un filtro integrador, que proporciona la variable de control v_c .

Al variar v_{in} en el instante t , el VGA está en estado estacionario, comportándose como un amplificador lineal de ganancia fija. Esto provoca una variación en la señal de salida v_{out} que sigue a la entrada v_{in} . Esta variación se detecta mediante el detector de envolvente provocando un cambio en la salida del comparador, que al ser integrado modifica el valor de v_c adecuándolo para que v_{out} se corrija, teniendo el mismo voltaje posterior al cambio.

$$v_{out}(t) = g \cdot v_{in}(t) \quad (2.6)$$

$$v_{out}(t) = g(v_c(t)) \cdot v_{in}(t) \quad (2.7)$$

Es un proceso dinámico: las señales v_{in} y v_{out} varían de forma temporal, pero manteniendo un nivel estacionario de envolvente constante. Por ejemplo, una onda senoidal pura tiene una envolvente constante, ya que la función seno está acotada

Cuando se detecta un cambio en la envolvente en un determinado instante de tiempo, el valor de pico de la amplitud cambia y es detectado por el detector, que inicia un proceso de realimentación temporal que no afecta a la forma de la onda, pero sí a su amplitud. Este cambio es el que obligará a que vc tome el valor adecuado, realizándolo de forma gradual [41].

2.5 MICRÓFONOS

Los micrófonos son transductores electro-acústicos por lo que convierten la energía acústica en energía eléctrica y son comúnmente utilizados en audio debido a esto. Existen diversos tipos de micrófonos así que solo mencionaremos algunos y sus características principales.

Las características generales de los micrófonos son las siguientes:

- Sensibilidad.
- Fidelidad.
- Directividad.
- Impedancia interna.
- Distorsión.
- Dinámica.
- Factor de sensibilidad a los campos magnéticos.
- Polaridad.

Se pueden clasificar según T.M.E. que consiste en un elemento electromagnético, electrostático, piezoeléctrico, etc, que convierte el desplazamiento del diafragma en una señal eléctrica. Por lo que indica la eficiencia del micrófono en la conversión de energía (onda) acústica a energía (señal) eléctrica [19].

- DINÁMICOS: De bobina y De cinta.
- ELECTROSTÁTICOS: De condensador y Electret.
- PIEZOELÉCTRICOS.
- MAGNÉTICOS.
- DE CARBÓN.

Micrófono de bobina móvil. Los micrófonos dinámicos, también llamados de bobina móvil, basan su funcionamiento en el fenómeno de generación de una tensión electromotriz, o inducida, en un conductor que se desplaza, por efecto de la presión acústica, en el interior de un campo magnético. El micrófono de bobina móvil es muy popular, pues se utiliza

tanto en magnetófonos de casete de uso doméstico como en estudios profesionales de grabación [19].

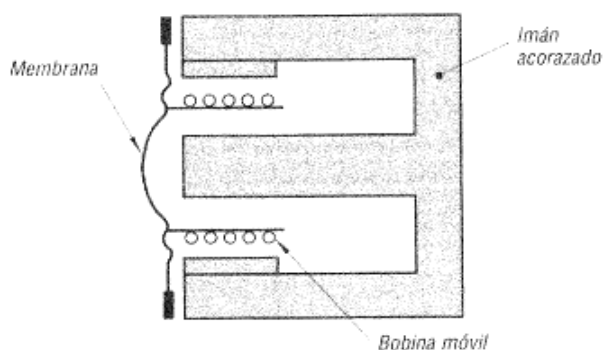


Figura 2.10: Micrófono de bobina móvil [19]

Micrófono de cinta. Se basan en el mismo principio que los de bobina, pero ahora el conductor que se mueve en el campo magnético es una cinta metálica de aluminio de 2 a 5 μm de espesor, 3 a 4 mm de ancho y unos 5 cm de longitud en forma de zigzag, que se encuentra situada, y puede oscilar, entre los polos de un potente imán, tal y como se puede ver en la figura 2.10.

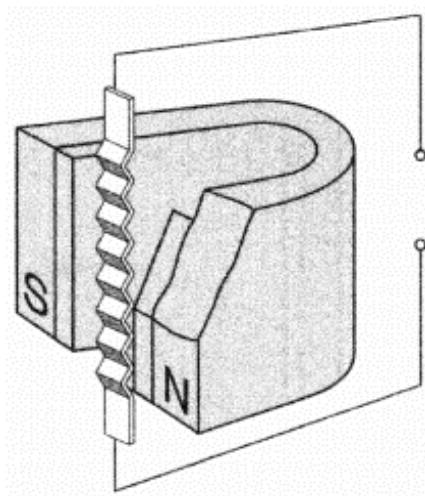


Figura 2.11: Micrófono de cinta [19].

Micrófono de condensador. También conocido como micrófono de capacidad o micrófono electrostáticos, es un micrófono de alta calidad cuyos principios de funcionamiento están basados en la atracción y repulsión de cargas eléctricas.

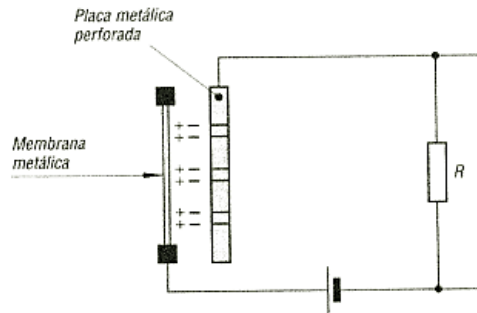


Figura 2.12: Micrófono de condensador [19].

Consiste en un condensador formado por una placa fija (la membrana exterior) y otra móvil. Para funcionar necesita de una polarización o alimentación de tensión continúa que mantenga cargado el condensador [19].

Micrófono electret. El micrófono electret es un micrófono de condensador que utiliza un electrodo laminar, que no necesita tensión de polarización. La cámara de aire del micrófono de condensador ha sido sustituida por un polímero llamado electret, material que está pre-polarizado eléctricamente, con lo que este tipo de micrófono no necesita polarización externa.

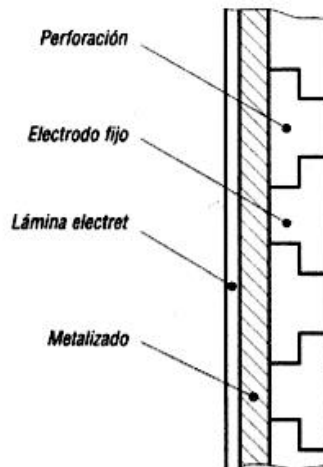


Figura 2.13: Micrófono electret [19]

Este tipo de micrófono consta de dos partes esenciales:

- Un electrodo fijo.
- Un electrodo móvil.

El electrodo fijo está constituido por una placa metálica con perforaciones. El electrodo móvil consta de una membrana de material plástico (policarbonato fluorado) [19].

Existen otros tipos y clasificaciones de micrófonos que caben mencionar como son:

- Micrófono de presión.
- Micrófono gradiente.
- Micrófono combinado de presión y gradiente.
- Micrófonos de contacto
- Micrófonos inalámbricos

2.6 AUDÍFONOS Y BOCINAS

Los audífonos y bocinas también conocidos como altavoz y altoparlante [20] están conformados por las mismas partes que el micrófono, solo que este va a convertir las señales eléctricas provenientes del dispositivo al que va acoplado y las va a transformar en señales acústicas (auditivas principalmente), las cuales vamos a poder oír y por ende va a formar parte de nuestra última etapa de la ayuda auditiva, por lo tanto va a ser nuestra salida y por ende el paciente puede elegir los audífonos de su preferencia ya que existen muchos tipos de estos en el mercado, por lo que solo mencionaremos algunos.

Altavoz dinámico o Altavoz de bobina móvil: La señal eléctrica de entrada actúa sobre la bobina móvil que crea un campo magnético que varía de sentido de acuerdo con dicha señal. Este flujo magnético interactúa con un segundo flujo magnético continuo generado normalmente por un imán permanente que forma parte del cuerpo del altavoz, produciéndose una atracción o repulsión magnética que desplaza la bobina móvil, y con ello el diafragma adherido a ella. Al vibrar el diafragma mueve el aire que tiene situado frente a él, generando así variaciones de presión en el mismo o vibraciones, o lo que es lo mismo, ondas sonoras.

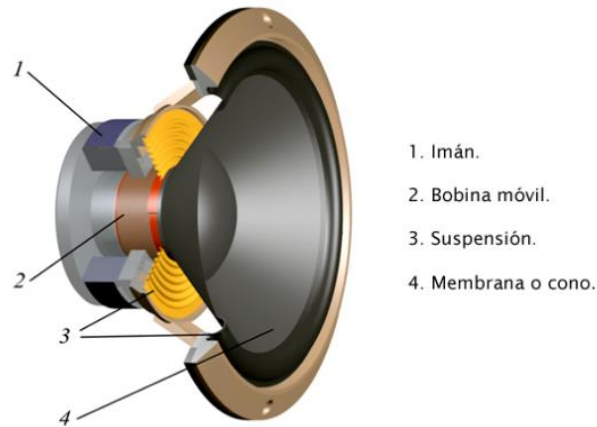


Figura 2.14. Partes del altoparlante dinámico [21]

Altavoz electrostático o Altavoz de condensador: Estos altavoces tienen una estructura de condensador, con una placa fija y otra móvil (el diafragma), entre las que se almacena la energía eléctrica suministrada por una fuente de tensión continua. Cuando se incrementa la energía almacenada entre las placas, se produce una fuerza de atracción o repulsión eléctrica entre ellas, dando lugar a que la placa móvil se mueva, creando una presión útil. Tienen mayor coste que los dinámicos.

Altavoz piezoeléctrico: En estos altavoces el actuador es un material piezoeléctrico, que al recibir una diferencia de tensión entre sus superficies metalizadas experimenta alargamientos y compresiones. Si se une a una de sus caras un cono abocinado, éste sufrirá desplazamientos capaces de producir una presión radiada en frecuencia audible. Es poco lineal, con bajo rendimiento y se limita su uso a altas frecuencias. Se aplica en relojes, teléfonos móviles, cámaras fotográficas y de video, juguetes, impresoras, microondas, vehículos, etc.

Altavoz de cinta: El altavoz de cinta tiene un funcionamiento similar al altavoz dinámico, pero con diferencias notables. La más obvia, en lugar de bobina, el núcleo es una cinta corrugada.

Altavoz de panel o altavoz de modos distribuidos: Sus propiedades eléctricas, mecánicas y acústicas difieren drásticamente de los altavoces convencionales ya que usan el principio de distribución óptima de los modos de vibración de una lámina rígida delgada que han sido excitados por un pequeño transductor en un punto del panel. De este modo, se consigue radiar un amplio margen de frecuencias en todas direcciones con un nivel de presión considerable y una distorsión muy baja

Pantalla infinita: Es un sistema de colocación para altavoces dinámicos, que consiste en integrar el altavoz en una gran superficie plana (por ejemplo, una pared) con un agujero circular en el centro (donde va alojado el cono del altavoz).

Altavoz Bassreflex: Es un sistema de construcción de altavoces para mejorar la respuesta en bajas frecuencias. En una de las paredes de la caja se abre una puerta (orificio en forma de tubo) y todos los parámetros que afectan al volumen interno de la caja están previstos para que el aire en el interior del tubo resuene en una baja frecuencia determinada.

Radiador auxiliar de graves. Como el bass-reflex, su finalidad es proporcionar un refuerzo de graves. Se trata de un sistema similar al bassreflex, pero en lugar de un simple orificio en forma de tubo convencional, este tubo se pliega en forma de laberinto.

Altavoz de carga con bocina: La bocina es un cono alimentado por un motor que permite aumentar la señal eléctrica de entrada hasta en 10 dB a la salida, con lo que son muy empleadas cuando se requiere gran volumen sonoro.

Altavoz activo. Tipo de altavoz caracterizado por el uso de filtros activos (digitales o analógicos), en lugar de filtros pasivos, para dividir el espectro de audiofrecuencia en intervalos compatibles con los transductores empleados. La señal es amplificada después de la división de frecuencias con un amplificador dedicado por cada transductor.

2.7 TECNOLOGÍA DE MONTAJE SUPERFICIAL

La tecnología de montaje superficial (conocida como SMT, del inglés "SurfaceMount Technology") es el sistema o conjunto de procesos usados para soldar componentes de montaje superficial (SMC, "Surface Mount Component") o SMD (Surface Mount Devices o dispositivos de montaje superficial) en una tarjeta de circuito impreso (PCB, "Printed Circuit Board"). Los SMC son componentes micro miniaturizados con o sin terminales que se sueldan directamente en unas zonas conductoras situadas en la superficie de la PCB llamadas huellas ("lands") sin la necesidad de ser insertados y atravesar la tarjeta (THT, "Through Hole Technology") [22].

Las ventajas principales de los componentes SMD se basan en su reducido tamaño y en la ausencia de hilos. Son bastante pequeños (resistencias de 2mm de largo x 1 de ancho, y menos, y transistores e ICs incluso con 0.6mm entre las patas), y ahorran básicamente espacio y longitud de pistas de

cobre. Esto es una gran ventaja porque se pueden hacer placas que ocupan la cuarta parte de espacio, reduciendo la longitud de las pistas.

Las principales desventajas están relacionadas con aspectos térmicos. El reducido tamaño implica que la superficie de disipación también es menor, y normalmente la resistencia térmica entre el interior del componente y el exterior es más grande [22].

CAPÍTULO III: CIRCUITO AMPLIFICADOR PARA UNA AYUDA AUDITIVA

Dada la complejidad que representa el diseñar e implementar una ayuda auditiva, además de las normas que deben ser cumplidas, como son las del Instituto Americano de Estándares Nacionales (ANSI) y la Comisión Electrotécnica Internacional (IEC), es la razón por la cual nos limitamos a la simulación de una ayuda auditiva, para corroborar los cálculos obtenidos. Por lo que en este capítulo se darán a conocer a detalle las etapas que se pueden ver en el diagrama de bloques general en la figura 3.1, que corresponden a la ayuda auditiva, así como la razón del por qué se escogieron los componentes que se recomiendan.

3.1 DIAGRAMA DE BLOQUES GENERAL

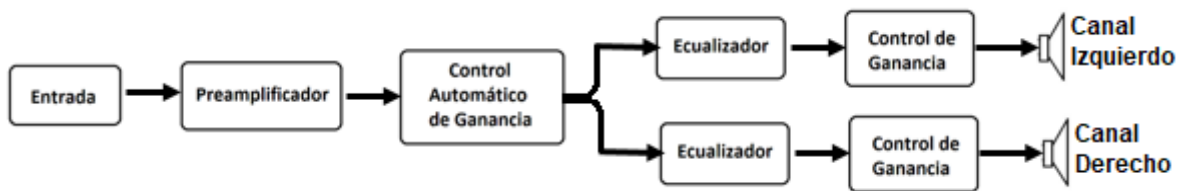


Figura 3.1. Diagrama de bloques de la ayuda auditiva

3.2 ETAPA DE ENTRADA

Para la etapa de entrada usamos un micrófono CMC-2242PBL-A [apéndice A], es de tipo condensador electret. Fue elegido en base a su bajo consumo de corriente, frecuencia de operación dentro del rango de Audición humana (20 Hz – 20 KHz), tamaño reducido, sin perder de vista el precio y calidad por lo que sus principales características se muestran en la tabla 3.1.

Propiedades direccionales	Omnidireccional
Impedancia de salida (Z_{out})	2.2 K Ω
Sensibilidad (S)	-42 \pm 3 dB
Voltaje de operación	2 V dc (estándar) a 10 V dc (max.)
Frecuencia de operación (f)	100 ~ 20,000 Hz
Consumo de corriente (IDSS)	0.5 mA max.
Relación señal a ruido (S / N)	58 dBA

Temperatura de operación	-20 ~ +70° C
Dimensiones	ø6.0 x 2.2 mm

Tabla 3.1: Propiedades principales del micrófono CMC-2242PBL-A

Diagrama esquemático y de polarización del micrófono

Para el armado del circuito nos basaremos en la configuración que el fabricante recomienda en la hoja de especificaciones [apéndice A] para que trabaje de acuerdo a las características que se pueden ver en la tabla 3.1.

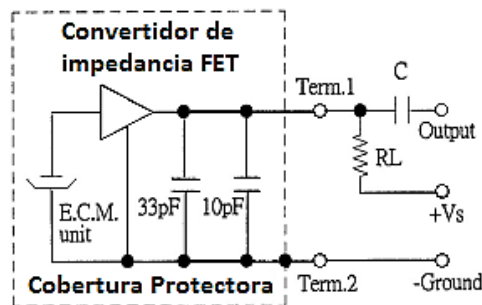


Figura 3.2: Diagrama esquemático y de conexión del micrófono CMC-2242PBL-A [apéndice A]

La alimentación $V+$ se fijó a +3.3 V ya que está dentro de los parámetros de alimentación del micrófono, además de que es el voltaje ideal con el que se diseñó de la ayuda auditiva y con el cual estará alimentado. Finalmente se fijó un capacitor de 0.1 μF dado que este va a ir a la entrada del preamplificador MAX9814 [apéndice B] donde este capacitor junto con la resistencia de carga R_L que se calculó en 22 $\text{K}\Omega$, para que así en conjunto nos proporcione un filtro paso altas, que nos va a permitir dejar pasar solo las frecuencias mayores a 72 Hz (véase ecuación 3.1) que son las frecuencias más bajas con las que funciona apropiadamente el micrófono y que está dentro del rango de las frecuencias más bajas que el humano puede oír.

$$f_{-3dB} = \frac{1}{2\pi \times R_L \times C} \quad (3.1)$$

Frecuencia de corte (f_0)	72 Hz
Voltaje de alimentación ($+V_s$)	3.3 V
Resistencia de carga (R_L)	18 $\text{K}\Omega$
Capacitor (C)	0.1 μF

Tabla 3.2: Valores de operación y sus elementos

Diagrama de dimensiones

Las dimensiones del Micrófono CMC-2242PBL-A tiene las dimensiones correctas para la ayuda auditiva ya que este tiene un tamaño bastante reducido como se ve en la figura 3.3 y un peso de 0.15 gramos como máximo.

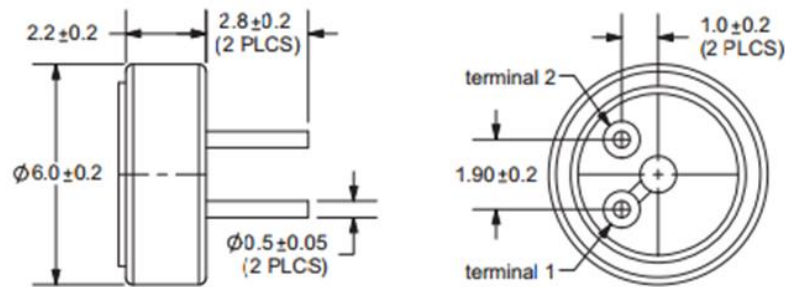


Figura 3.3: Diagrama de dimensiones del micrófono CMC-2242PBL-A [apéndice A].

Respuesta en frecuencia

La respuesta en frecuencia que ofrece el micrófono CMC-2242PBL-A es bastante buena gracias a su linealidad como se muestra en la figura 3.4, además de que cubre casi todo el ancho de banda excepto en las frecuencias que están por debajo de los 100 Hz, pero sin duda está dentro de lo buscado ya que idealmente la audición humana está comprendida entre las frecuencias audibles que van desde los 20 Hz a los 20 KHz.

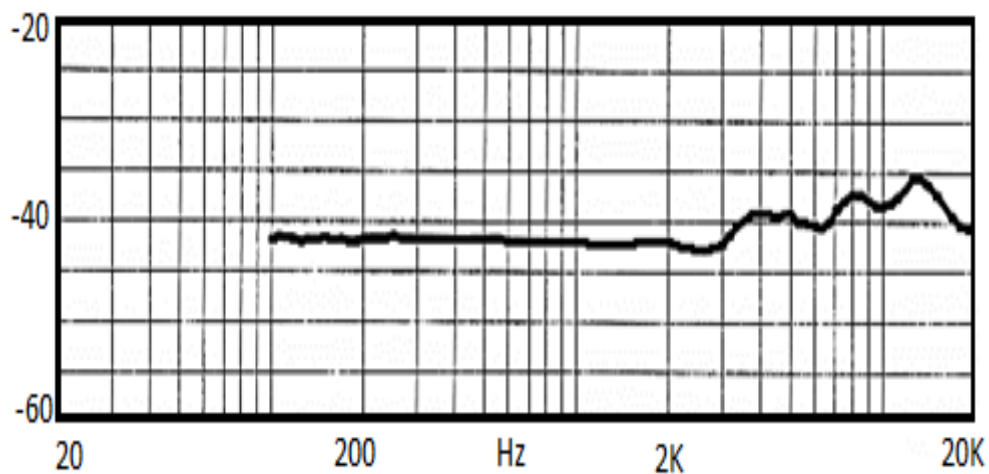


Figura 3.4: Grafica que muestra la respuesta en frecuencia del micrófono [apéndice A].

3.3 PREAMPLIFICACIÓN Y CONTROL AUTOMÁTICO DE GANANCIA

Para la etapa de pre-amplificación y control automático de ganancia utilizamos el circuito integrado MAX9814, ya que este CI además de estar diseñado para amplificar la señal proveniente del micrófono, tiene integrado un control automático de ganancia (AGC) lo que nos ahorra espacio en el circuito al no tener que implementar el ACG en una etapa posterior.

Las propiedades de operación de este CI son muy apropiadas para cumplir el objetivo, ya que el THD está muy por debajo del 1% que es valor típico de THD que se pide como estándar en la calidad del audio, entre otras propiedades como se muestra en la tabla 3.3.

Distorsión armónica total (THD) más ruido	0.04 %
Impedancia máxima de entrada	10 k Ω
Voltaje de alimentación	2.7 V - 0.5 V
Temperatura funcional	-40 °C - + 85 °C
Corriente de suministro operativa	3.1 mA

Tabla 3.3: Propiedades principales del Circuito integrado MAX9814 [apéndice B].

Voltaje de salida (VOUT) contra voltaje de entrada (VIN)

En la figura 3.5 se puede apreciar cómo se comporta el voltaje de salida con relación al voltaje de entrada, de acuerdo a la configuración que se va a emplear.

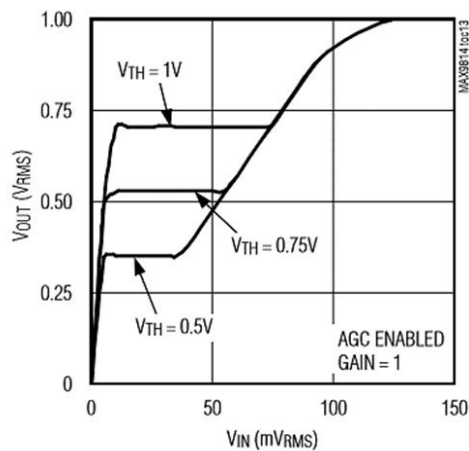


Figura 3.5: Respuesta del voltaje de salida ante el voltaje de entrada del MAX9814 [apéndice B]

Ganancia vs frecuencia

En la figura 3.6 se pueden apreciar las curvas de la respuesta en frecuencia al darle ganancias de 40 dB, 50 dB y 60 dB que son las 3 diferentes ganancias que el CI MAX9814 es capaz de suministrar, por lo que nosotros utilizaremos la ganancia de 40 dB, que es la que nos propone el fabricante del CI MAX9814 y que se acopla con la salida del micrófono para así tener una señal pre amplificada lista para la siguiente etapa.

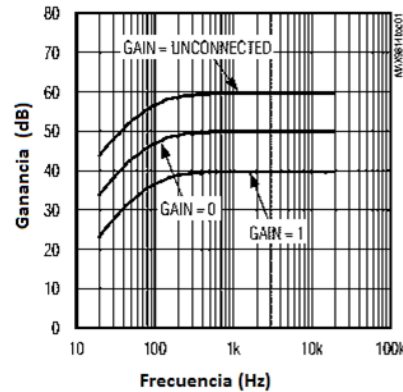


Figura 3.6: Grafica donde se muestra la ganancia contra la frecuencia del MAX9814 [apéndice B].

Ruido del micrófono contra frecuencia

En la figura 3.7 se muestra la relación del ruido en el micrófono contra la frecuencia, por lo que podemos apreciar que se estabiliza la variación del ruido en frecuencias de 1 KHz en adelante. esto es muy importante porque la voz humana en promedio está comprendida entre 1 KHz y 3 KHz, por lo tanto, la voz proveniente del exterior y frecuencias superiores a 1 KHz no se va a ver afectada por el ruido, dándole mayor fidelidad al dispositivo.

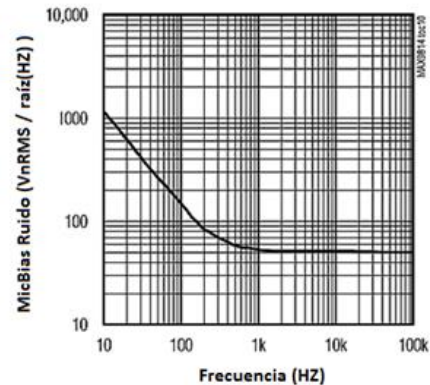


Figura 3.7: Distorsión armónica total más el ruido contra la frecuencia del MAX9814 [apéndice B]

Distorsión armónica total (THD) más el ruido (N) contra la frecuencia

En la figura 3.8 se muestra la relación de la distorsión armónica total (THD) más el ruido en las distintas bandas de frecuencia donde se puede que para las frecuencias por debajo de los 100 Hz se ven más afectadas sin embargo nuestro micrófono solo va a trabajar con frecuencias mayores a estos 100 Hz por lo que se podrá trabajar perfectamente con este integrado, dado que las frecuencias comprendidas entre los 100 Hz y 20 KHz THD + N se van a ver en lo mínimo afectadas por estos factores como se muestra en la figura 3.8.

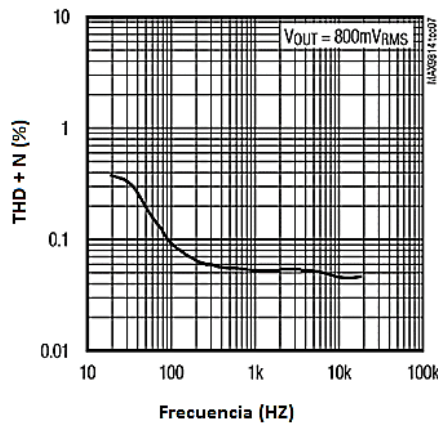


Figura 3.8: Distorsión armónica total más el ruido contra la frecuencia del MAX9814 [apéndice B]

Tiempo de ataque (ATC)

La constante de tiempo del ataque (ATC) está dada por $2400 \times CCT$ segundos (donde CCT es el condensador de temporización externa)

Si queremos una $ATC = 1 \text{ ms}$

$$1 \text{ ms} = 2400 \times CCT \quad (3.2)$$

Tomamos el valor más cercano de un capacitor comercial se tiene:

$$CCT = 470 \text{ nF} \quad (3.3)$$

$$ms = 1.128 \text{ ms} \quad (3.4)$$

Por lo que para un capacitor comercial de 470 nF tendremos un ATC de 1.128 ms que es un buen tiempo de acción para cuando entra un sonido muy fuerte, se ajuste la ganancia automáticamente disminuyendo

los dB y así garantizar que el sonido final no sea excesivo y pueda dañar la integridad del paciente.

En la figura 3.9 se muestran las gráficas para dos diferentes capacitores

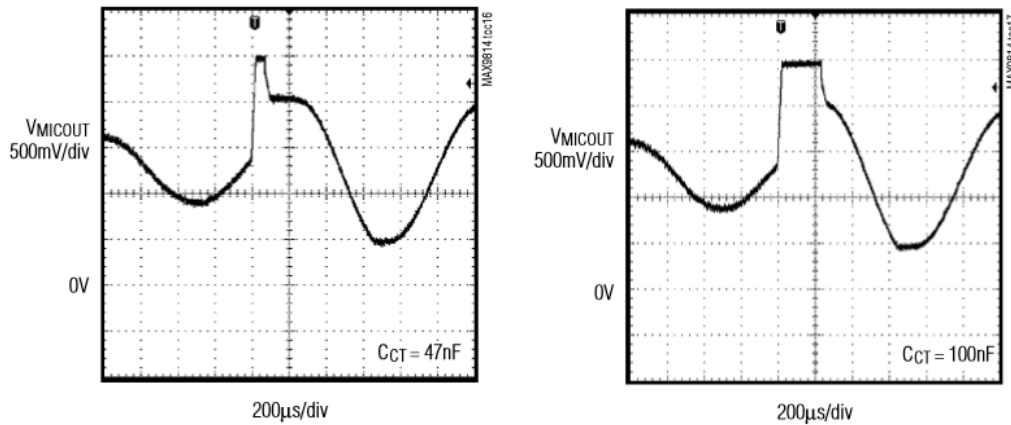


Figura 3.9: Tiempo de ataque del CI MAX9814 para un CCT de 47 nF y 100nF [apéndice B]

Tiempo de respuesta en la retención y liberación del AGC

En la figura 3.10 se muestra el tiempo de ataque (ATTACK), la retención (HOLD) después de este y finalmente la liberación (RELEASE) al entrar un sonido muy alto (es proporcional al voltaje), lo que demuestra como la salida se ve atenuada en cuestión de milisegundos.

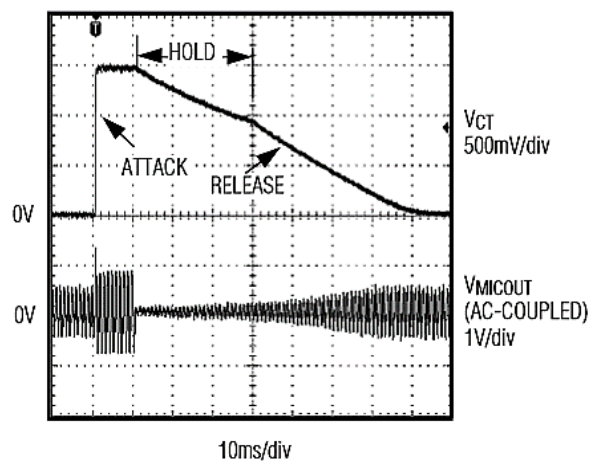


Figura 3.10: Tiempo de respuesta en retención y liberación del AGC en el CI MAX9814 [apéndice B]

Circuito del preamplificador con control automático de ganancia.

Para el preamplificador y el control automático de ganancia, utilizaremos la configuración sugerida por el fabricante, ya que ésta cumple con las necesidades de ganancia, control automático de ganancia, tiempo de respuesta ante una señal excesiva de ruido, así como para acoplamiento del micrófono.

El capacitor de entrada (C_{IN}) y la resistencia de polarización para el micrófono ($R_{MICBIAS}$) forman un filtro paso altas que elimina cualquier corriente directa (DC) no deseada de una señal de entrada (ver figura 3.11). C_{IN} impide cualquier componente de corriente continua (CC) de la fuente de entrada en la señal, en el caso de aparecer en la salida del amplificador.

Considerando una impedancia de la fuente igual a cero, se tiene la ecuación 3.5 para calcular el filtro paso alta.

$$f_{-3dB_IN} = \frac{1}{2\pi \times R_{IN} \times C_{IN}} \quad (3.5)$$

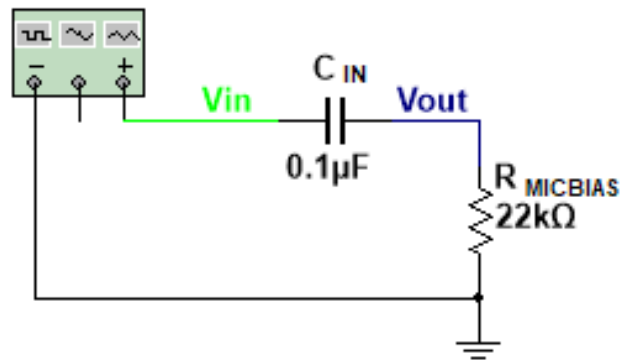


Figura 3.11: Filtro paso altas con $f_c=72$ Hz

Frecuencia de corte (f_c)	72 Hz
Voltaje de alimentación ($+V_s$)	3.3 V
Resistencia de carga ($R_{MICBIAS}$)	22 KΩ
Capacitor (C_{IN})	0.1 μF

Tabla 3.4: Valores de operación y sus elementos

Para eliminar el desplazamiento de corriente continua, se debe utilizar un capacitor de acoplamiento (C_{OUT}). Dependiendo de la resistencia de entrada de la etapa siguiente, C_{OUT} y R_{OUT} forman un filtro paso altas (ver figura 3.12). En el punto de -3 dB del filtro paso alta, asumiendo la impedancia de salida igual a cero, por lo que está dada por la ecuación 3.6.

$$f_{-3dB_out} = \frac{1}{2\pi \times R_{out} \times C_{out}} \quad (3.6)$$

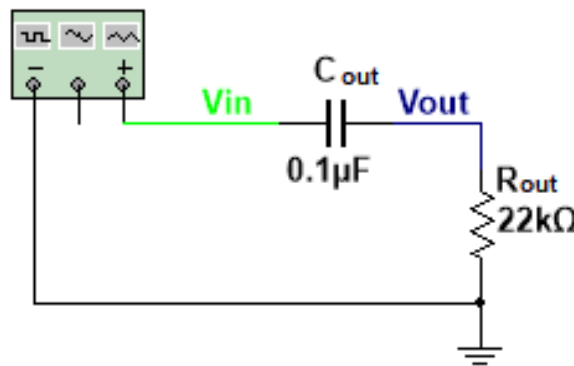


Figura 3.12: Filtro paso altas con $f_c=72.3$ Hz

La frecuencia de corte del filtro paso alta se fijó en 72 Hz (ver tabla 3.5), para evitar frecuencias menores y sobre todo ruido de 60 Hz, y así en la siguiente etapa que es la de ecualización la señal entre limpia y dentro de los parámetros de audición deseable.

Frecuencia de corte (f_0)	72 Hz
Voltaje de alimentación ($+V_s$)	3.3 V
Resistencia de carga (R_{out})	22 KΩ
Capacitor (C_{out})	0.1 μF

Tabla 3.5: Valores de operación y sus elementos

El circuito de la figura 3.13 ha sido diseñado con un tiempo de ataque de 1.1 ms, Ganancia de 40 dB, y una relación de ataque y liberación de 1:500, todo esto con criterio y base a la información y configuraciones propuestas por el fabricante, que son perfectos para la aplicación [Apéndice B].

(factor de selectividad o de calidad) se ve afectado de una manera exponencial H_{OBP} , es decir es decir que la señal que coincida con la frecuencia f_0 será amplificada 200 veces (ver ecuación 3.7) y dependiendo de la amplitud de V_i es posible que el OPAM se sature fácilmente [43]. Para esta diseño no se empleo una aproximación establecida ya que todos los datos fueron calculados pensando en el ancho de banda seleccionando las frecuencias antes mencionadas tanto para graves, medios y agudos, así como una ganancia unitaria (H_{OBP}).

$$H_{OBP} = -2 \cdot Q^2 \quad (3.7)$$

Para el diseño partimos de la topología mostrada en la figura 3.14.

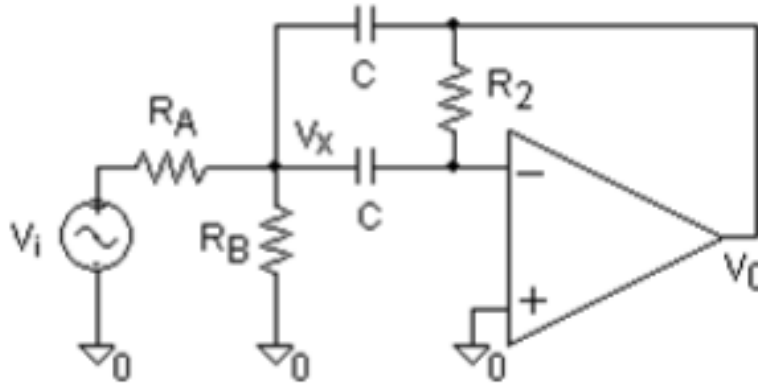


Figura 3.14: filtro paso altas de segundo orden con atenuador de entrada sin transformación Thevenin-Norton y Norton-Thevenin [43].

La topología mostrada se puede modificar si se aplican transformaciones Thevenin-Norton y Norton-Thevenin. El circuito que resulta se muestra a continuación (figura 3.15) junto con las equivalencias que resultan de las transformaciones: [43]

$$V_{equ} = V_i \cdot \left(\frac{R_B}{R_B + R_A} \right) \quad (3.8)$$

$$R_{equ} = \frac{R_A \cdot R_B}{R_A + R_B} \quad (3.9)$$

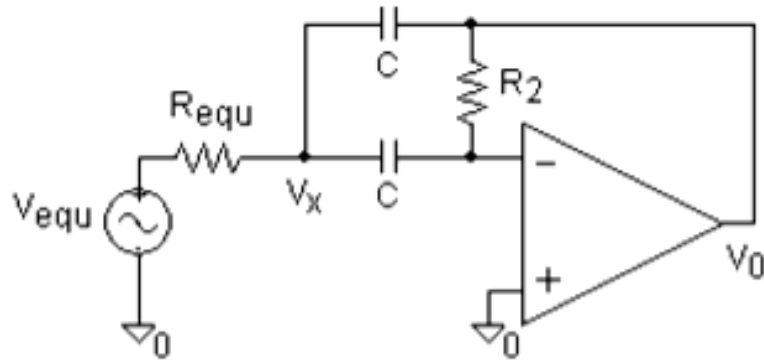


Figura 3.15: filtro paso altas de segundo orden con atenuador de entrada al aplicar transformación Thevenin-Norton y Norton-Thevenin [43].

Como se observa, el circuito corresponde a un paso banda clásico, por lo que sólo es necesario sustituir en sus ecuaciones los equivalentes V_{equ} y R_{equ} . A continuación, se muestran las ecuaciones ya modificadas [43].

$$H = H_{0BP} \cdot H_{BP} \quad (3.10)$$

$$H_{0BP} = \frac{R_B}{R_A + R_B} 2 \cdot Q^2 \quad (3.11)$$

$$H_{BP} = \frac{\frac{j}{Q} \left(\frac{f}{f_0} \right)}{1 - \left(\frac{f}{f_0} \right)^2 + \frac{j}{Q} \left(\frac{f}{f_0} \right)} \quad (3.12)$$

$$f_0 = \frac{1}{2 \cdot \pi C \sqrt{R_{equ} \cdot R_2}} \quad (3.13)$$

Haciendo uso de las anteriores ecuaciones se obtienen las ecuaciones 3.14, 3.15 y 3.16, las cuales son las ecuaciones principales que se emplearon para el diseño de los filtros.

$$R_A = \frac{R_2}{2 \cdot |H_{0BP}|} \quad (3.14)$$

$$R_B = \frac{R_2}{2} \cdot \left(\frac{1}{2 \cdot Q^2 - |H_{0BP}|} \right) \quad (3.15)$$

$$R_2 = \frac{Q}{\pi \cdot f_0 \cdot C} \quad (3.16)$$

3.4.1 Filtro paso banda de segundo orden con atenuador de entrada, para Graves.

En la figura 3.16 se muestra el filtro paso banda de segundo orden con atenuador de entrada diseñado para operar entre las frecuencias de 450 Hz y 900 Hz, las cuales corresponden a los tonos graves del dispositivo.

Partimos con el diseño del filtro al fijar los parámetros de la tabla 3.6.

Frecuencia Inicial	f_1	450 Hz
Frecuencia Final	f_2	900 Hz
Capacitores	$C_1 = C_2$	0.01 μF
Ganancia	H_{0BP}	1

Tabla 3.6: Valores iniciales del diseño

A partir de la tabla 3.6 obtenemos la tabla 3.7

Frecuencia central	f_c	636 Hz
Factor de calidad	Q	1.4
Ancho de banda	Bw	450 Hz

Tabla 3.7: Datos obtenidos a partir de la tabla 3.6

A partir de la tabla 3.7 podemos obtener los valores de los componentes haciendo uso de las ecuaciones 3.14, 3.15 y 3.16, así obtenemos los valores de las resistencias tanto de forma teórica, como las más cercanas que se encuentran comercialmente en el mercado. Ver tabla 3.8.

Resistencia	Resistencia teórica	Resistencia comercial
R2	70 K Ω	68 K Ω
RA	34 K Ω	33 K Ω
RB	11.7 K Ω	12 K Ω

Tabla 3.8: Valores de las resistencias obtenidas de manera teórica y las más aproximadas que se encuentran comercialmente

Finalmente tomando los valores comerciales más cercanos de las resistencias se obtiene el diseño final mostrado en la figura 3.16.

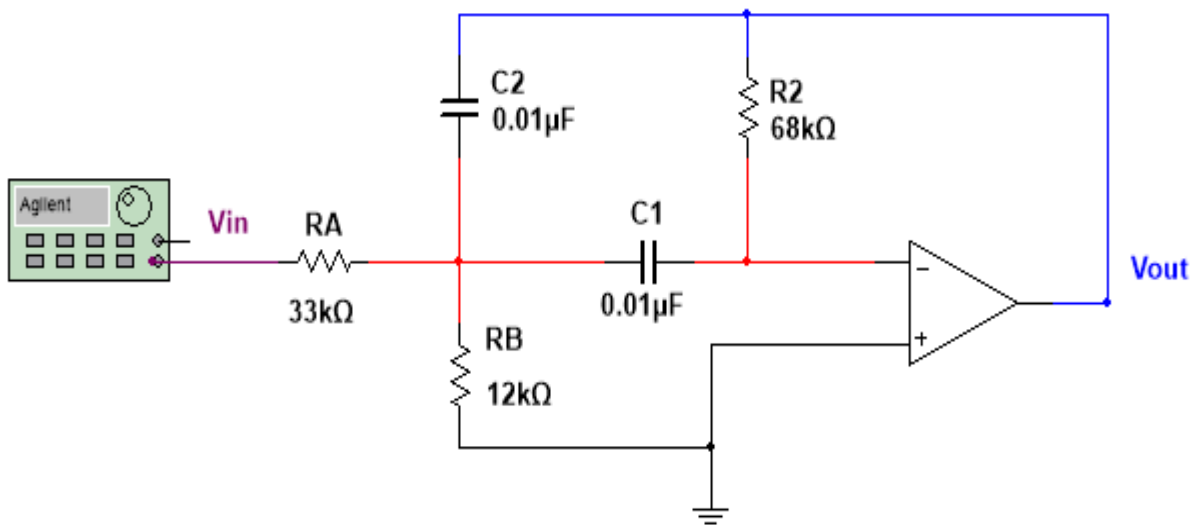


Figura 3.16. Filtro paso banda de segundo orden con atenuador de entrada para Graves.

3.4.2 Filtro paso banda de segundo orden con atenuador de entrada, para Medios.

En la figura 3.17 se muestra el filtro paso banda de segundo orden con atenuador de entrada diseñado para operar entre las frecuencias de 1 KHz y 2 KHz, las cuales corresponden a los tonos medios del dispositivo.

Partimos con el diseño del filtro al fijar los parámetros de la tabla 3.9.

Frecuencia Inicial	f_1	1 KHz
Frecuencia Final	f_2	2 KHz
Capacitores	$C_1 = C_2$	0.01 μ F
Ganancia	H_{OBP}	1

Tabla 3.9: Valores iniciales del diseño.

A partir de la tabla 3.9 obtenemos la tabla 3.10.

Frecuencia central	fc	1.4 KHz
Factor de calidad	Q	1.4
Ancho de banda	Bw	1 KHz

Tabla 3.10: Datos obtenidos a partir de la tabla 3.9.

A partir de la tabla 3.10 podemos obtener los valores de los componentes haciendo uso de las ecuaciones 3.14, 3.15 y 3.16 y de este modo obtenemos los valores de las resistencias tanto obtenidas de forma teórica, como las más cercanas que se encuentran comercialmente en el mercado. Ver tabla 3.11.

Resistencia	Resistencia teórica	Resistencia comercial
R2	31.5 KΩ	33 KΩ
RA	15 KΩ	15 KΩ
RB	5.6 KΩ	5.6 KΩ

Tabla 3.11: Valores de las resistencias obtenidas de manera teórica y las más aproximadas que se encuentran comercialmente

Finalmente tomando los valores comerciales más cercanos de las resistencias, se obtiene el diseño final mostrado en la figura 3.17.

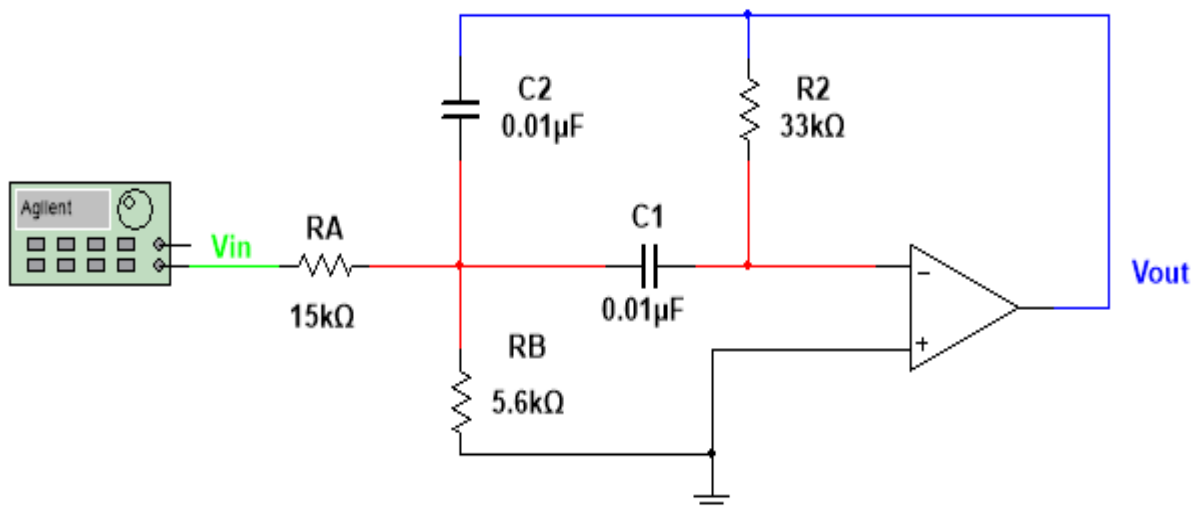


Figura 3.17. Filtro paso banda de segundo orden con atenuador de entrada para Medios.

3.4.3 Filtro paso banda de segundo orden con atenuador de entrada, para Agudos.

En la figura 3.18 se muestra el filtro paso banda de segundo orden con atenuador de entrada diseñado para operar entre las frecuencias de 2 KHz y 4 KHz, las cuales corresponden a los tonos agudos del dispositivo.

Partimos con el diseño del filtro al fijar los parámetros de la tabla 3.12.

Frecuencia Inicial	f_1	2 KHz
Frecuencia Final	f_2	4 KHz
Capacitores	$C_1 = C_2$	0.01 μF
Ganancia	H_{OBP}	1

Tabla 3.12: Valores iniciales del diseño.

A partir de la tabla 3.12 obtenemos la tabla 3.13.

Frecuencia central	f_c	2.8 KHz
Factor de calidad	Q	1.4
Ancho de banda	Bw	1 KHz

Tabla 3.13: Datos obtenidos a partir de la tabla 3.12.

A partir de la tabla 3.13 podemos obtener los valores de los componentes haciendo uso de las ecuaciones 3.14, 3.15 y 3.16, por lo que obtenemos los valores de las resistencias tanto obtenidas de forma teórica, como las más cercanas que se encuentran comercialmente en el mercado. Ver tabla 3.14.

Resistencia	Resistencia teórica	Resistencia comercial
R2	15.7 KΩ	15 KΩ
RA	5.3 KΩ	6.8 KΩ
RB	2.6 KΩ	2.7 KΩ

Tabla 3.14: Valores de las resistencias obtenidas de manera teórica y las más aproximadas que se encuentran comercialmente

Finalmente tomando los valores comerciales más cercanos de las resistencias, se obtiene el diseño final mostrado en la figura 3.18.

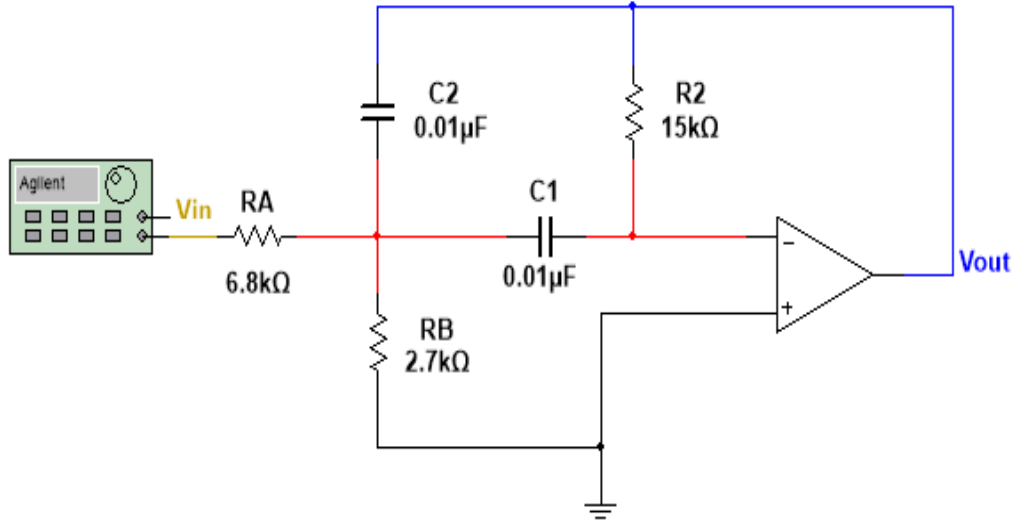


Figura 3.18. Filtro paso banda de segundo orden con atenuador de entrada para Agudos.

3.5 Control de Ganancia y de Volumen

Para la etapa de control de ganancia se le agrego un juego de resistencias en serie (ver figura 3.19), una con un tripot en configuración divisor de voltaje para atenuar o dar ganancia a cada frecuencia y la otra fija que va conectada a la entrada del sumador inversor el cual esta retroalimentado con un tripot para darle la ganancia o atenuación (ver ecuación 3.16) necesaria a cada banda dependiendo de las necesidades del paciente para sumar las 3 bandas de señales provenientes y finalmente se dota a este con un tripot para el control de volumen en el dispositivo dándonos como resultado una ganancia de 20 dB como máximo para que en suma con los 40 dB del preamplificador finalmente tengamos 60 dB suficientes para tratar problemas de hipoacusia de leve a moderada sin comprometer al usuario a un daño en el oído por un sonido excesivo.

$$V_{out} = - \left(\frac{R_f}{R_1} V_1 + \frac{R_f}{R_2} V_2 + \frac{R_f}{R_3} V_3 \right) \quad (3.17)$$

En la tabla 3.15 se muestran los valores de las resistencias para el diseño del sumador (ver figura 3.19) con respecto a la ecuación 3.17 donde los voltajes 1, 2 y 3 son unitarios.

Ecuación 3.17	Figura 3.19	Valor K Ω
Rf	Volumen	100
R1	R4 + G_Graves	25
R2	R5 + G_Medios	25
R3	R6 + G_Agudos	25

Tabla 3.15. Resistencias para el diseño de la figura 3.19

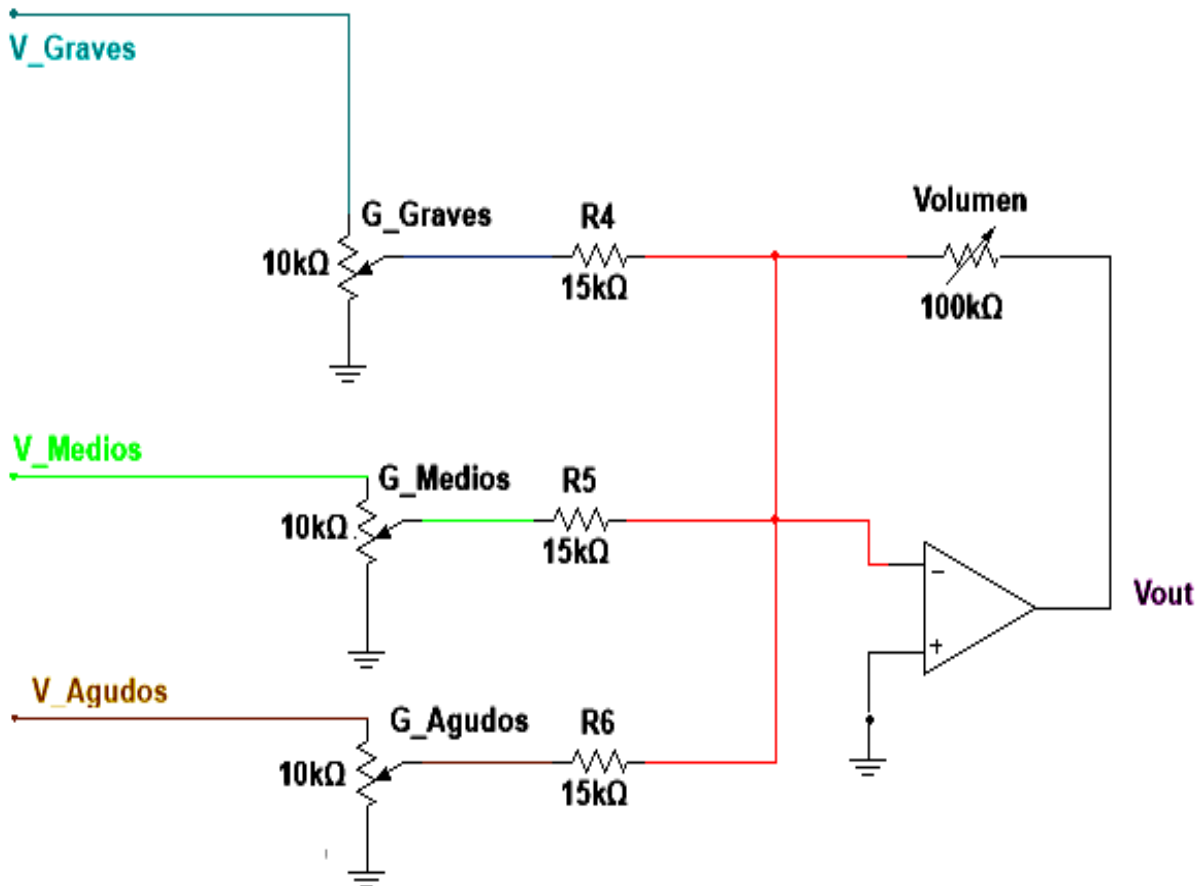


Figura 3.19. Control de ganancia y de volumen

3.5.1 Canal Izquierdo y Canal Derecho - Sumador con filtros

En la figura 3.20 se muestra el circuito del ecualizador de 3 bandas con ganancias ajustables correspondientes al canal izquierdo, que de igual manera aplica al canal derecho (tomando en cuenta las diferencias que implica cada oído según la afección del paciente), para las frecuencias

graves, medias y agudas. Las frecuencias se ajustan en las distintas bandas dependiendo de los resultados obtenidos en base a los estudios realizados por el especialista en cada oído del paciente. Estos estudios deben ser realizados por un médico especialista, el cual va a determinar por medio de diversas técnicas, las frecuencias que hay que reforzar con ganancia o atenuar en dado caso, así como el volumen final que amerita, todo esto para cada canal.

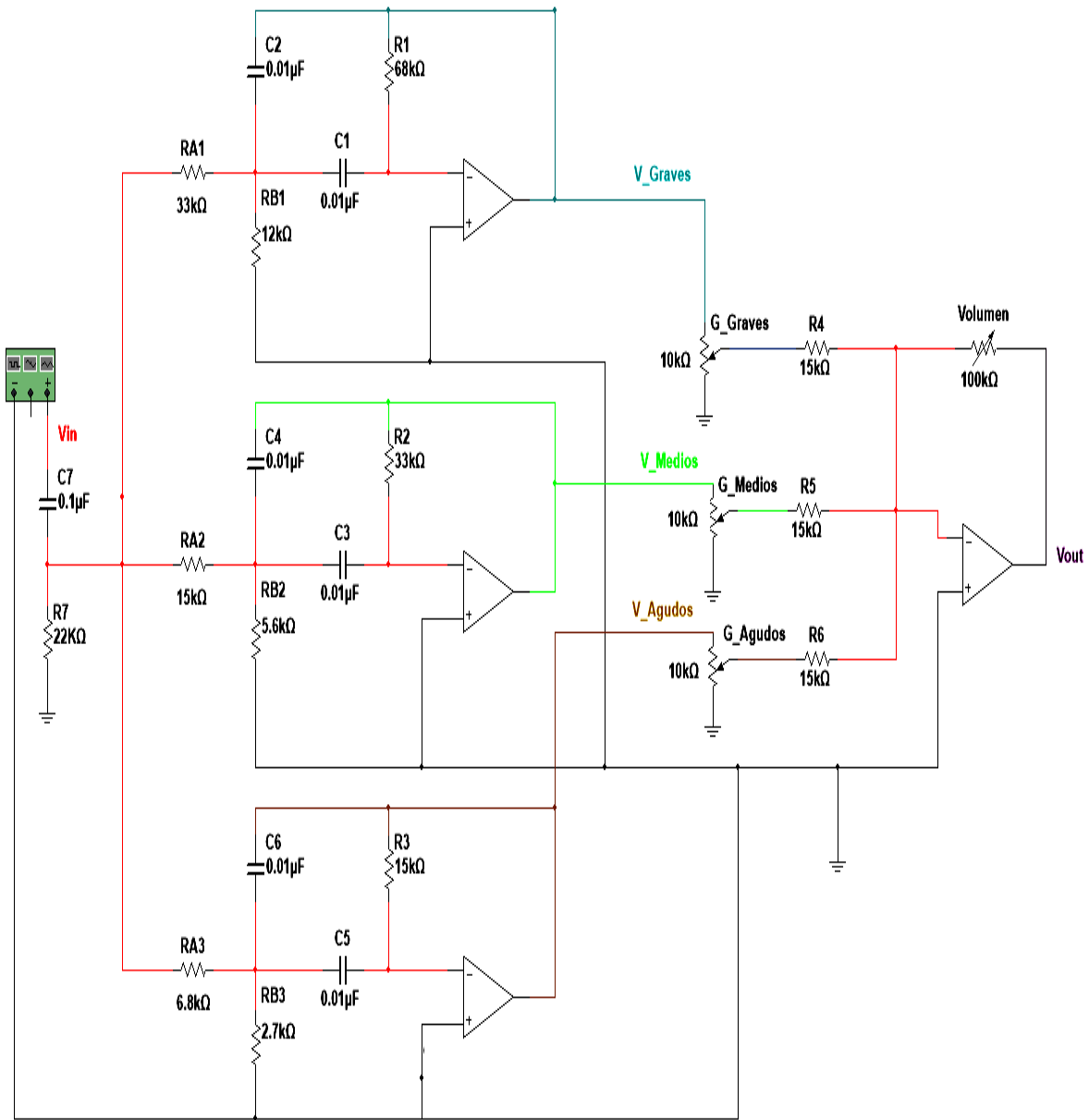


Figura 3.20: Ecuador de 3 bandas con ganancias ajustables, correspondiente al canal izquierdo y derecho.

3.6 Circuito de la ayuda auditiva

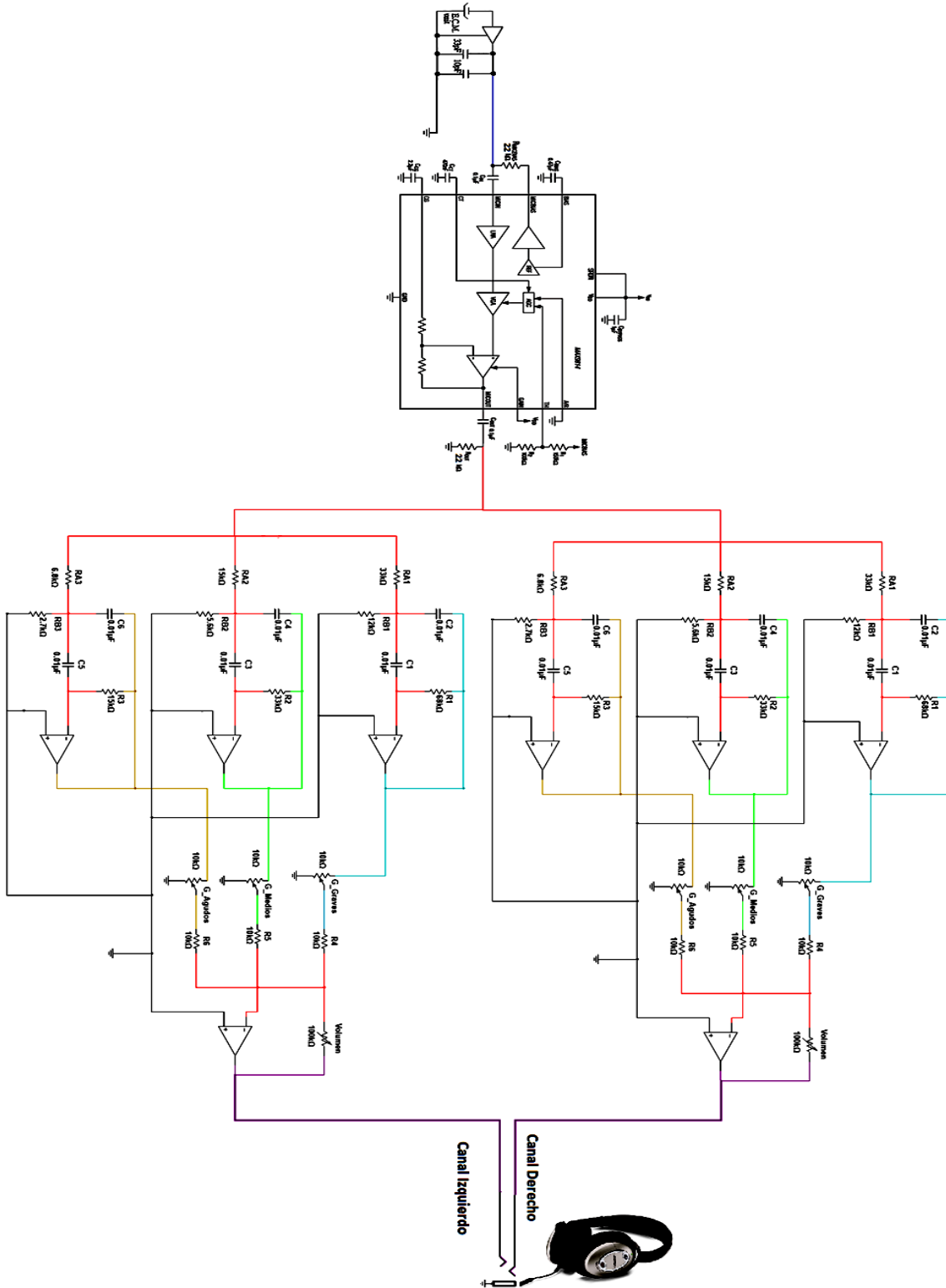


Figura 3.22. Circuito correspondiente a la Ayuda auditiva.

CAPITULO IV

PRUEBAS, SIMULACIÓN Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

Para las pruebas, simulaciones y análisis de resultados nos enfocamos en las etapas de filtrado, ecualización y control de ganancia, ya que el micrófono solo requiere ser polarizado (ver apéndice A) y ha sido minuciosamente escogido con base a lo dicho en el capítulo 3, al igual que para el preamplificador con control automático de ganancia (apéndice B) el cual está diseñado con base a las especificaciones propuestas por el fabricante, para así asegurarnos el adecuado funcionamiento bajo las condiciones abordadas.

4.1 FILTROS PASIVOS PASO ALTAS

Recordemos que este filtro fue empleado a la entra (ver figura 3.10) y salida (ver figura 3.11) del preamplificador para dejar pasar únicamente las señales por encima de los 72 Hz para evitar ruido de la fuente y de la línea.

Análisis de Bode

En este análisis podemos observar como efectivamente tenemos una frecuencia de corte en 72.5 Hz ya que al ponerle una resistencia comercial se movió ligeramente de 72 a 72.5, lo cual está perfectamente dentro de lo esperado (ver figura 3.19).

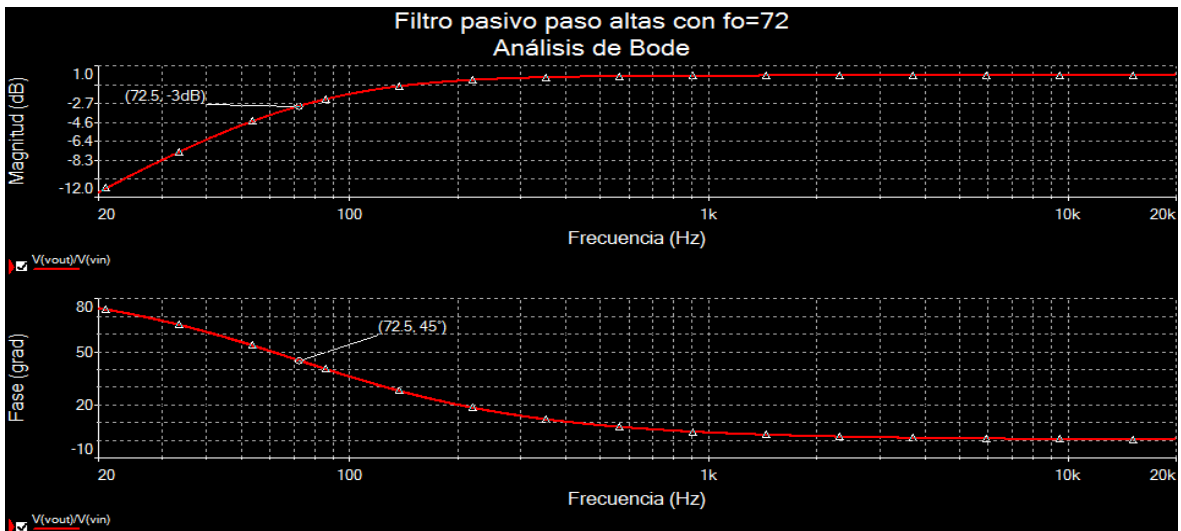


Figura 4.1. Análisis de bode de los filtros pasivos paso altas

Relación voltaje – frecuencia en Excel

Las graficas de las curvas que se muestran en las figuras 4.2, 4.5, 4.8, 4.11, 4.13 y 4.14 están realizadas en Excel con ayuda de Multisim de donde se extrajeron los datos del analisis de corriente alterna de los circuitos simulados me diante un analisis de AC tomando como salida la ganancia y haciendo un barrido desde los 20 Hz hasta los 20 KHz (estas son las frecuencias de interes dado que es donde opera la ayuda auditiva), con un numero de muestras 500 puntos por década dadonos por resultado 1501 puntos (suficientes para tener una grafica bien definida), para mas detalle ver apendice D.

En esta curva de la figura 4.2 podemos ver como se comporta el voltaje con respecto a las frecuencias (ver tablas en apendice D) que van desde los 20 Hz a los 20 KHz con lo cual podemos ver que concuerda al analisis de Bode y a lo esperado al darnos la frecuencia de corte en 72 Hz.

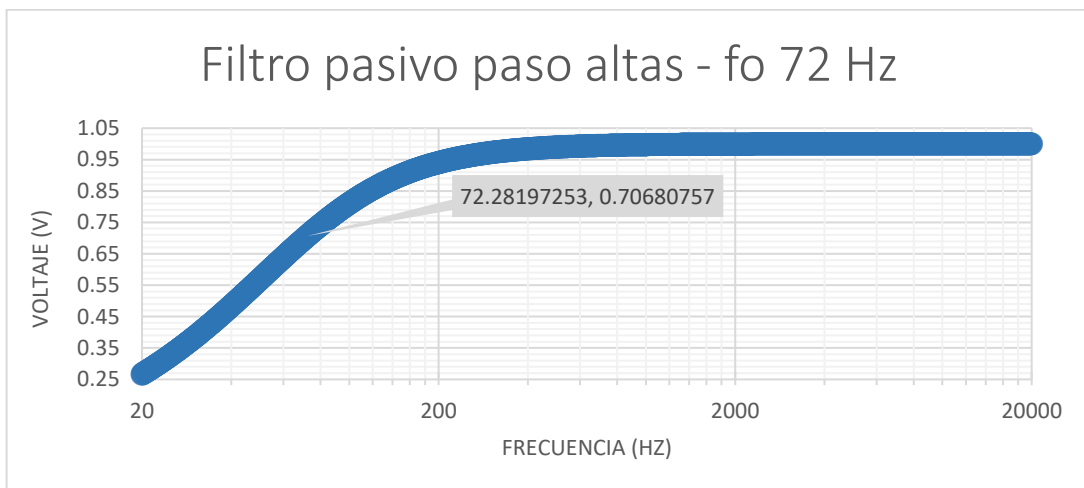


Figura 4.2. Curva de los filtros pasivos paso altas, voltaje contra frecuencia.

Relación voltaje – frecuencia en el osciloscopio

En la figura 4.3 podemos ver cómo se comportan las curvas de los filtros paso altas pasivos, donde para A) se tiene la frecuencia de corte que corresponde a 72.5 Hz en B) ya se tiene un 80% de la señal en 100 Hz y en C) que corresponde a 450 Hz y que es la frecuencia inicial del filtro paso banda de los graves (ver capítulo 3.4.1) ya tenemos un 100 % de la señal óptima para ser procesada por las siguientes etapas.

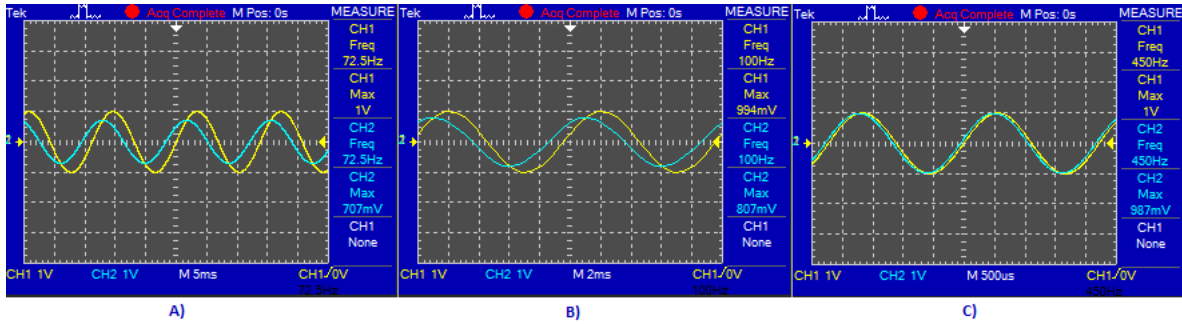


Figura 4.3. Prueba en osciloscopio de los filtros pasivos paso altas. CH1 señal de entrada, CH2 señal de salida A) frecuencia de corte en 72.5 Hz. B) 100 Hz. C) 450 Hz

4.2 FILTRO PASO BANDA DE SEGUNDO ORDEN CON ATENUADOR DE ENTRADA, PARA GRAVES.

Análisis de Bode

En la figura 4.4 podemos ver el análisis de bode donde podemos observar la curva de frecuencia contra dB, que son muy cercanos a los calculados. Los resultados no son exactos dado que no empleamos las resistencias calculadas, sino que se utilizaron las resistencias más cercanas que se pueden encontrar comercialmente. Por lo que finalmente en la tabla 4.1 tenemos los valores finales de operación que corresponden a este filtro.

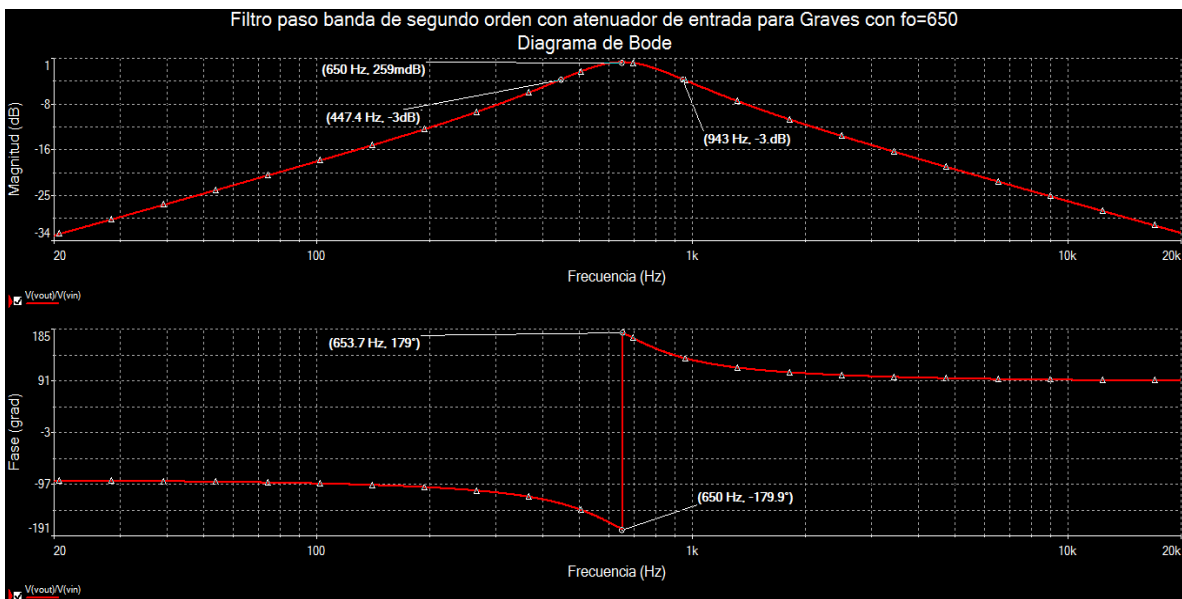


Figura 4.4. Diagrama de Bode para filtro paso banda de segundo orden con atenuador de entrada para frecuencias Bajas.

Parámetros de funcionamiento

Frecuencia inicial	f1	447 Hz
Frecuencia central	fc	650 Hz
Frecuencia final	f2	943 Hz
Ganancia	HOBP	1 V

Tabla 4.1. Valores de operación del filtro paso banda de segundo orden con atenuador de entrada para frecuencias Bajas.

Relación voltaje – frecuencia en Excel

En la figura 4.5 se puede observar cómo se comporta el filtro en relación al voltaje contra frecuencia (ver apéndice D para más detalle), el cual se comporta de la manera esperada, donde la ligera ganancia que se tiene nos va a ayudar a compensar las pérdidas en el circuito.

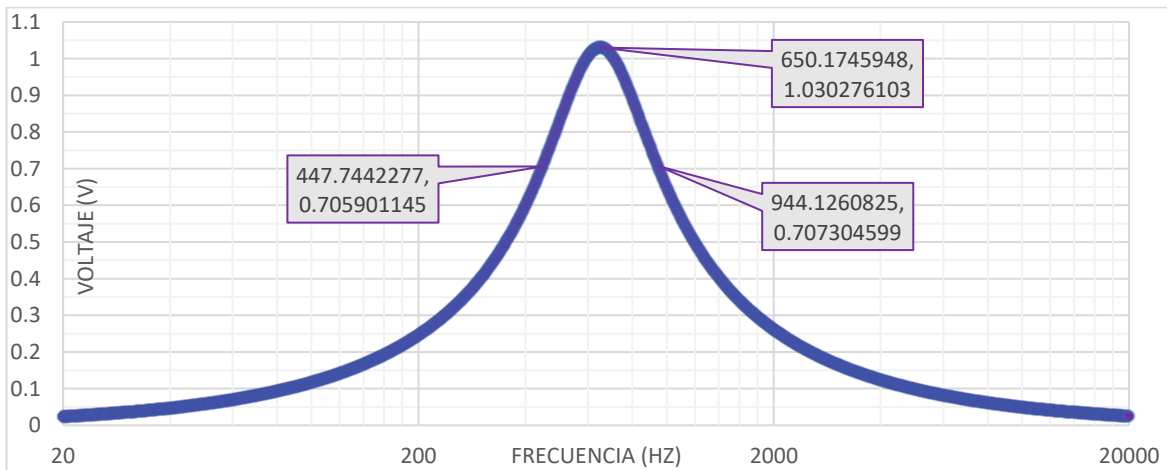


Figura 4.5. Curva que corresponde al filtro paso banda de segundo orden con atenuador de entrada para frecuencias Bajas.

Relación voltaje – frecuencia en el osciloscopio

En la figura 4.6 podemos ver cómo se comporta el filtro tanto en la frecuencia inicial, central y final que corresponde claramente a los datos obtenidos anteriormente, confirmando el correcto funcionamiento del filtro.

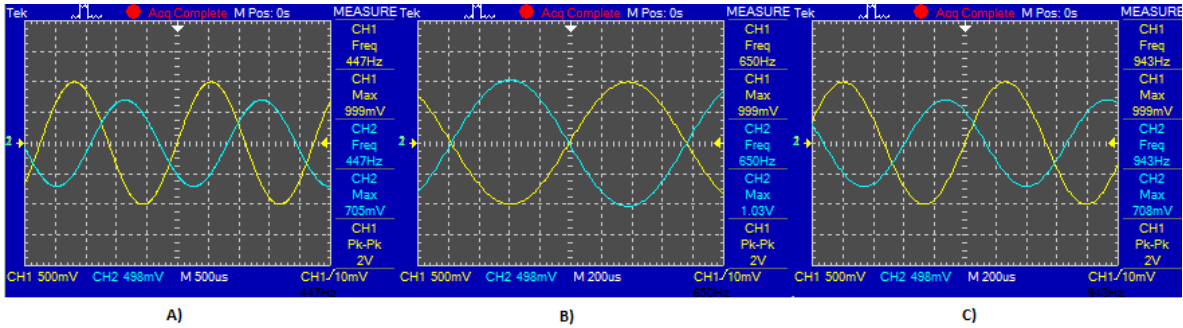


Figura 4.6. Prueba en osciloscopio del filtro paso banda de segundo orden con atenuador de entrada para frecuencias bajas. CH1 señal de entrada, CH2 señal de salida
 A) frecuencia inicial en 447 Hz. B) Frecuencia central 650 Hz. C) Frecuencia final 943 Hz.

4.3 FILTRO PASO BANDA DE SEGUNDO ORDEN CON ATENUADOR DE ENTRADA, PARA MEDIOS.

Análisis de Bode

En la figura 4.7 podemos ver el análisis de bode donde podemos observar la curva de frecuencia contra dB, que son muy cercanos a los calculados. Los resultados no son exactos dado que no empleamos las resistencias calculadas, sino que se utilizaron las resistencias más cercanas que se pueden encontrar comercialmente. Por lo que finalmente en la tabla 4.2 tenemos los valores finales de operación que corresponden a este filtro.

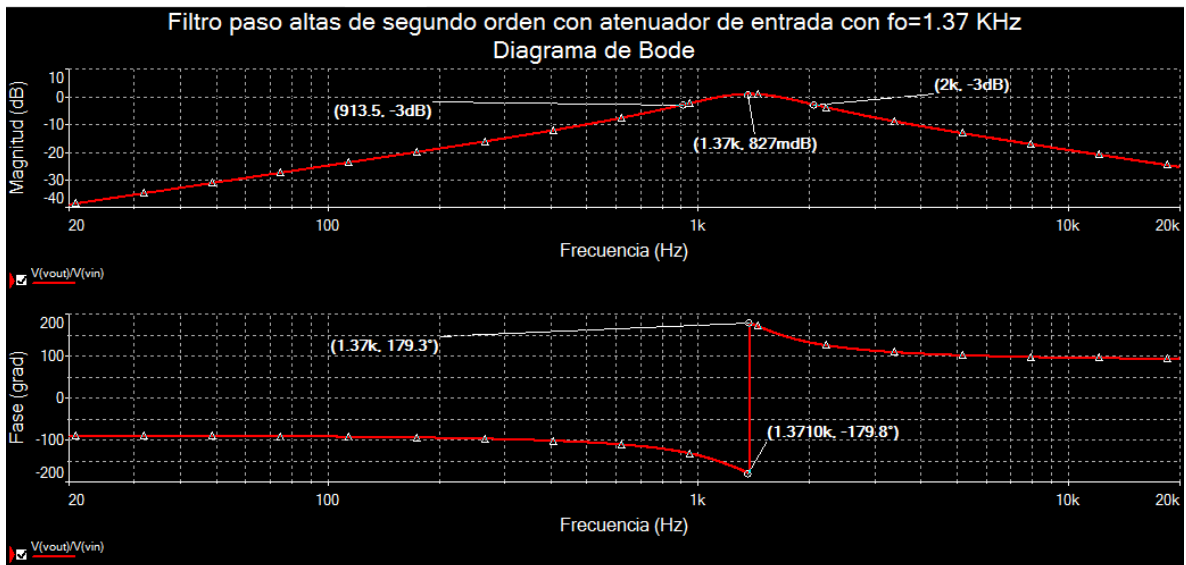


Figura 4.7. Diagrama de Bode para filtro paso banda de segundo orden con atenuador de entrada para frecuencias Medias.

Parámetros de funcionamiento

Frecuencia inicial	f1	913 Hz
Frecuencia central	fc	1.37 KHz
Frecuencia final	f2	2 KHz
Ganancia	HOBP	1 V

Tabla 4.2. Valores de operación del filtro paso banda de segundo orden con atenuador de entrada para frecuencias Medias.

Relación voltaje – frecuencia en Excel

En la figura 4.8 se puede observar cómo se comporta el filtro en relación al voltaje contra frecuencia (ver apéndice D para más detalle), el cual sé que se comporta de la manera esperada, donde la ligera ganancia que se tiene nos va a ayudar a compensar las pérdidas en el circuito.

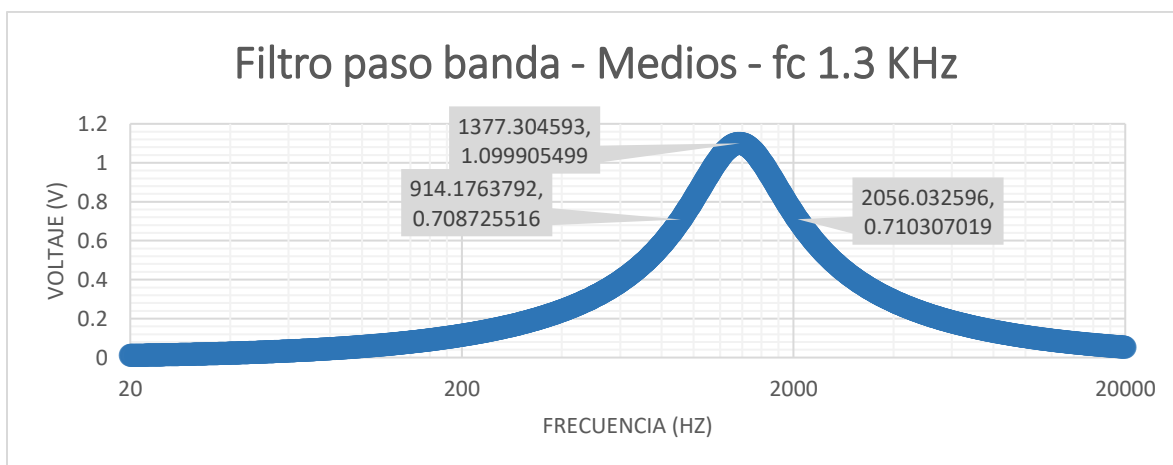


Figura 4.8. Curva que corresponde al filtro paso banda de segundo orden con atenuador de entrada para frecuencias Medias.

Relación voltaje – frecuencia en el osciloscopio

En la figura 4.6 podemos ver cómo se comporta el filtro tanto en la frecuencia inicial, central y final que corresponde claramente a los datos obtenidos anteriormente, confirmando el correcto funcionamiento del filtro.

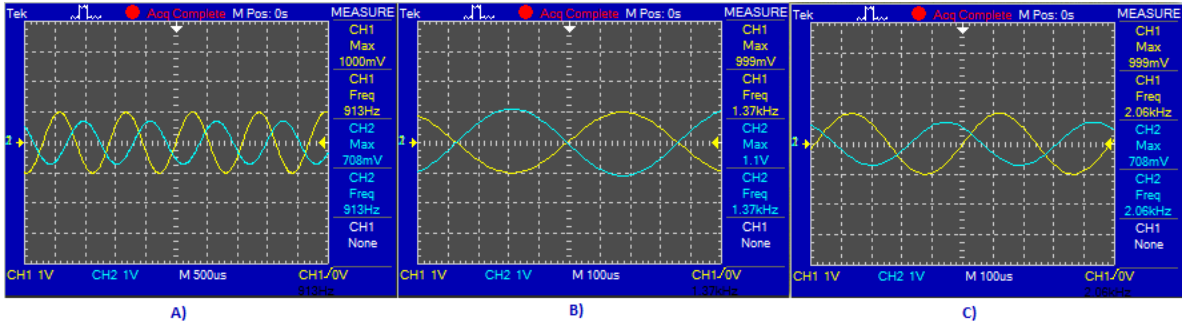


Figura 4.9. Prueba en osciloscopio del filtro paso banda de segundo orden con atenuador de entrada para frecuencias medias. CH1 señal de entrada, CH2 señal de salida
 A) frecuencia inicial en 913 Hz. B) Frecuencia central 1.37 KHz. C) Frecuencia final 2 KHz.

4.4 FILTRO PASO BANDA DE SEGUNDO ORDEN CON ATENUADOR DE ENTRADA, PARA AGUDOS.

Análisis de Bode

En la figura 4.10 podemos ver el análisis de bode donde podemos observar la curva de frecuencia contra dB, que son muy cercanos a los calculados. Los resultados no son exactos dado que no empleamos las resistencias calculadas, sino que se utilizaron las resistencias más cercanas que se pueden encontrar comercialmente. Por lo que finalmente en la tabla 4.3 tenemos los valores finales de operación que corresponden a este filtro.

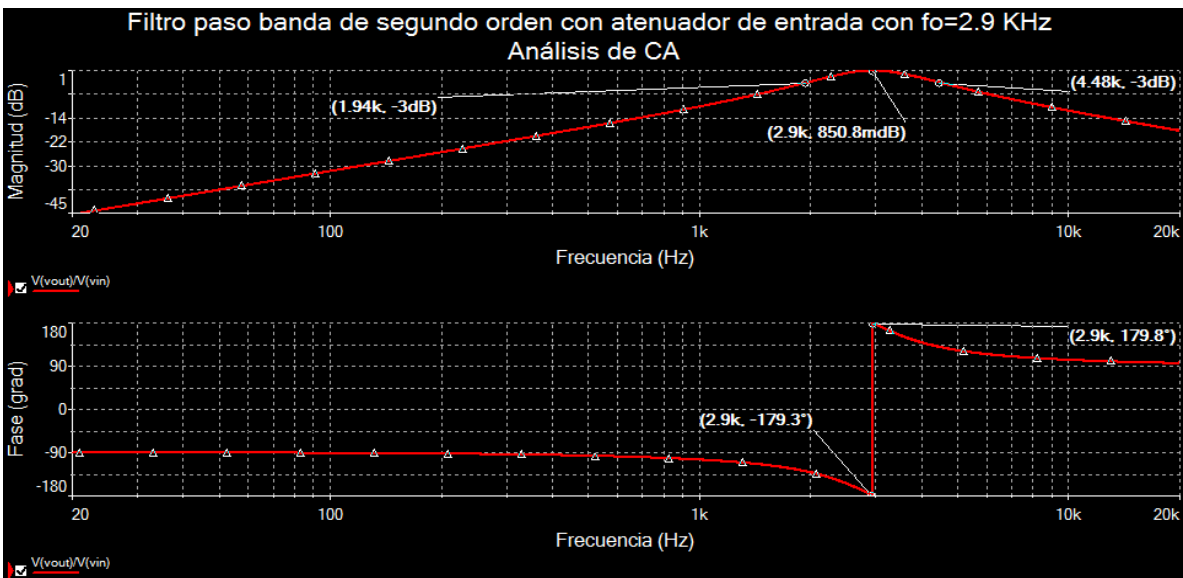


Figura 4.10. Diagrama de Bode para filtro paso banda de segundo orden con atenuador de entrada para frecuencias Altas.

Parámetros de funcionamiento

Frecuencia inicial	f1	1.94 KHz
Frecuencia central	fc	2.9 KHz
Frecuencia final	f2	4.48 KHz
Ganancia	HOBP	1.1 V

Tabla 4.3. Valores de operación del filtro paso banda de segundo orden con atenuador de entrada para frecuencias Altas.

Relación voltaje – frecuencia en Excel

En la figura 4.11 se puede observar cómo se comporta el filtro en relación al voltaje contra frecuencia (ver apéndice D para más detalle), el cual se comporta de la manera esperada, donde la ligera ganancia que se tiene nos va a ayudar a compensar las pérdidas en el circuito.

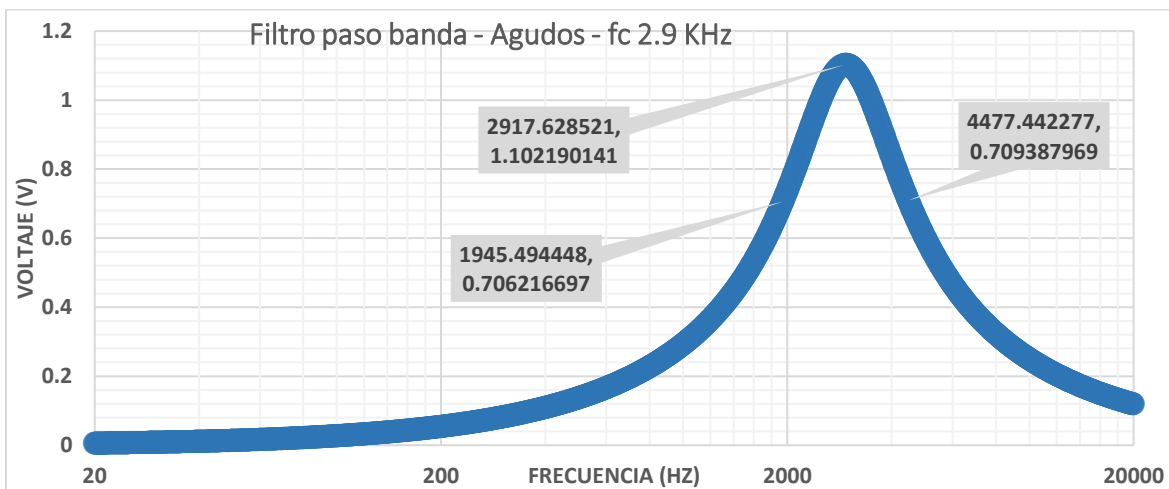


Figura 4.11. Curva que corresponde al filtro paso banda de segundo orden con atenuador de entrada para frecuencias Altas.

Relación voltaje – frecuencia en el osciloscopio

En la figura 4.12 podemos ver cómo se comporta el filtro tanto en la frecuencia inicial, central y final que corresponde claramente a los datos

obtenidos anteriormente, confirmando el correcto funcionamiento del filtro.

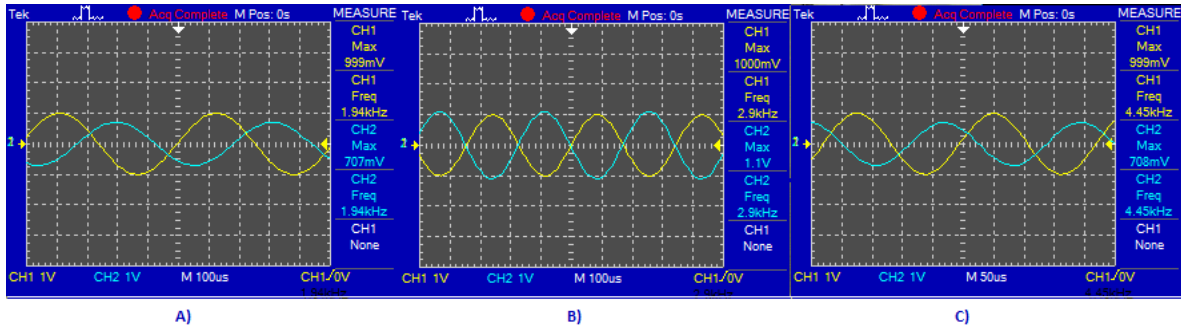


Figura 4.12 Prueba en osciloscopio del filtro paso banda de segundo orden con atenuador de entrada para frecuencias Altas. CH1 señal de entrada, CH2 señal de salida
 A) frecuencia inicial en 1.9 KHz. B) Frecuencia central 2.9 KHz. C) Frecuencia final 4.4 KHz.

4.5 CONTROL DE GANANCIA Y CONTROL DE VOLUMEN CON FILTRADO

Para esta última etapa de procesamiento de la señal de audio analizaremos cómo funcionan los filtros y el sumador en conjunto al variar las ganancias. Por lo que comenzaremos por observar cómo se comportan las curvas de los filtros, en una relación voltaje frecuencia, de manera individual (ver figura 4.13), en comparación a la figura 4.14 donde podemos observar cómo funcionan los filtros (Graves, Medios y Agudos) al pasar por el sumador (para más detalle ver apéndice D).

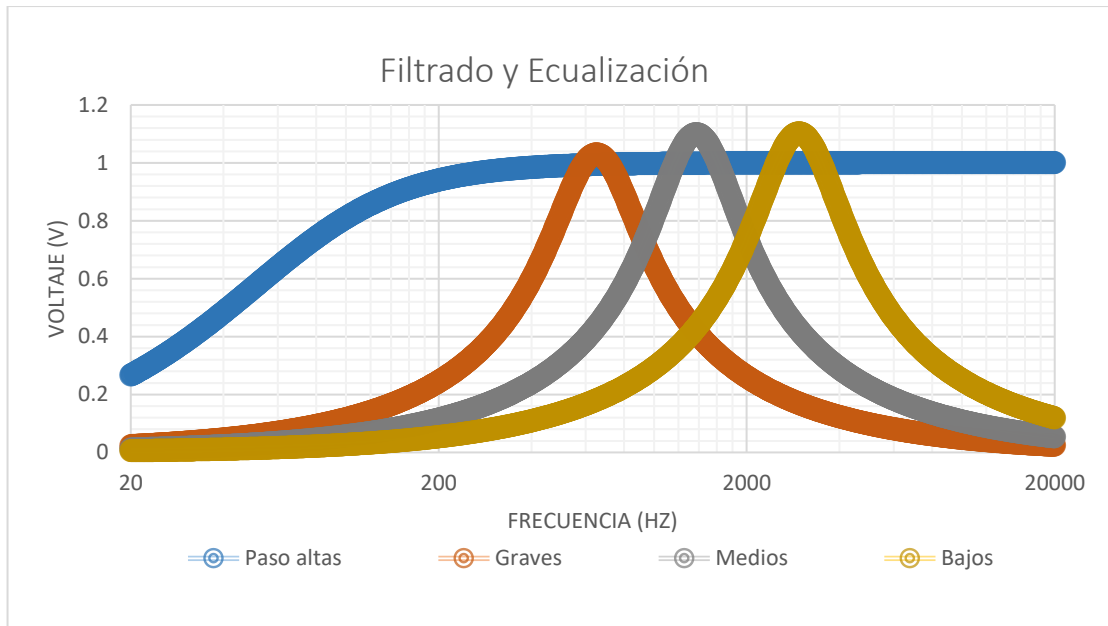


Figura 4.13. Filtros (Paso altas, paso altas para graves medios y agudos)

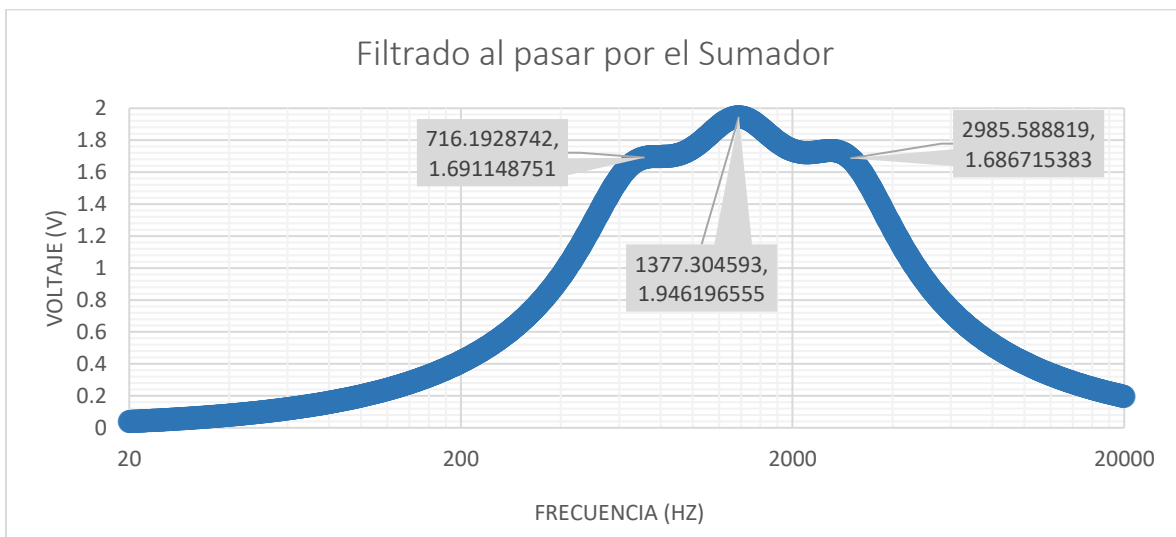


Figura 4.14. Filtros (Paso altas para graves medios y agudos) después de pasar por el sumador

Podemos ver en la figura 4.14 que tenemos una ganancia aproximada a 2 V que corresponden a las frecuencias medias, esto es porque es donde se intersectan las curvas tanto de las frecuencias bajas como altas, lo cual nos favorece ya que regularmente las frecuencias necesarias y que comúnmente requieren ser reforzadas, son las que se encuentran comprendidas entre 1 KHz y 3 KHz, dado que estas son las frecuencias

donde está comprendida la mayor parte de los sonidos de la voz humana y por ende las más necesarias para interactuar y poder comunicarse con otros seres humanos.

Análisis de Bode y corroboración en el osciloscopio

Ahora se hará el análisis de Bode y se corroborara lo obtenido con las pruebas en el osciloscopio para distintas configuraciones posibles que se pueden hacer con las resistencias variables, y de este modo se logro entender como pueden ser modificadas las resistencias y así poder reforzar ciertas frecuencias en el caso de ser necesario de manera óptima, así como atenuar o dar ganancia a el resto de las frecuencias dependiendo de las necesidades finales del usuario.

En la figura 4.15 se muestra el análisis de Bode de los filtros operando en conjunto con el sumador al poner en 100 % las ganancias de las resistencias de cada banda (graves, medios y agudos) y del volumen. Con lo cual podemos ver que las tres bandas alcanzan casi los 20 dB que en suma con los 40 dB del preamplificador tendremos finalmente como máximo una ganancia muy próxima a los 60 dB, por lo que finalmente logramos tener el resultado esperado.

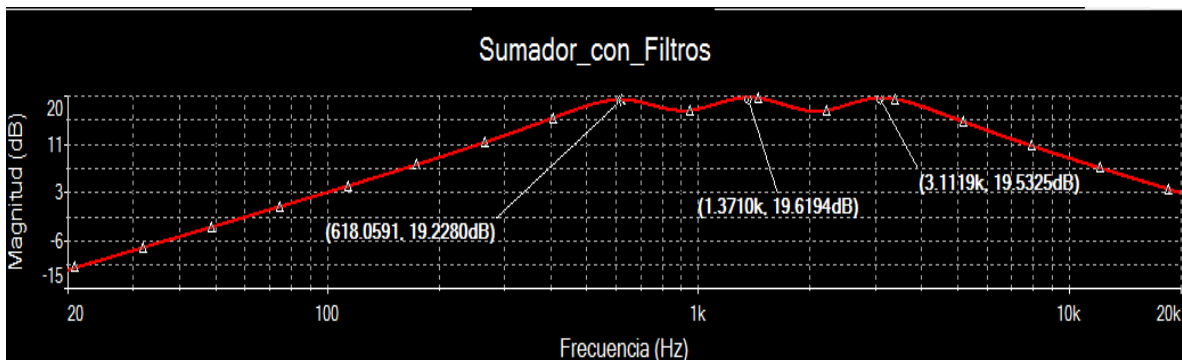


Figura 4.15. Análisis de Bode de los filtros paso bandas de segundo orden con atenuador de entrada (Graves, Medios y Agudos) al pasar por el sumador con la máxima ganancia.

Se puede apreciar que las pruebas hechas en el osciloscopio (ver figura 4.16) en comparación con las hechas en el análisis de Bode (ver figura 4.15), coinciden ya que la ganancia de 19.6 dB es igual a 9.5 V y la escala de la señal de salida es 10 V a diferencia de la de entrada que es de 1 V.

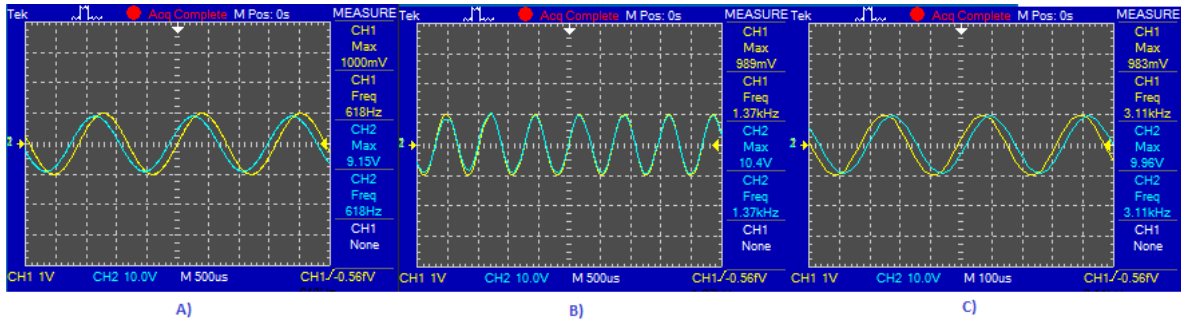


Figura 4.16. Prueba en osciloscopio de los filtros junto con el sumador.
 CH1 señal de entrada (escala 1 Vp), CH2 señal de salida (escala de 10 Vp)
 A) 618 Hz. B) 1.37 KHz. C) 3.11 KHz

En el caso de la figura 4.17 se ajustaron las resistencias en 20% para graves, 0 % en medios, 90 % en agudos y finalmente 40 % en el volumen para finalmente tener una ganancia aproximada de 37.1 dB en graves, 34.29 dB en medios y 32 dB en agudos, porque hay que recordar que hay que sumarle los 40 dB del preamplificador.

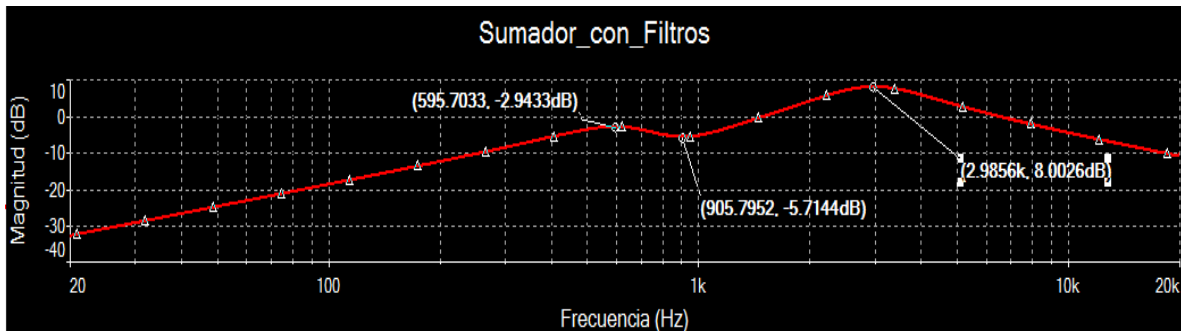


Figura 4.17. Análisis de Bode de los filtros paso bandas de segundo orden con atenuador de entrada con las resistencias en 20 % para Graves, 0 % para Medios, 90% para Agudos y 40 % en el volumen del sumador.

Se pueden ver las pruebas hechas en el osciloscopio (ver figura 4.18) en comparación con las hechas en el análisis de Bode (ver figura 4.17), coinciden y dado que la escala de la señal de salida es la misma que la de la señal de entrada.

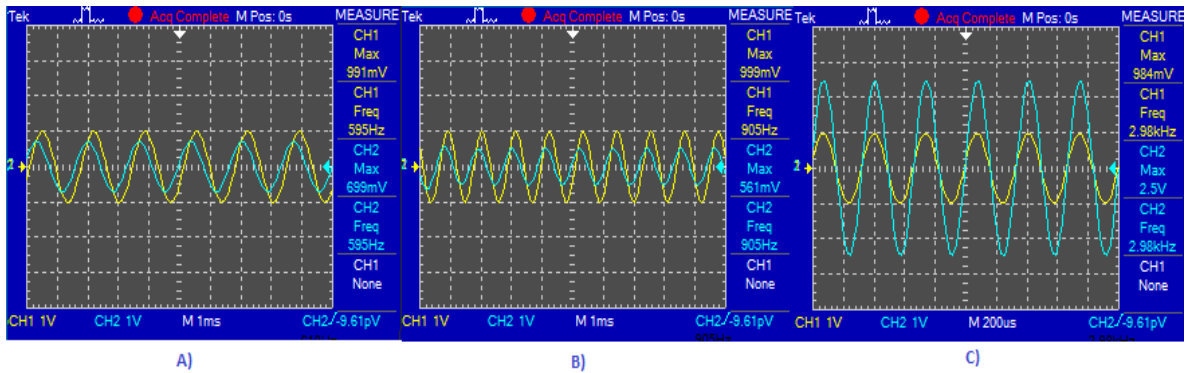


Figura 4.18. Prueba en osciloscopio de los filtros junto con el sumador.
 CH1 señal de entrada (escala 1 Vp), CH2 señal de salida (escala de 1 Vp)
 A) 595 Hz. B) 905 Hz. C) 2.98 KHz

En el análisis de la figura 4.19 se puede ver la manera en la que se logra dar una ganancia mayor a los bajos (16.9 dB con resistencia al 100%), una ganancia mucho menor a los medios (4.16 dB con resistencia al 1 %) y una ganancia aproximada a 10 dB en los agudos con la resistencia al 40 % y finalmente el volumen al 1 %.

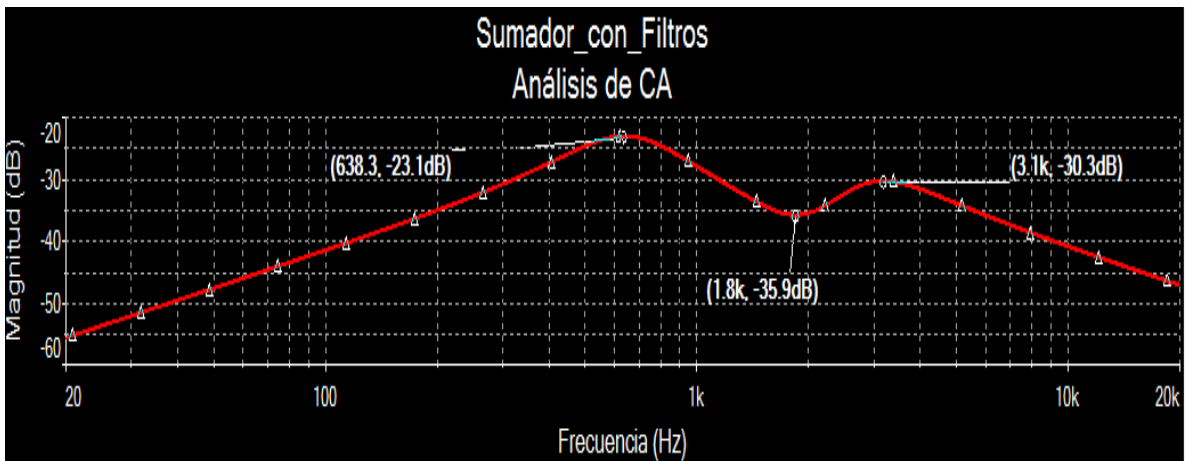


Figura 4.19. Análisis de Bode de los filtros paso bandas de segundo orden con atenuador de entrada con las resistencias en 100 % para Graves, 1 % para Medios, 40% para Agudos y 1 % en el volumen del sumador.

Se logra apreciar que las pruebas hechas en el osciloscopio (ver figura 4.20) en comparación con las hechas en el análisis de Bode (ver figura 4.19), coinciden tomando en cuenta que la señal de entrada está en una escala de 1V y la señal de salida en 100 mV.

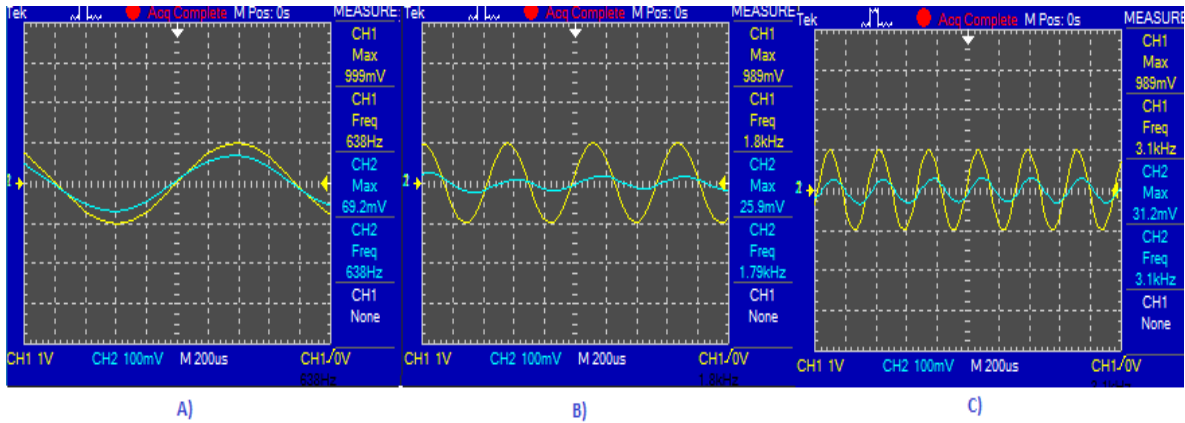


Figura 4.20. Prueba en osciloscopio de los filtros junto con el sumador.
 CH1 señal de entrada (escala 1 Vp), CH2 señal de salida (escala de 100 mVp)
 A) 638 Hz. B) 1.8 Hz. C) 3.1 KHz

Finalmente, en la figura 4.21 se realizó el análisis en el caso extremo de tener todas las resistencias variables en 0 % lo cual nos da como resultado la máxima atenuación de la señal, lo cual corresponde aproximadamente a 0 en la señal de salida. Todo esto con el único fin de demostrar que el circuito es tiene la versatilidad de ser modificado de acuerdo a las necesidades del usuario.

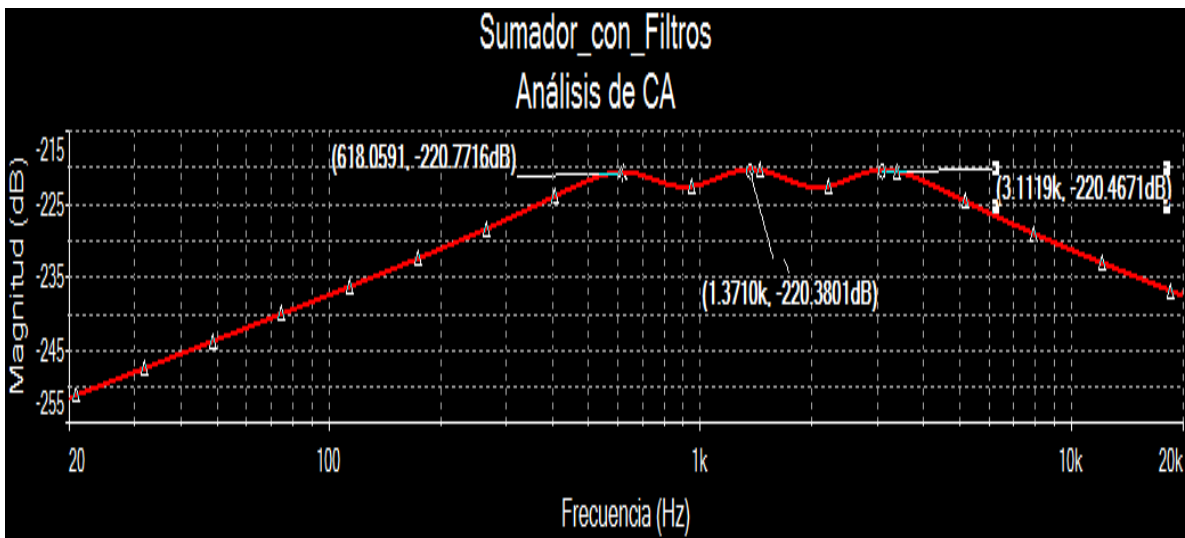


Figura 4.21. Análisis de Bode de los filtros paso bandas de segundo orden con atenuador de entrada con todas las resistencias en 0 %.

CONCLUSIONES

En base al análisis numérico y simulaciones, podemos concluir, que se ha alcanzado el propósito con el diseño de una ayuda auditiva básica ya que:

- Este puede satisfacer las necesidades auditivas de las personas con pérdida auditiva máxima de 60 dB.
- El dispositivo cuenta con la versatilidad de ser modificado, de un sin fin de formas al poder modificar las resistencias variables, con el fin de ajustar las ganancias o atenuaciones de los graves, medios, agudos y el volumen final (desde -220 dB hasta 60 dB de ganancia) dependiendo de las necesidades del usuario.
- La ayuda auditiva tiene un barrido apropiado de las frecuencias auditivas promedio que van desde los 72 Hz hasta los 20000 Hz. Aunque está limitado, ya que únicamente se pueden ajustar en un ancho de banda que van desde los 600 Hz a los 3100 Hz. Aunque estas frecuencias son las más relevantes, dado que es donde está en promedio comprendida la voz humana.
- Además, logramos minimizar aún más cualquier riesgo al usuario en caso de querer ser implementado, al incorporar en el dispositivo un preamplificador con control automático de ganancia que reacciona en cuestión de 1.1 milisegundos.
- Finalmente, se tiene un diseño corroborado a base de simulaciones, que podría ser implementado, tomando en cuenta sus limitaciones, así como las normas ANSI y IEC que regulan el uso de estos dispositivos, de lo contrario el usuario podría sufrir algún daño.

RECOMENDACIONES

- En caso de ser usada, así como distribuida la ayuda auditiva es sumamente importante verificar las normas vigentes de la ANSI y del IEC para ayudas auditivas.
- Antes de hacer uso de la ayuda auditiva en un paciente, este debe ser analizado por un médico especialista (Otorrinolaringólogo) o un doctor especialista en audición para hacer los ajustes necesarios al dispositivo y así no exista ningún riesgo de daño.
- Se recomienda el uso de unos audífonos de diadema y no de chícharo para amplificaciones mayores a (40 dB), ya que los audífonos de chícharo no permiten liberar adecuadamente la presión acústica al ir insertados en el oído, por lo que al tener altos niveles de amplificación se corren posibles riesgos de daño en el oído.
- El dispositivo es capaz de operar con voltaje que va desde los 2.7 Volts a 5.5 Volts, por lo que puede ser alimentado con distintas baterías que operen dentro de ese rango, aunque se recomienda ampliamente el uso de una pequeña batería de polímero de litio de 3.7 V recargable, por su larga durabilidad y por el hecho de ser recargable, haciendo de este un dispositivo eficiente y eficaz.

APENDICE A

For more information, please visit the [product page](#).



page 1 of 4
date 06/2008

PART NUMBER: CMC-5044PF-A

DESCRIPTION: electret condenser microphone

SPECIFICATIONS

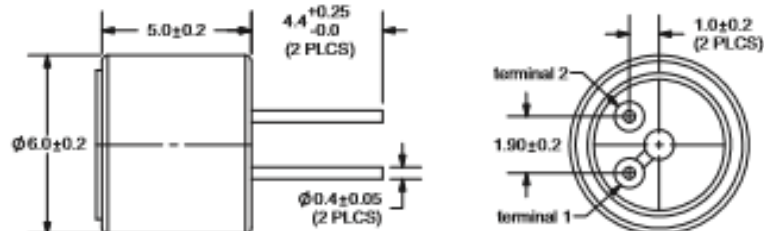
directivity	omnidirectional	
sensitivity (S)	-44 ±3 dB	f = 1KHz, 1Pa 0dB = 1V/Pa
sensitivity reduction (ΔS-Vs)	-3 dB	f = 1KHz, 1Pa Vs = 2 ~ 1.5 V dc
operating voltage	2 V dc (standard), 10 V dc (max.)	
output impedance (Zout)	2.2 KΩ	f = 1KHz, 1Pa
operating frequency (f)	100 ~ 20,000 Hz	
current consumption (IDSS)	0.5 mA max.	Vs = 2 V dc RL = 2.2KΩ
signal to noise ratio (S/N)	56 dBA	f = 1KHz, 1Pa A-weighted
operating temperature	-20 ~ +70° C	
storage temperature	-20 ~ +70° C	
dimensions	ø6 x 5 mm	
weight	0.30 g max.	
material	Al	
terminal	pin type (Au plating, hand soldering only)	
RoHS	yes	

note:

We use the "Pascal (Pa)" indication of sensitivity as per the recommendation of I.E.C. (International Electrotechnical Commission). The sensitivity of "Pa" will increase 20dB compared to the "ubar" indication. Example: -60dB (0dB = 1V/ubar) = -40dB (1V/Pa)

APPEARANCE DRAWING

tolerances not shown: ±0.3mm



For more information, please visit the [product page](#).

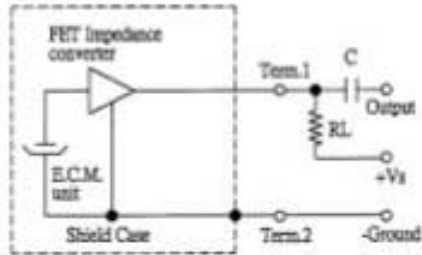


page 2 of 4
date 06/2008

PART NUMBER: CMC-5044PF-A

DESCRIPTION: electret condenser microphone

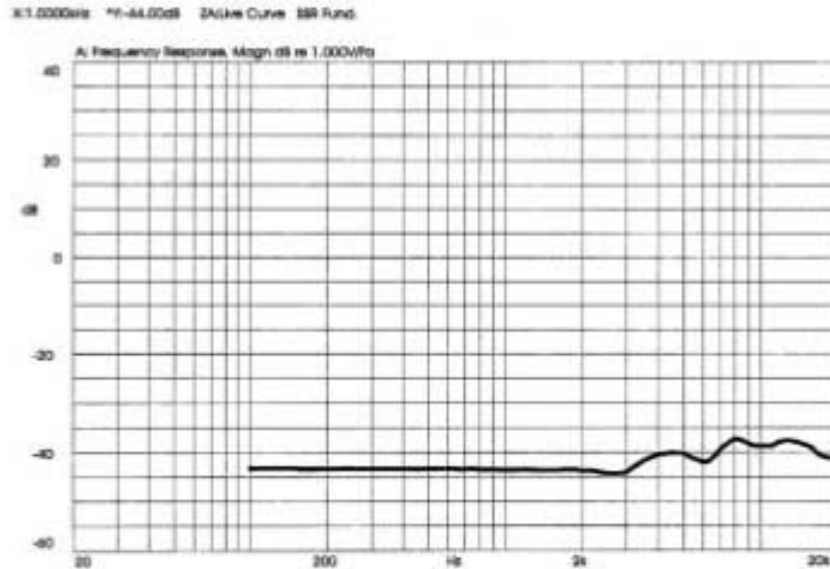
MEASUREMENT CIRCUIT



Schematic Diagram

$$R_L = 2.2K\Omega$$

FREQUENCY RESPONSE CURVE



APENDICE B



EVALUATION KIT AVAILABLE

MAX9814

Microphone Amplifier with AGC and Low-Noise Microphone Bias

General Description

The MAX9814 is a low-cost, high-quality microphone amplifier with automatic gain control (AGC) and low-noise microphone bias. The device features a low-noise preamplifier, variable gain amplifier (VGA), output amplifier, microphone-bias-voltage generator and AGC control circuitry.

The low-noise preamplifier has a fixed 12dB gain, while the VGA gain automatically adjusts from 20dB to 0dB, depending on the output voltage and the AGC threshold. The output amplifier offers selectable gains of 8dB, 18dB, and 28dB. With no compression, the cascade of the amplifiers results in an overall gain of 40dB, 50dB, or 60dB. A trilevel digital input programs the output amplifier gain. An external resistive divider controls the AGC threshold and a single capacitor programs the attack/release times. A trilevel digital input programs the ratio of attack-to-release time. The hold time of the AGC is fixed at 30ms. The low-noise microphone-bias-voltage generator can bias most electret microphones.

The MAX9814 is available in the space-saving, 14-pin TDFN package. This device is specified over the -40°C to +85°C extended temperature range.

Applications

- | | |
|---------------------------------------|----------------------------------|
| Digital Still Cameras | Two-Way Communicators |
| Digital Video Cameras | High-Quality Portable Recorders |
| PDAs | IP Phones/Telephone Conferencing |
| Bluetooth Headsets | |
| Entertainment Systems (e.g., Karaoke) | |

Features

- ◆ Automatic Gain Control (AGC)
- ◆ Three Gain Settings (40dB, 50dB, 60dB)
- ◆ Programmable Attack Time
- ◆ Programmable Attack and Release Ratio
- ◆ 2.7V to 5.5V Supply Voltage Range
- ◆ Low Input-Referred Noise Density of 30nV/√Hz
- ◆ Low THD: 0.04% (typ)
- ◆ Low-Power Shutdown Mode
- ◆ Internal Low-Noise Microphone Bias, 2V
- ◆ Available in the Space-Saving, 14-Pin TDFN (3mm x 3mm) Package
- ◆ -40°C to +85°C Extended Temperature Range

Ordering Information

PART	TEMP RANGE	PIN-PACKAGE
MAX9814ETD+T	-40°C to +85°C	14 TDFN-EP*

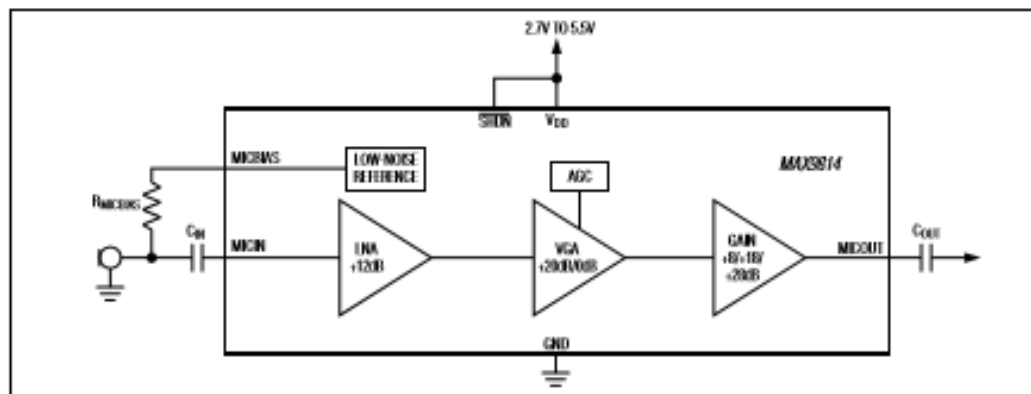
+Denotes a lead(Pb)-free/Pb-free compliant package.

T = Tape and reel.

*EP = Exposed pad.

Pin Configurations appear at end of data sheet.

Simplified Block Diagram



For pricing, delivery, and ordering information, please contact Maxim Direct at 1-888-629-4642, or visit Maxim's website at www.maximintegrated.com.

19-0764, Rev 2; 6/09

MAX9814

Microphone Amplifier with AGC and Low-Noise Microphone Bias

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

V _{DD} to GND	-0.3V to +6V	Continuous Power Dissipation (T _A = +70°C)	
All Other Pins to GND	-0.3V to (V _{DD} + 0.3V)	14-Pin TDFN-EP	
Output Short-Circuit Duration	Continuous	(derate 16.7mW/°C above +70°C)	1481.5mW
Continuous Current (MICOUT, MICBIAS)	+100mA	Operating Temperature Range	-40°C to +85°C
All Other Pins	+20mA	Junction Temperature	+150°C
		Lead Temperature (soldering, 10s)	+300°C
		Bump Temperature (soldering) Reflow	+235°C

Stresses beyond those listed under "Absolute Maximum Ratings" may cause permanent damage to the device. These are stress ratings only, and functional operation of the device at these or any other conditions beyond those indicated in the operational sections of the specifications is not implied. Exposure to absolute maximum rating conditions for extended periods may affect device reliability.

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

(V_{DD} = 3.3V, $\overline{\text{SHDN}} = \text{V}_{\text{DD}}$, C_{CT} = 470nF, C_{CG} = 2 μ F, GAIN = V_{DD}, T_A = T_{MIN} to T_{MAX}, unless otherwise specified. Typical values are at T_A = +25°C.) (Note 1)

PARAMETER	SYMBOL	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS
GENERAL						
Operating Voltage	V _{DD}	Guaranteed by PSRR test	2.7		5.5	V
Supply Current	I _{DD}			3.1	6	mA
Shutdown Supply Current	I _{SHDN}			0.01	1	μ A
Input-Referred Noise Density	e _n	BW = 20kHz, all gain settings		30		nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$
Output Noise		BW = 20kHz		430		μ V _{RMS}
Signal-to-Noise Ratio	SNR	BW = 22Hz to 22kHz (500mV _{RMS} output signal)		61		dB
		A-weighted		64		
Dynamic Range	DR	(Note 2)		60		dB
Total Harmonic Distortion Plus Noise	THD+N	f _{IN} = 1kHz, BW = 20Hz to 20kHz, R _L = 10k Ω , V _{IH} = 1V (threshold = 2V _{p-p}), V _{IN} = 0.5mV _{RMS} , V _{CT} = 0V		0.04		%
		f _{IN} = 1kHz, BW = 20Hz to 20kHz, R _L = 10k Ω , V _{IH} = 0.1V (threshold = 200mV _{p-p}), V _{IN} = 30mV _{RMS} , V _{CT} = 2V		0.2		
Amplifier Input BIAS	V _{IN}		1.14	1.23	1.32	V
Maximum Input Voltage	V _{IN MAX}	1% THD		100		mV _{p-p}
Input Impedance	Z _{IN}			100		k Ω
Maximum Gain	A	GAIN = V _{DD}	39.5	40	40.5	dB
		GAIN = GND	49.5	50	50.6	
		GAIN = unconnected	59.5	60	60.5	
Minimum Gain		GAIN = V _{DD}	18.7	20	20.5	dB
		GAIN = GND	29.0	30	30.8	
		GAIN = unconnected	38.7	40	40.5	
Maximum Output Level	V _{OUT RMS}	1% THD+N, V _{IH} = MICBIAS		0.707		V _{RMS}
Regulated Output Level		AGC enabled, V _{IH} = 0.7V	1.26	1.40	1.54	V _{p-p}
AGC Attack Time	t _{ATTACK}	C _{CT} = 470nF (Note 3)		1.1		ms
Attack/Release Ratio	A/R	A/R = GND		1:500		ms/ms
		A/R = V _{DD}		1:2000		
		A/R = unconnected		1:4000		

MAX9814

Microphone Amplifier with AGC and Low-Noise Microphone Bias

ELECTRICAL CHARACTERISTICS (continued)

($V_{DD} = 3.3V$, $\overline{SHDN} = V_{DD}$, $C_{CT} = 470nF$, $C_{CG} = 2\mu F$, $GAIN = V_{DD}$, $T_A = T_{MIN}$ to T_{MAX} , unless otherwise specified. Typical values are at $T_A = +25^\circ C$.) (Note 1)

PARAMETER	SYMBOL	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS
MICOUT High Output Voltage	V_{OH}	I_{OUT} sourcing 1mA		2.45		V
MICOUT Low Output Voltage	V_{OL}	I_{OUT} sinking 1mA		3		mV
MICOUT Bias		MICOUT unconnected	1.14	1.23	1.32	V
Output Impedance	Z_{OUT}			50		Ω
Minimum Resistive Load	$R_{LOAD\ MIN}$			5		k Ω
Maximum Capacitive Drive	$C_{LOAD\ MAX}$			200		pF
Maximum Output Current	$I_{OUT\ MAX}$	1% THD, $R_L = 500\Omega$		1	2	mA
Output Short-Circuit Current	I_{SC}		3	8		mA
Power-Supply Rejection Ratio	PSRR	AGC mode; $V_{DD} = 2.7V$ to $5.5V$ (Note 4)	35	50		dB
		$f = 217Hz$, $V_{RIPPLE} = 100mV_{p-p}$ (Note 5)		55		
		$f = 1kHz$, $V_{RIPPLE} = 100mV_{p-p}$ (Note 5)		52.5		
		$f = 10kHz$, $V_{RIPPLE} = 100mV_{p-p}$ (Note 5)		43		
MICROPHONE BIAS						
Microphone Bias Voltage	$V_{MICBIAS}$	$I_{MICBIAS} = 0.5mA$	1.84	2.0	2.18	V
Output Resistance	$R_{MICBIAS}$	$I_{MICBIAS} = 1mA$		1		Ω
Output Noise Voltage	$V_{MICBIAS\ NOISE}$	$I_{MICBIAS} = 0.5mA$, BW = 225Hz to 22kHz		5.5		μV_{RMS}
Power-Supply Rejection Ratio	PSRR	DC, $V_{DD} = 2.7V$ to $5.5V$	70	80		dB
		$I_{MICBIAS} = 0.5mA$, $V_{RIPPLE} = 100mV_{p-p}$, $f_{IN} = 1kHz$		71		
TRILEVEL INPUTS (A/R, GAIN)						
Tri-Level Input Leakage Current		A/R or GAIN = V_{DD}	$0.5V_{DD} / 180k\Omega$	$0.5V_{DD} / 100k\Omega$	$0.5V_{DD} / 50k\Omega$	mA
		A/R or GAIN = GND	$0.5V_{DD} / 180k\Omega$	$0.5V_{DD} / 100k\Omega$	$0.5V_{DD} / 50k\Omega$	
Input High Voltage	V_{IH}		$V_{DD} \times 0.7$			V
Input Low Voltage	V_{IL}			$V_{DD} \times 0.3$		V
Shutdown Enable Time	t_{ON}			60		ms
Shutdown Disable Time	t_{OFF}			40		ms
DIGITAL INPUT (SHDN)						
\overline{SHDN} Input Leakage Current			-1		+1	μA
Input High Voltage	V_{IH}		1.3			V
Input Low Voltage	V_{IL}				0.5	V
AGC THRESHOLD INPUT (TH)						
TH Input Leakage Current			-1		+1	μA

Note 1: Devices are production tested at $T_A = +25^\circ C$. Limits over temperature are guaranteed by design.

Note 2: Dynamic range is calculated using the EIAJ method. The input is applied at -60dBFS (0.707 μV_{RMS}), $f_{IN} = 1kHz$.

Note 3: Attack time measured as time from AGC trigger to gain reaching 90% of its final value.

Note 4: CG is connected to an external DC voltage source, and adjusted until $V_{MICOUT} = 1.23V$.

Note 5: CG connected to GND with 2.2 μF .

MAX9814

Microphone Amplifier with AGC and Low-Noise Microphone Bias

Detailed Description

The MAX9814 is a low-cost, high-quality microphone amplifier with automatic gain control (AGC) and a low-noise microphone bias. The MAX9814 consists of several distinct circuits: a low-noise preamplifier, a variable gain amplifier (VGA), an output amplifier, a microphone-bias-voltage generator, and AGC control circuitry.

An internal microphone bias voltage generator provides a 2V bias that is suitable for most electret condenser microphones. The MAX9814 amplifies the input in three distinct stages. In the first stage, the input is buffered and amplified through the low-noise preamplifier with a gain of 12dB. The second stage consists of the VGA controlled by the AGC. The VGA/AGC combination is capable of varying the gain from 20dB to 0dB. The output amplifier is the final stage in which a fixed gain of 8dB, 18dB, 20dB is programmed through a single tri-level logic input. With no compression from the AGC, the MAX9814 is capable of providing 40dB, 50dB, or 60dB gain.

Automatic Gain Control (AGC)

A device without AGC experiences clipping at the output when too much gain is applied to the input. AGC prevents clipping at the output when too much gain is applied to the input, eliminating output clipping. Figure 1 shows a comparison of an over-gained microphone input with and without AGC.

The MAX9814's AGC controls the gain by first detecting that the output voltage has exceeded a preset limit. The microphone amplifier gain is then reduced with a selectable time constant to correct for the excessive output-voltage amplitude. This process is known as the attack time. When the output signal subsequently lowers in amplitude, the gain is held at the reduced state for a short period before slowly increasing to the normal value. This process is known as the hold and release time. The speed at which the amplifiers adjust to changing input signals is set by the external timing capacitor CCT and the voltage applied to A/R. The AGC threshold can be set by adjusting VTH. Gain reduction is a function of input signal amplitude with a maximum AGC attenuation of 20dB. Figure 2 shows the effect of an input burst exceeding the preset limit, output attack, hold and release times.

If the attack and release times are configured to respond too fast, audible artifacts often described as "pumping" or "breathing" can occur as the gain is rapidly adjusted to follow the dynamics of the signal. For best results, adjust the time constant of the AGC to accommodate the source material. For applications in which music CDs are the main audio source, a 160µs attack time with an 80ms release time is recommended. Music applications typically require a shorter release time than voice or movie content.

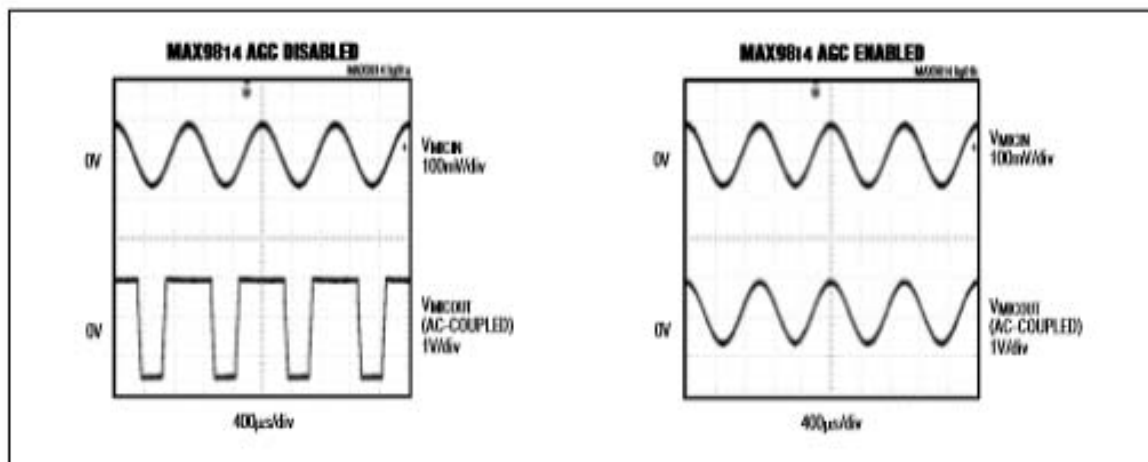


Figure 1. Microphone Input with and Without AGC

APENDICE C



MCP601/2/3/4

2.7V to 5.5V Single-Supply CMOS Op Amps

Features

- Single-Supply: 2.7V to 5.5V
- Rail-to-Rail Output
- Input Range Includes Ground
- Gain Bandwidth Product: 2.8 MHz (typ.)
- Unity-Gain Stable
- Low Quiescent Current: 230 μ A/amplifier (typ.)
- Chip Select (\overline{CS}): MCP603 only
- Temperature Ranges:
 - Industrial: -40°C to $+85^{\circ}\text{C}$
 - Extended: -40°C to $+125^{\circ}\text{C}$
- Available in Single, Dual and Quad

Typical Applications

- Portable Equipment
- A/D Converter Driver
- Photo Diode Pre-amp
- Analog Filters
- Data Acquisition
- Notebooks and PDAs
- Sensor Interface

Available Tools

- SPICE Macro Models at www.microchip.com
- FilterLab[®] Software at www.microchip.com

Description

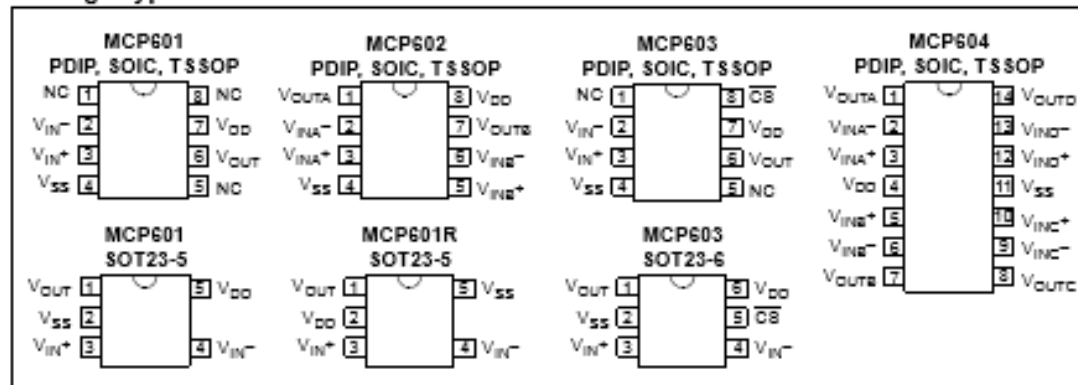
The Microchip Technology Inc. MCP601/2/3/4 family of low-power operational amplifiers (op amps) are offered in single (MCP601), single with Chip Select (\overline{CS}) (MCP603), dual (MCP602) and quad (MCP604) configurations. These op amps utilize an advanced CMOS technology that provides low bias current, high-speed operation, high open-loop gain and rail-to-rail output swing. This product offering operates with a single supply voltage that can be as low as 2.7V, while drawing 230 μ A (typ.) of quiescent current per amplifier. In addition, the common mode input voltage range goes 0.3V below ground, making these amplifiers ideal for single-supply operation.

These devices are appropriate for low-power, battery-operated circuits due to the low quiescent current, for A/D convert driver amplifiers because of their wide bandwidth or for anti-aliasing filters by virtue of their low input bias current.

The MCP601, MCP602 and MCP603 are available in standard 8-lead PDIP, SOIC and TSSOP packages. The MCP601 and MCP601R are also available in a standard 5-lead SOT-23 package, while the MCP603 is available in a standard 6-lead SOT-23 package. The MCP604 is offered in standard 14-lead PDIP, SOIC and TSSOP packages.

The MCP601/2/3/4 family is available in the Industrial and Extended temperature ranges and has a power supply range of 2.7V to 5.5V.

Package Types



1.0 ELECTRICAL CHARACTERISTICS

Absolute Maximum Ratings †

$V_{DD} - V_{SS}$	7.0V
All inputs and outputs.....	$V_{SS} - 0.3V$ to $V_{DD} + 0.3V$
Difference Input voltage.....	$ V_{DD} - V_{SS} $
Output Short Circuit Current.....	continuous
Current at Input Pin.....	± 2 mA
Current at Output and Supply Pins.....	± 30 mA
Storage temperature.....	-65°C to $+150^{\circ}\text{C}$
Junction temperature.....	$+150^{\circ}\text{C}$
ESD protection on all pins (HBM; MM).....	≥ 3 kV; 200V

† Notice: Stresses above those listed under "Maximum Ratings" may cause permanent damage to the device. This is a stress rating only and functional operation of the device at those or any other conditions above those indicated in the operational listings of this specification is not implied. Exposure to maximum rating conditions for extended periods may affect device reliability.

PIN FUNCTION TABLE

Name	Function
V_{IN}^{+} , V_{INA}^{+} , V_{IIB}^{+} , V_{INC}^{+} , V_{IND}^{+}	Non-Inverting Inputs
V_{IN}^{-} , V_{INA}^{-} , V_{IIB}^{-} , V_{INC}^{-} , V_{IND}^{-}	Inverting Inputs
V_{DD}	Positive Power Supply
V_{SS}	Negative Power Supply
V_{OUT} , V_{OUTA} , V_{OUTB} , V_{OUTC} , V_{OUTD}	Outputs
CS	Chip Select
NC	No Internal Connection

DC CHARACTERISTICS

Electrical Specifications: Unless otherwise specified, $T_A = +25^{\circ}\text{C}$, $V_{DD} = +2.7V$ to $+5.5V$, $V_{SS} = \text{GND}$, $V_{CM} = V_{DD}/2$, $V_{OUT} = V_{DD}/2$ and $R_L = 100$ k Ω to $V_{DD}/2$.						
Parameters	Sym	Min	Typ	Max	Units	Conditions
Input Offset						
Input Offset Voltage	V_{OS}	-2	± 0.7	+2	mV	
Industrial Temperature	V_{OS}	-3	± 1	+3	mV	$T_A = -40^{\circ}\text{C}$ to $+85^{\circ}\text{C}$ (Note 1)
Extended Temperature	V_{OS}	-4.5	± 1	+4.5	mV	$T_A = -40^{\circ}\text{C}$ to $+125^{\circ}\text{C}$ (Note 1)
Input Offset Temperature Drift	$\Delta V_{OS}/\Delta T_A$	—	± 2.5	—	$\mu\text{V}/^{\circ}\text{C}$	$T_A = -40^{\circ}\text{C}$ to $+125^{\circ}\text{C}$
Power Supply Rejection	PSRR	80	88	—	dB	$V_{DD} = 2.7V$ to $5.5V$
Input Current and Impedance						
Input Bias Current	I_B	—	1	—	μA	
Industrial Temperature	I_B	—	20	60	μA	$T_A = +85^{\circ}\text{C}$ (Note 1)
Extended Temperature	I_B	—	450	5000	μA	$T_A = +125^{\circ}\text{C}$ (Note 1)
Input Offset Current	I_{OS}	—	± 1	—	μA	
Common Mode Input Impedance	Z_{CM}	—	$10^{12} 6$	—	$\Omega \mu\text{F}$	
Differential Input Impedance	Z_{DIFF}	—	$10^{12} 3$	—	$\Omega \mu\text{F}$	
Common Mode						
Common Mode Input Range	V_{CMR}	$V_{SS} - 0.3$	—	$V_{DD} - 1.2$	V	
Common Mode Rejection Ratio	CMRR	75	80	—	dB	$V_{DD} = 5.0V$, $V_{CM} = -0.3V$ to $3.8V$
Open-loop Gain						
DC Open-loop Gain (large signal)	A_{OL}	100	115	—	dB	$R_L = 25$ k Ω to $V_{DD}/2$, $V_{OUT} = 100$ mV to $V_{DD} - 100$ mV
	A_{OL}	95	110	—	dB	$R_L = 5$ k Ω to $V_{DD}/2$, $V_{OUT} = 100$ mV to $V_{DD} - 100$ mV
Output						
Maximum Output Voltage Swing	V_{OL} , V_{OH}	$V_{SS} + 15$	—	$V_{DD} - 20$	mV	$R_L = 25$ k Ω to $V_{DD}/2$, Output overdrive = $0.5V$
	V_{OL} , V_{OH}	$V_{SS} + 45$	—	$V_{DD} - 60$	mV	$R_L = 5$ k Ω to $V_{DD}/2$, Output overdrive = $0.5V$
Linear Output Voltage Swing	V_{OUT}	$V_{SS} + 100$	—	$V_{DD} - 100$	mV	$R_L = 25$ k Ω to $V_{DD}/2$, $A_{OL} \geq 100$ dB
	V_{OUT}	$V_{SS} + 100$	—	$V_{DD} - 100$	mV	$R_L = 5$ k Ω to $V_{DD}/2$, $A_{OL} \geq 95$ dB
Output Short Circuit Current	I_{SC}	—	± 22	—	mA	$V_{DD} = 5.5V$
	I_{SC}	—	± 12	—	mA	$V_{DD} = 2.7V$
Power Supply						
Supply Voltage	V_{DD}	2.7	—	5.5	V	
Quiescent Current per Amplifier	I_Q	—	230	325	μA	$I_O = 0$

Note 1: These specifications are not tested in either the BOT-23 or T88OP packages with date codes older than YYWW = 0408. In these cases, the minimum and maximum values are by design and characterization only.

MCP601/2/3/4

AC CHARACTERISTICS

Electrical Specifications: Unless otherwise indicated, $T_A = -25^\circ\text{C}$, $V_{DD} = +2.7\text{V to } +5.5\text{V}$, $V_{SS} = \text{GND}$, $V_{CM} = V_{DD}/2$, $V_{OUT} = V_{DD}/2$, $R_L = 100\text{ k}\Omega$ to $V_{DD}/2$ and $C_L = 50\text{ pF}$.

Parameters	Sym	Min	Typ	Max	Units	Conditions
Frequency Response						
Gain Bandwidth Product	GBWP	—	2.8	—	MHz	
Phase Margin	PM	—	50	—	°	$G = +1\text{ V/V}$
Step Response						
Slew Rate	SR	—	2.3	—	V/ μs	$G = +1\text{ V/V}$
Betting Time (0.01%)	t_{settle}	—	4.5	—	μs	$G = +1\text{ V/V}$, 3.8V step
Noise						
Input Noise Voltage	E_n	—	7	—	$\mu\text{V}_{\text{p-p}}$	$f = 0.1\text{ Hz to } 10\text{ Hz}$
Input Noise Voltage Density	e_n	—	29	—	nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$	$f = 1\text{ kHz}$
	e_n	—	21	—	nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$	$f = 10\text{ kHz}$
Input Noise Current Density	i_n	—	0.6	—	fA/ $\sqrt{\text{Hz}}$	$f = 1\text{ kHz}$

MCP603 CHIP SELECT CHARACTERISTICS

Electrical Specifications: Unless otherwise indicated, $T_A = -25^\circ\text{C}$, $V_{DD} = +2.7\text{V to } +5.5\text{V}$, $V_{SS} = \text{GND}$, $V_{CM} = V_{DD}/2$, $V_{OUT} = V_{DD}/2$, $R_L = 100\text{ k}\Omega$ to $V_{DD}/2$ and $C_L = 50\text{ pF}$.

Parameters	Sym	Min	Typ	Max	Units	Conditions
DC Characteristics						
$\overline{\text{CS}}$ Logic Threshold, Low	V_{IL}	V_{SS}	—	$0.2 V_{DD}$	V	
$\overline{\text{CS}}$ Input Current, Low	I_{CSL}	-1.0	—	—	μA	$\overline{\text{CS}} = 0.2V_{DD}$
$\overline{\text{CS}}$ Logic Threshold, High	V_{IH}	$0.8 V_{DD}$	—	V_{DD}	V	
$\overline{\text{CS}}$ Input Current, High	I_{CSH}	—	0.7	2.0	μA	$\overline{\text{CS}} = V_{DD}$
Shutdown V_{SS} current	I_{D_SHDN}	-2.0	-0.7	—	μA	$\overline{\text{CS}} = V_{DD}$
Amplifier Output Leakage in Shutdown	I_{O_SHDN}	—	1	—	nA	
$\overline{\text{CS}}$ Threshold Hysteresis	HYBT	—	0.3	—	V	Internal switch
Timing						
$\overline{\text{CS}}$ Low to Amplifier Output Turn-on Time	t_{ON}	—	3.1	10	μs	$\overline{\text{CS}} \leq 0.2V_{DD}$, $G = +1\text{ V/V}$
$\overline{\text{CS}}$ High to Amplifier Output High-Z Time	t_{OFF}	—	100	—	ns	$\overline{\text{CS}} \geq 0.8V_{DD}$, $G = +1\text{ V/V}$, No load.

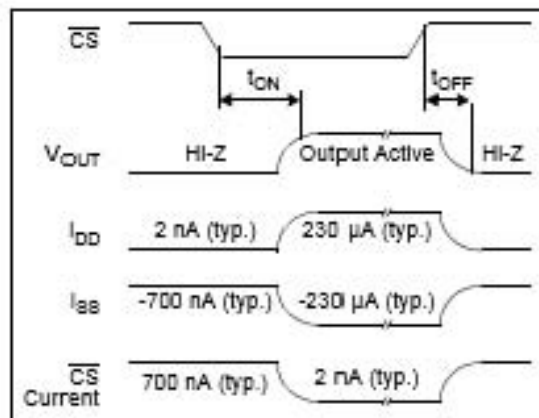


FIGURE 1-1: MCP603 Chip Select ($\overline{\text{CS}}$) Timing Diagram.

2.0 TYPICAL PERFORMANCE CURVES

Note: The graphs and tables provided following this note are a statistical summary based on a limited number of samples and are provided for informational purposes only. The performance characteristics listed herein are not tested or guaranteed. In some graphs or tables, the data presented may be outside the specified operating range (e.g., outside specified power supply range) and therefore outside the warranted range.

Note: Unless otherwise indicated, $T_A = +25^\circ\text{C}$, $V_{DD} = +2.7\text{V}$ to $+5.5\text{V}$, $V_{SS} = \text{GND}$, $V_{CM} = V_{DD}/2$, $R_L = 100\text{ k}\Omega$ to $V_{DD}/2$, $V_{OUT} = V_{DD}/2$ and $C_L = 50\text{ pF}$.

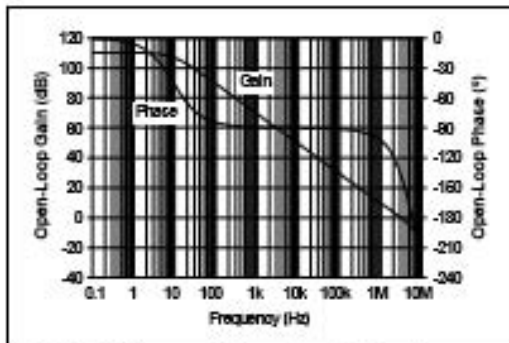


FIGURE 2-1: Open-Loop Gain, Phase vs. Frequency.

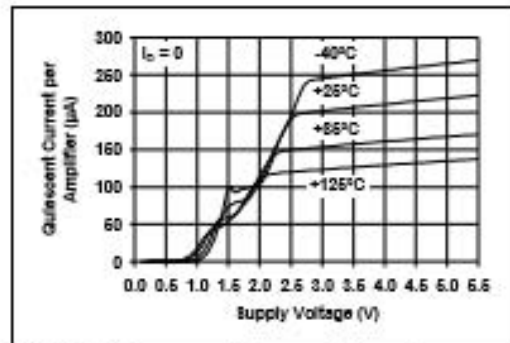


FIGURE 2-4: Quiescent Current vs. Supply Voltage.

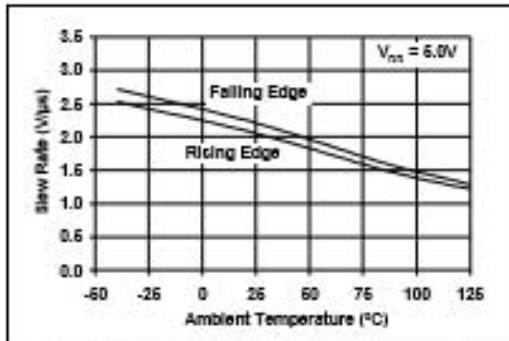


FIGURE 2-2: Slew Rate vs. Temperature.

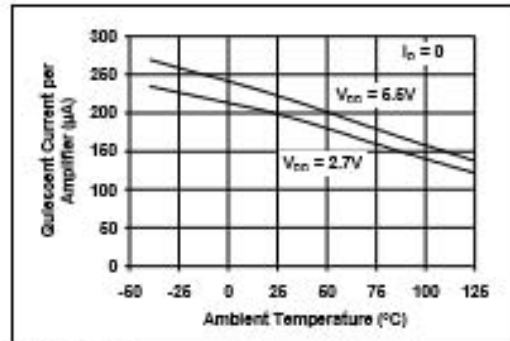


FIGURE 2-5: Quiescent Current vs. Temperature.

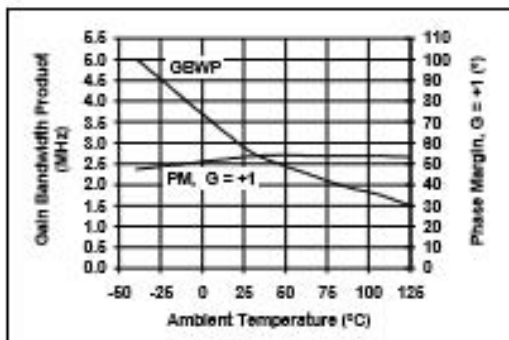


FIGURE 2-3: Gain Bandwidth Product, Phase Margin vs. Temperature.

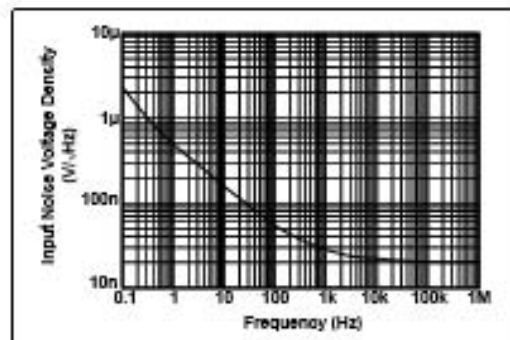


FIGURE 2-6: Input Noise Voltage Density vs. Frequency.

MCP601/2/3/4

Note: Unless otherwise indicated, $T_A = +25^\circ\text{C}$, $V_{DD} = +2.7\text{V}$ to $+5.5\text{V}$, $V_{SS} = \text{GND}$, $V_{CM} = V_{DD}/2$, $R_L = 100\text{ k}\Omega$ to $V_{DD}/2$, $V_{OUT} = V_{DD}/2$ and $C_L = 50\text{ pF}$.

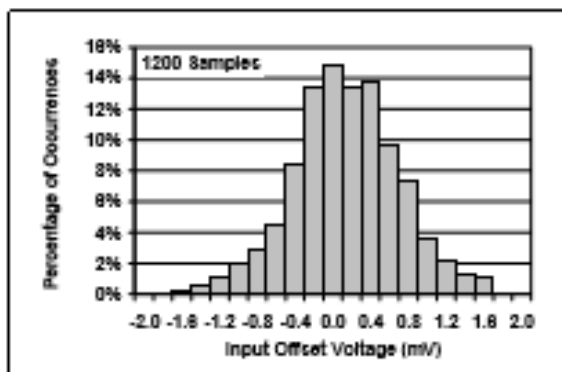


FIGURE 2-7: Input Offset Voltage.

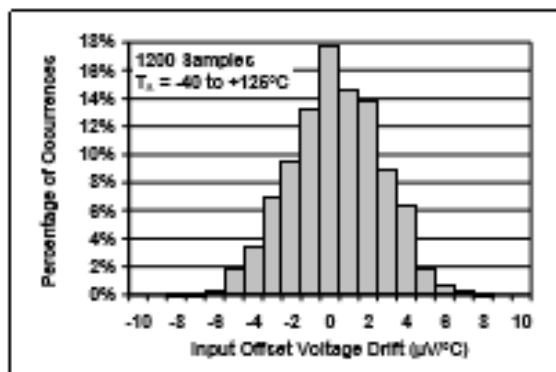


FIGURE 2-10: Input Offset Voltage Drift.

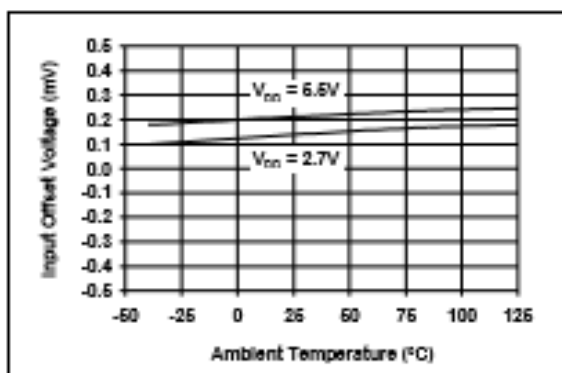


FIGURE 2-8: Input Offset Voltage vs. Temperature.

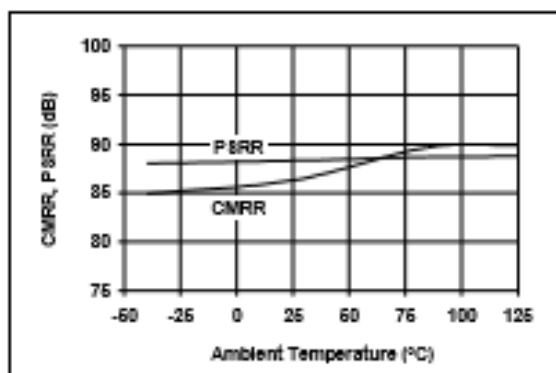


FIGURE 2-11: CMRR, PSRR vs. Temperature.

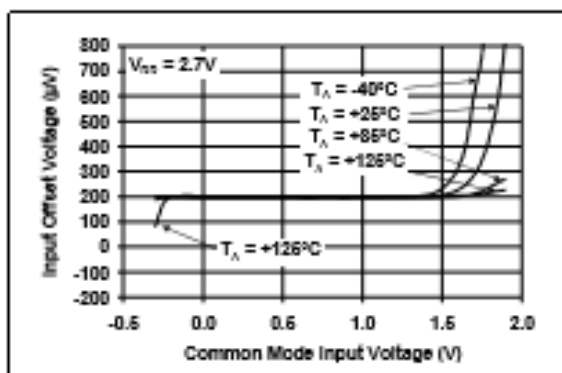


FIGURE 2-9: Input Offset Voltage vs. Common Mode Input Voltage with $V_{DD} = 2.7\text{V}$.

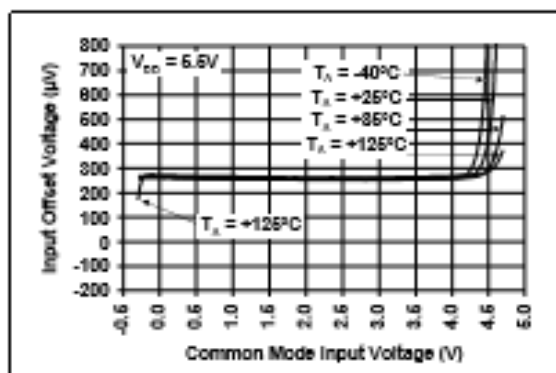


FIGURE 2-12: Input Offset Voltage vs. Common Mode Input Voltage with $V_{DD} = 5.5\text{V}$.

APENDICE D

Frecuencias Hz	Filtro pasivo	Filtro paso altas de segundo orden con atenuador de entrada			Sumador
	Paso altas	Graves	Medios	Bajos	
20	0.266464646	0.02280287	0.01127488	0.005357397	0.039435
48.19810857	0.554455968	0.055138187	0.027192303	0.012912931	0.095243
149.6339001	0.900301551	0.177320122	0.085101193	0.040157385	0.302579
215.2930427	0.947915991	0.266109037	0.123626077	0.057896196	0.447631
460.2883635	0.987873133	0.735369912	0.282539649	0.125536068	1.143446
595.7032859	0.992706544	1.000589653	0.387281848	0.16446131	1.552333
770.9567153	0.995626306	0.930966505	0.550000788	0.217242232	1.69821
803.5816217	0.995972136	0.886813077	0.584192096	0.22743101	1.698436
909.9761203	0.996854771	0.746864162	0.703786205	0.261583774	1.712234
1002.374467	0.997405747	0.647005118	0.814487827	0.292520709	1.754014
1119.515203	0.997918639	0.550029649	0.950470601	0.333687013	1.834187
2152.930427	0.999435924	0.239754662	0.662439879	0.820647451	1.722842
2999.369671	0.999709253	0.166513559	0.414379177	1.102001047	1.682894
3013.214132	0.999711917	0.165695284	0.411885231	1.101336171	1.678917
3111.931263	0.999729897	0.160091835	0.394976099	1.091742624	1.646811
3126.295285	0.999732373	0.159308759	0.392636411	1.08968882	1.641634
3396.487305	0.999773245	0.145915523	0.353486131	1.028098532	1.5275
3412.164778	0.999775323	0.145208758	0.351464711	1.023557842	1.520231
3639.401717	0.999802496	0.135697556	0.324680105	0.952492753	1.41287
3656.200432	0.999804306	0.135044654	0.322869469	0.947039988	1.404954
3881.771755	0.999826383	0.126859654	0.300465122	0.874449212	1.301774
3899.6892	0.999827974	0.126252611	0.29882478	0.868828323	1.293906
3917.689347	0.999829551	0.125648694	0.297195741	0.863213677	1.286058
3935.772579	0.999831114	0.125047883	0.295577896	0.85760721	1.278233
3953.93928	0.999832661	0.12445016	0.293971141	0.852010767	1.270432
3972.189835	0.999834195	0.123855507	0.292375369	0.846426109	1.262657
3990.52463	0.999835715	0.123263904	0.290790478	0.840854914	1.254909
4008.944055	0.999837221	0.122675332	0.289216364	0.835298775	1.24719
4416.009466	0.999865842	0.110984488	0.2584811	0.724165794	1.093631
14355.88583	0.999987303	0.033645573	0.074416459	0.16824576	0.276308
15886.56469	0.999989632	0.030395323	0.067161533	0.151156669	0.248714
16944.54828	0.999990886	0.02849322	0.062925304	0.141277304	0.232696
18240.21679	0.999992135	0.026465288	0.058415946	0.130835006	0.215716
19099.85172	0.999992827	0.025272061	0.055765883	0.124731727	0.20577
20000	0.999993458	0.02413281	0.0532378	0.118931201	0.196302

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Organización mundial de la salud, Centro de prensa, Sordera y pérdida de la audición, Nota descriptiva N°300, <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs300/es/>
Fecha de actualización marzo de 2015, Fecha de consulta 24 de septiembre
- [2] Mara Mills, "Hearing Aids and the History of Electronics Miniaturization"
[*IEEE Annals for the History of Computing*, 2011, Volume 33],
Fecha de consulta 24 de septiembre.
- [3] Emilio Amilibia Cabeza, Iván Domènech Juan, "Nuevas soluciones para la hipoacusia. Dispositivos auditivos implantables", Servicio de Otorrinolaringología, Hospital Universitari de Bellvitge. L'Hospitalet de Llobregat (Barcelona). Artículo emitido por Sociedad Española de Medicina de Familia y Comunitaria
- [4] DR. ERNESTO RIED G., "EL SONIDO Y LA AUDICIÓN ¿CÓMO LOS MEDIMOS?", Departamento de Otorrinolaringología, Clínica Las Condes. eried@clc.cl, [REV. MED. CLIN. CONDES - 418 - 425], Artículo emitido 07/07/09.
- [5] Stuart, J. R.: "Estimating the significance of errors in audio systems", Audio Engineering Society Preprint, presentado en la 91ª convención de la AES, Nueva York, 1991 (Preprint 3208).
- [6] Efectos del ruido sobre las personas, Anatomía y fisiología del oído, [http://rabfis15.uco.es/lvct/tutorial/1/paginas%20proyecto%20def/\(4\)%20efectos%20del%20ruido/anatomia%20y%20fisiologia%20del%20oido.htm](http://rabfis15.uco.es/lvct/tutorial/1/paginas%20proyecto%20def/(4)%20efectos%20del%20ruido/anatomia%20y%20fisiologia%20del%20oido.htm), Fecha de consulta 05/11/16.
- [7] Schroeder, M. R. y Hall, J. L.: "Model for mechanical to neural transduction in the auditory receptor", *Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 55, nº 5, pp. 1055-1060, Mayo 1974.
- [8] Zwicker, E. y Fastl, H.: *Psychoacoustics: Facts and Models*, Springer, Berlín, 1990.
- [9] Schroeder, M. R.: "Models of hearing", *Proceedings of the IEEE*, vol. 63, nº 9, pp. 1332-1350, Septiembre de 1975.

- [10] Floyd, Thomas L. (2008). «El Amplificador Operacional». *Dispositivos electrónicos*. Pearson Educación. p. 593. ISBN 978-970-26-1193-6.
- [11] M Fiore James , “Operational Amplifiers and Linear Integrated Circuits: Theory and Applications”, , Nest publishing, 1992, capitulo 2, capitulo 3, capitulo 4 , capitulo 11 y capitulo 12.
- [13] Junior Antonio, “amplificadores operacionales y filtros activos”, Mc grawhill 1991, página 114, páginas 188 a 191.
- [14] Coughlin Robert F., “Amplificadores Operacionales y Circuitos Integrados Lineales”, Prentice Hall hispanoamericana S.A 1993, Capitulo 3 y Capitulo 11.
- [15] Pereira Hernández Miguel, “amplificadores de Audio”, Escuela superior de ingenieros, U.P.V./E.H.U., Eman ta zalbal zazu.
- [16] Pérez Vega Constantino, “Sonido y audición”, universidad de Cantabria, departamento de ingeniería de comunicaciones, páginas 14 a la 33.
- [17] Rogel Vide Carlos, “Diccionario jurídico de los medios de comunicación”, Cortizo y Sanchez abogados, Madrid, 2006, página 31
- [18] Departamento de electrónica y telecomunicaciones, “Filtros Activos”, Universidad del país Vasco, ftp://ftp.ehu.es/cidira/dptos/depjt/Instrumentacion/BK-ANGEL/02_Filtros_Activos/Filtros.PDF, Fecha de consulta 04/09/2016
- [19] Roldán Aranda Andrés, “Los micrófonos en acústica”, acústica aplicada Curso 2000-2001, páginas de la 8 a la 16.
- [20] “Diccionario de la Lengua Española”, Nicaragua o como bocina en México y Panamá, RAE (2001). 22.ª ed, fecha de consulta 08/08/16.
- [21] <http://cosasdeaudio.com/como-funciona-un-altavoz-dinamico/>, fecha de consulta 04/09/2016
- [22] http://www.ecured.cu/Tecnolog%C3%ADa_de_Montaje_Superficial, fecha de consulta 04/09/2016
- [23] Allen, J. B.: "Cochlear modeling", IEEE ASSP Magazine, vol. 1, nº 1, pp. 3-29, Enero 1985.

- [24] Ganong, W. F.: Fisiología médica, El Manual Moderno, México, 1988, 11ª edición.
- [25] Stuart, J. R.: "Implementation and measurement with respect to human auditory capabilities", Proceedings of the AES UK Conference on DSP, pp. 45-61, 1992.
- [26] Evans, E. F.: "Basic physiology of the hearing mechanism", Proceedings of the 12th International AES Conference, pp. 11-21, Junio de 1993.
- [27] Lyon, R. y Mead, C.: "An analog electronic cochlea", IEEE Transactions on ASSP, vol. 36, nº 7, pp. 1119-1134, Julio 1988.
- [28] Kemp, D. T.: "Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system", Journal of the Acoustical Society of America, vol. 64, nº 5, pp. 1386-1391, Noviembre de 1978.
- [29] Fisiología del oído humano, <http://www.eumus.edu.uy/eme/ensenanza//acustica/apuntes/SistemaAuditivo.pdf>, 05/11/16.
- [30] Gil-Carcedo LM, Gil-Carcedo E. Anatomía aplicada del oído interno. En: Otología, Gil-Carcedo LM (ed) Villa Dala Hnos. Madrid 1995: 59-79.
- [31] Gil-Carcedo LM y Cols. Exploración clínica del oído. En: Proyectos médicos Eds. Tratado de Otorrinolaringología y Cirugía de cabeza y Cuello Tomo II. Madrid, 1999:881.895.
- [32] Tapia Toca MC, Hernández Calvín J. Exploración de la función auditiva. En: Courtat P, Peytral C, Elbaz C (eds) Exploraciones funcionales en ORL. París, Masson; 1994: 1-62.
- [33] Guzmán H, Goycoolea M, Espinaza F. Evaluation of the auditory system. En: De Souza C, Goycoolea M, Ruah C. Eds. Text-book of the Ear Nose and Throat. Orient Longman Ltd. Hyderabad 1995: 28-45.
- [34] Margolis RH, Shanks JE. Tympanometry. En: Katz J Ed Handbook of Clinical Audiology. Williams and Wilkins Co. Baltimore 1985: 438-475.
- [35] Labella Caballero, T. y A. LOZANO RAMIREZ, Manual de Audiometría. Editorial Garsi, S.A. 1988

- [36] <http://image.slidesharecdn.com/audiogramaling-110622085327-phpapp02/95/audiograma-ling-1-728.jpg?cb=1308733812>, Publicado el 22 de junio de 2011, Fecha de consulta 06/11/16.
- [37] Steinberg, J.C. and Munson, W.A." The sense of hearing". En Electrical Engineers' Handbook – Electric Communication and Electronics. Edited by H. Pender and K. McIlwain. John Wiley & Sons, Inc. 1950.
- [38] Gray, H. Anatomy: "Descriptive and Surgical". Crown Publisher. 1958.
- [39] Guyton, A. C., "Fisiología Médica",. 8ª Edición. McGraw-Hill Interamericana. México, 1992
- [40] Orellana P. Viviana, Torres U. Pamela, "Audífonos Características, selección y adaptación", Tecnólogos Médicos ORL. Audia Centro de Audiología, Enero del 2003.
- [41] Rosich Tomás, "El Control Automático de Ganancia: topología, funcionamiento y uso" Shareng divulgación, artículos técnicos y de divulgación científica
<https://tomrospa.wordpress.com/2014/09/03/el-control-automatico-de-ganancia-topologia-funcionamiento-y-uso-i/> Publicado septiembre 3, 2014. Fecha de consulta 01de enero de 2017.
- [42] <http://www.academicos.ccadet.unam.mx/jorge.marquez/cursos/Instrumentacion/AmplificadoresOperacionales.pdf>, Fecha de consulta 22 de Junio del 2017
- [43] Castillo Hernández José, "Notas Personales", Paso Banda de 2º Orden Con Atenuador de Entrada
- [44] Lybarger SF, Preves DA, Olsen W O. "A bit of history on standards for acoustical measurements of hearing aids", Am J Audiol. 1999, 3-5.
- [45] Gert Ravn, David Preves, "Hearing Aid–Related Standards and Test Systems", Thieme Medical Publishers 333, Seventh Avenue, New York, NY 10001, E.U.A., 2015, 29-48.