



Universidad de San Carlos de Guatemala
Facultad de Ingeniería
Escuela de Ingeniería Mecánica Eléctrica

**ESTUDIO SOBRE AUDIOPRÓTESIS PARA SORDERA NERVIOSA Y
PROPUESTA DE UN NUEVO DISEÑO**

Salvador Alejandro Tuna Aguilar

Asesorado por la Inga. Ingrid Rodríguez de Loukota

Guatemala, octubre de 2004

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA



FACULTAD DE INGENIERÍA

**ESTUDIO SOBRE AUDIOPRÓTESIS PARA SORDERA
NERVIOSA Y PROPUESTA DE UN NUEVO DISEÑO**

TRABAJO DE GRADUACIÓN

PRESENTADO A JUNTA DIRECTIVA DE LA
FACULTAD DE INGENIERÍA
POR

SALVADOR ALEJANDRO TUNA AGUILAR

ASESORADO POR: INGA. INGRID RODRÍGUEZ DE LOUKOTA

AL CONFERÍRSELE EL TÍTULO DE

INGENIERO ELECTRÓNICO

GUATEMALA, OCTUBRE DE 2004

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA
FACULTAD DE INGENIERÍA



NÓMINA DE JUNTA DIRECTIVA

DECANO	Ing. Sydney Alexander Samuels Milson
VOCAL I	Ing. Murphy Olympo Paiz Recinos
VOCAL II	Lic. Amahán Sánchez Álvarez
VOCAL III	Ing. Julio David Galicia Celada
VOCAL IV	Ing. Kenneth Issur Estrada Ruiz
VOCAL V	Br. Elisa Yazminda Vides Leiva
SECRETARIO	Ing. Pedro Antonio Aguilar Polanco

TRIBUNAL QUE PRACTICÓ EL EXAMEN GENERAL PRIVADO

DECANO	Ing. Sydney Alexander Samuels Milson
EXAMINADOR	Inga. Ingrid Salomé Rodríguez de Loukota
EXAMINADOR	Ing. Marvin Hernández Fernández
EXAMINADOR	Ing. Enrique Edmundo Ruiz Carballo
SECRETARIO	Ing. Pedro Antonio Aguilar Polanco

AGRADECIMIENTOS

A mis padres, por su amor y confianza en todo momento.

A mis hermanos por su ayuda y palabras de aliento.

A la Ingeniera Ingrid Salomé Rodríguez de Loukota por su asesoría en la elaboración del presente trabajo de graduación.

Al personal del área de otología del hospital Rodolfo Robles, en especial al Audioprótesista Melvin Mejía, por la información aportada al presente trabajo, que fue de gran utilidad.

Al personal del departamento de física por su amistad, colaboración y confianza.

A la Facultad de Ingeniería.

A todas aquellas personas que hicieron posible este momento, MIL GRACIAS.

DEDICATORIA

A Dios: Por ser la fortaleza espiritual que me ha permitido alcanzar esta meta.

A la Santísima Virgen María Auxiliadora y a San Juan Bosco: Gracias por ser mis guías en todos los momentos de mi vida.

A Mis padres: Dr. Caról Adolfo Tuna Valladares y María Elena Aguilar Prem de Tuna, modelo a seguir y principales responsables de este éxito.

A mis hermanos: María Antonia, Elena Juventina, María Mercedes y José Adolfo, por su entusiasmo cariño y apoyo brindado.

A mis amigos y compañeros, por sus palabras de aliento y motivación, en todo momento.

A mis catedráticos, por sus sabios consejos y enseñanzas.

A la Tricentenaria Universidad de San Carlos de Guatemala.

HONORABLE TRIBUNAL EXAMINADOR

Cumpliendo con los preceptos que establece la ley de la Universidad de San Carlos de Guatemala, presento a su consideración mi trabajo de graduación titulado:

**ESTUDIO SOBRE AUDIOPRÓTESIS PARA SORDERA NERVIOSA
Y PROPUESTA DE UN NUEVO DISEÑO**

Tema que me fuera asignado por la Dirección de la Escuela de Mecánica Eléctrica con fecha 21 de abril del 2004.

Salvador Alejandro Tuna Aguilar

ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES	V
GLOSARIO	IX
RESUMEN	XII
OBJETIVOS	XIV
INTRODUCCIÓN	XV

1 ASPECTO MÉDICO

1.1	Conceptos básicos	1
1.1.1	Anatomía y Fisiología del oído	1
1.1.1.1	Anatomía	1
1.1.1.1.1	Oído externo	1
1.1.1.1.2	Oído medio	4
1.1.1.1.3	Oído interno	9
1.1.1.2	Fisiología del oído	12
1.1.1.3	Tipos de sordera	21
1.1.1.4	Tipos de evaluación	24
1.1.1.5	Métodos correctivos y tipos de audioprótesis	28
1.1.1.5.1	Historia	28
1.1.1.5.2	Componentes de una audioprótesis	30
1.1.1.5.3	Tipos de audioprótesis	31

2 ASPECTO FÍSICO Y ELECTRÓNICO

2.1	Conceptos básicos	35
2.1.1	Física de las ondas sonoras	35
2.1.1.1	Potencia e intensidad de las ondas sonoras	38
2.1.1.2	Audición humana, comportamiento matemático	41
2.1.2	Micrófonos y audífonos	46
2.1.2.1	Micrófonos	46
2.1.2.1.1	Micrófonos de carbón	48
2.1.2.1.2	Micrófonos piezoeléctricos	49
2.1.2.1.3	Micrófonos dinámicos	50
2.1.2.1.4	Micrófonos de cinta	52
2.1.2.1.5	Micrófonos de condensador	52
2.1.2.1.6	Micrófonos electret	54
2.1.2.2	Audífonos	54
2.1.3	Mezcladores de audio	57
2.1.4	Amplificadores de audio	58
2.1.5	Filtros activos	60
2.1.5.1	Filtros pasa bajo	62
2.1.5.2	Filtros pasa alto	64
2.1.5.3	Filtros pasa banda	65

3 RECOPIACIÓN DE DATOS

3.1	Historial clínico del paciente	67
3.2	Interpretación de la audiometría	68

3.3	Análisis de la información obtenida	69
-----	-------------------------------------	----

4 PROPUESTA DE DISEÑO

4.1	Descripción del proyecto	73
4.2	Identificación de posibles dispositivos a utilizar	75
4.3	Cálculo de valores	78
4.3.1	Micrófono	78
4.3.2	Filtros	80
4.3.3	Mezclador y amplificador de audio	82
4.4	Simulación	85
4.4.1	Preamplificador de micrófono	86
4.4.2	Filtros	88
4.4.2.1	Filtro de 250hz	90
4.4.2.2	Filtro de 500hz	91
4.4.2.3	Filtro de 1000hz	93
4.4.2.4	Filtro de 2000hz	94
4.4.2.5	Filtro de 4000hz	96
4.4.3	Mezclador amplificador	98
4.5	Topología del circuito	101
4.6	Cuantificación y presupuesto	102

CONCLUSIONES	105
RECOMENDACIONES	107
BIBLIOGRAFÍA	109

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

FIGURAS

1	Estructura básica del oído	2
2	Membrana Timpánica	4
3	Corte vertical esquemático a través del oído	5
4	Huesecillos del oído	8
5	Segmento posterior del corte (según Bellocq)	10
6	Oído interno y ramificaciones del nervio auditivo	11
7	Sección a través de uno de los giros del caracol	13
8	Movimiento del líquido en el caracol después de un impulso hacia adelante	15
9	Onda viajera dentro de la cóclea	16
10	Umbral de audibilidad en función de la frecuencia	19
11	Enmascaramiento de frecuencia (A enmascarado por B)	20
12	Enmascaramiento temporal	21
13	Simbología aplicada a pruebas audiométricas	27
14	Audiometría de un paciente con sordera nerviosa	27
15	Prótesis de canal	31
16	Tipos de audioprótesis	33
17	Esquema de una onda	37
18	Ancho de las bandas críticas en función de la frecuencia	44
19	Bandas críticas adyacentes en el rango de frecuencias audible	44
20	Micrófono de carbón	48
21	Respuesta en frecuencia de un micrófono de carbón	49
22	Micrófono piezoeléctrico	49

23	Respuesta en frecuencia de un micrófono piezoeléctrico	50
24	Micrófono dinámico	51
25	Micrófono de cinta	52
26	Micrófono de condensador	53
27	Micrófono de electret	54
28	Repulsión y atracción de imanes	55
29	Partes de una bocina	56
30	Sumador inversor	57
31	Circuito amplificador no inversor con ganancia de 5 en voltaje	59
32	Etapas bipolar en EC directamente acoplada al amplificador operacional	60
33	Respuesta en frecuencia de los cuatro tipos de filtro	61
34	Filtro de un solo polo y respuesta en frecuencia	62
35	Filtro de dos polos y respuesta en frecuencia	63
36	Filtro de un polo y respuesta en frecuencia	64
37	Respuesta en frecuencia de un filtro pasa banda	65
38	Audiometría de paciente de 60 años de edad, sexo masculino	68
39	Audiometría del oído izquierdo y corrección en potencia y frecuencia	71
40	Diagrama de bloques de audioprótesis propuesta	73
41	Características físicas del amplificador operacional ECG997	76
42	Amplificador de señal no inversor	79
43	Filtro pasa banda típico con atenuación de 20dB/década	80
44	Amplificador multicanal, con aplicación como mezclador amplificador de audio	83
45	Topología del preamplificador con valores calculados	87
46	Comparación de señal de entrada	

	y salida del preamplificador	87
47	Filtro pasa banda de 250hz	90
48	Comparación de señales de entrada y salida del filtro	90
49	Comparación de señales de entrada y salida del filtro	91
50	Filtro pasa banda de 500hz	91
51	Comparación de señales de entrada y salida del filtro	92
52	Comparación de señales de entrada y salida del filtro	92
53	Filtro pasa banda de 1000hz	93
54	Comparación de señales de entrada y salida del filtro	93
55	Comparación de señales de entrada y salida del filtro	94
56	Filtro pasa banda de 2000hz	94
57	Comparación de señales de entrada y salida del filtro	95
58	Comparación de señales de entrada y salida del filtro	95
59	Filtro pasa banda de 4000hz	96

60	Comparación de señales de entrada y salida del filtro	96
61	Comparación de señales de entrada y salida del filtro	97
62	Mezclador amplificador de audio de seis canales	99
63	Señal de salida del mezclador amplificador	99
64	Topología general del circuito	101

TABLAS

I.	La velocidad del sonido	36
II.	Especificaciones audífono	77
III.	Tabla de resultados	82
IV.	Valores experimentales del audífono	84
V.	Recopilación de los datos del cálculo de valores por canal	85
VI.	Valores calculados para la simulación	89
VII.	Recopilación de valores obtenidos en la simulación	97
VIII.	Tabla de valores aplicados a los seis canales	98
IX.	Precio en dólares con equivalente en quetzales de todos los elementos utilizados	103

GLOSARIO

Amplificador operacional	Dispositivo electrónico de alto rendimiento constituido por transistores, diodos, capacitores y resistencias, con alta ganancia de tensión utilizable para frecuencias de cero a un poco más de 2 MHZ.
Ancho de banda	Diferencia entre las dos frecuencias de corte de un amplificador. Si el amplificador no tiene frecuencia de corte inferior, el ancho de banda es igual a la frecuencia de corte superior.
Apófisis	Prominencia ósea.
Atenuación una señal de	Pérdida paulatina de la amplitud de señal de salida con respecto a una entrada.
Cámara anecoica	Cámara que no tiene ecos. Se utiliza en medidas acústicas.
Capacitor	Elemento de dos terminales el cual consta de dos placas conductoras separadas por

un material no conductor, que almacena carga eléctrica.

Cartilaginoso

Tejido semiblando, que le localiza en gran parte del cuerpo humano.

Ganancia de voltaje

Ésta representa la relación entre el voltaje de salida y el voltaje de entrada en un circuito amplificador.

Hertz

Unidad de medida que representa la frecuencia de una señal y es equivalente a los ciclos por segundo de la misma, su nombre es en honor al científico Heinrich R Hertz.

Hipersensibilidad

En términos médicos, alta sensibilidad de un organismo a ciertos medicamentos.

Impedancia

En un elemento, es la razón del voltaje fasorial a la corriente fasorial y se denota con la letra Z, desempeña un papel similar en circuitos resistivos.

Microbar

Representa una millonésima parte de la presión atmosférica al nivel del mar.

Perilinfia

Líquido presente en las rampas vestibular y timpánica del oído.

Realimentación negativa	Uso de una señal para alimentar de nuevo la entrada de un amplificador; ésta es proporcional a la señal de salida. La señal realimentada tiene una fase opuesta a la de la señal de entrada.
Resistencia	Propiedad física de un elemento o un dispositivo que impide el flujo de corriente; se representa con el símbolo R.
Vatio	Unidad de potencia, resultado de la multiplicación de voltaje y corriente.
Voltaje alterno	Voltaje que cambia de dirección polar a lo largo del tiempo, se puede representar mediante una señal periódica.
Voltaje pico	Valor instantáneo mayor de una tensión que varía con el tiempo.
Voltaje RMS	Empleado en las señales dependientes del tiempo. Conocido también como valor eficaz. Es el valor equivalente de una fuente de continua que producirá la misma cantidad de calor o potencia sobre el ciclo completo de una señal dependiente del tiempo.

RESUMEN

El sentido del oído se asemeja a un circuito amplificador de audio, es por ello que su estructura se divide en tres partes esenciales, oído externo, oído medio y oído interno.

El primero lo constituye el pabellón de la oreja y el canal auditivo, cuya función es recolectar, transmitir y amplificar los sonidos hacia la membrana timpánica cumpliendo una función parecida a la de una guía de onda.

El segundo inicia en la membrana del tímpano y los tres huesecillos (martillo, yunque y estribo) con terminación en la ventana oval, que actúan como un perfecto acople de impedancias entre un medio aéreo y un medio líquido (mucosa timpánica), adoptando la función de la membrana de un micrófono.

El tercero lo conforman la cóclea y los conductos circulares; su función es filtrar los sonidos que se convierten en señales eléctricas para su posterior procesamiento cerebral, también se relaciona con el equilibrio. En este caso se asemeja a las terminales de un micrófono acoplado a una serie de filtros amplificadores.

Por su compleja estructura, el sentido del oído es muy delicado, es por ello que cualquier afección lo puede dañar parcial o permanentemente, provocando algún tipo de sordera.

Las pruebas audiométricas actuales determinan las pérdidas auditivas en decibeles, crean un perfil del estado auditivo del paciente para su posterior tratamiento ya sea en forma terapéutica o por medio de un auxiliar auditivo (audioprótesis).

Las audioprótesis, representan la relación existente entre la ingeniería y la medicina, dan lugar a un esfuerzo compartido para el mejoramiento en este campo.

Con el correcto uso de un micrófono miniatura de alta sensibilidad, filtros activos, amplificador mezclador y auriculares de alta energía, es posible la creación de una audioprótesis adaptada a las necesidades de un paciente que presente un cuadro de deficiencia auditiva del tipo nerviosa moderada; basándose en una audiometría real del mismo, se puede simular por computadora la propuesta de diseño que llene los requerimientos mínimos para su eficiente ejecución, sin necesidad de crearlo físicamente, pero respetando los objetivos que se proponen en el presente estudio.

Los resultados obtenidos mostrarán la factibilidad de crear una audioprótesis analógica de bolsillo con características diferentes a las que actualmente se conocen.

OBJETIVOS

Generales

1. Colaborar con el campo de la otorrinolaringología, aportando algunas soluciones de carácter técnico aplicando conceptos de Ingeniería médica relacionados directamente con la electrónica.
2. Brindar un aporte académico, para que el estudiante de Ingeniería electrónica, se familiarice con las aplicaciones que esta profesión tiene en otros ámbitos, en este caso particular con las ciencias médicas.

Específicos

1. Proponer un circuito que amplifique y discrimine determinadas frecuencias, utilizando dispositivos analógicos para conseguir una fidelidad adecuada, empleando las normas y parámetros internacionales aplicadas a las audioprótesis de bolsillo.
2. Adaptar dicho circuito al comportamiento que posee el oído humano y personalizarlo según requerimientos de un paciente con sordera tipo nervioso moderado.
3. Simular de forma matemática, el funcionamiento de la propuesta de diseño, en base a la interpretación de una audiometría específica.

INTRODUCCIÓN

El oído es uno de los sentidos de mayor importancia en el ser humano y por ende uno de los más delicados. Debido a esto es indispensable prestar atención cuando se sufre algún tipo de afección, pues en algunos casos puede degenerar en pérdida parcial o total de la audición.

La hipoacusia neural (sordera nerviosa de tipo parcial) es muy común en personas de la tercera edad, sin embargo, en los más jóvenes puede ser causada por infecciones no tratadas a tiempo, hipersensibilidad a ciertos antibióticos y por malformaciones genéticas, en todos los casos el especialista nunca descarta la posibilidad de corregir de manera terapéutica este tipo de sordera, aunque esta opción no siempre corrige en su totalidad dicha deficiencia, por lo que se hace uso de un auxiliar auditivo (audioprótesis) que en la mayoría de casos es externo, mejorando notablemente la capacidad auditiva del paciente ya que su objetivo es amplificar la sonoridad del medio que lo rodea.

Las primeras audioprótesis electrónicas fueron diseñadas a finales del siglo XIX, pero los reducidos avances de la técnica de ese entonces, no solventaban de manera eficaz los problemas auditivos; se carecía de estudios especializados de la fisiología del oído, así como una pobre relación entre el área médica y la naciente electrónica.

Actualmente el paciente con deficiencia auditiva tiene la opción de elegir entre audioprótesis de tecnología digital y analógica. existiendo entre ambas una marcada diferencia, la primera según el grado de especialización puede ser programada tomando de base la audiometría del paciente, adaptándose a las demandas de potencia requeridas por el mismo, aunque la fidelidad es baja y el costo muy alto; en la segunda opción se obtiene control de tonos altos y bajos, alta fidelidad y bajo costo, pero poca adaptabilidad a la audiometría del paciente.

El presente estudio realiza un análisis introductorio de la anatomía, fisiología y patología del oído, así como de la física de las ondas sonoras, hace énfasis en la electrónica necesaria para la realización de una propuesta de diseño, es decir, una audioprótesis para sordera nerviosa moderada, la cual proporcione una fidelidad adecuada a un costo relativamente bajo y se adapte a las necesidades de potencia y frecuencia presentadas por la audiometría de un paciente con este padecimiento.

Se busca brindar un aporte técnico y académico a la creación de audioprótesis personalizadas, que posean un equilibrio entre costo y calidad sonora, además de estar al alcance de la mayoría de personas que sufren algún tipo de padecimiento auditivo.

1. ASPECTO MÉDICO

1.1 Conceptos básicos

1.1.1 Anatomía y fisiología del oído

1.1.1.1 Anatomía

El oído pertenece al conjunto de los órganos vestibulococleares, esto significa que está relacionado con el equilibrio y la audición. La palabra *oído* viene de la palabra latina *auditus*, por lo que auditivo significa relacionado al oído. El correspondiente en griego es *Ous, otos*, es por ello que al estudio del oído y sus enfermedades se le denomina otología.

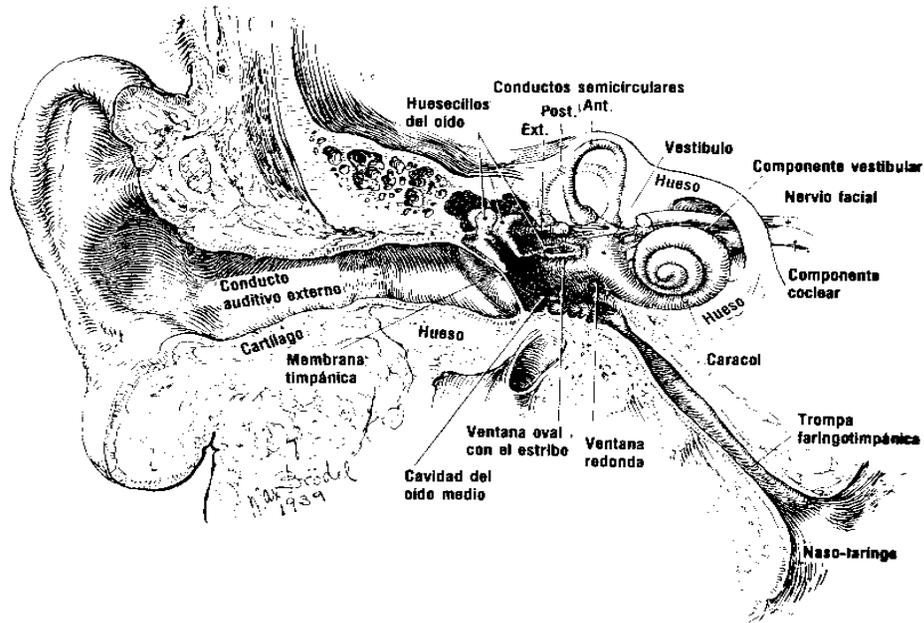
La palabra latina *audire* significa oír, y por esto el sentido del oído también se conoce como audición.

El oído está comprendido por tres partes: externa, media e interna. Cada una posee características físicas distintas, pero que al final se conjugan para el buen funcionamiento del mismo.

1.1.1.1.1 Oído externo

El oído externo tiene como objetivo primordial conducir el sonido hacia los componentes del oído medio e interno, así como proteger a éstos de agresiones ambientales. En la figura 1, se muestra la estructura básica del oído completo, dividido en sus tres regiones.

Figura 1. Estructura básica del oído



Fuente: Ronan O’Rahilly, M.D. “Anatomía de Gardner”, Partes generales del oído, P.712.

- **Conducto auditivo externo**

Este conducto mide aproximadamente 2.5cm de longitud, se extiende de la concha del pabellón a la membrana timpánica. Su porción externa es en gran parte cartilaginosa, mientras que la interna, de longitud más amplia, es ósea. El cartílago del conducto continúa con el de la oreja, el mismo está revestido por la piel del pabellón auricular, en su porción cartilaginosa presenta folículos pilosos, glándulas sebáceas y ceruminosas, también está relacionado por delante y abajo con la glándula parótida, por arriba y atrás con el receso epitimpánico y las celdillas aéreas mastoideas. Se estrecha ligeramente, en la unión de su porción cartilaginosa y ósea, así como en el *istmo*, cerca de su extremo interno, por lo que posee la peculiaridad de amplificar la presión.

El oído externo está inervado principalmente por una derivación del *nervio auriculotemporal* (V par craneal) y el *plexo cervical*.

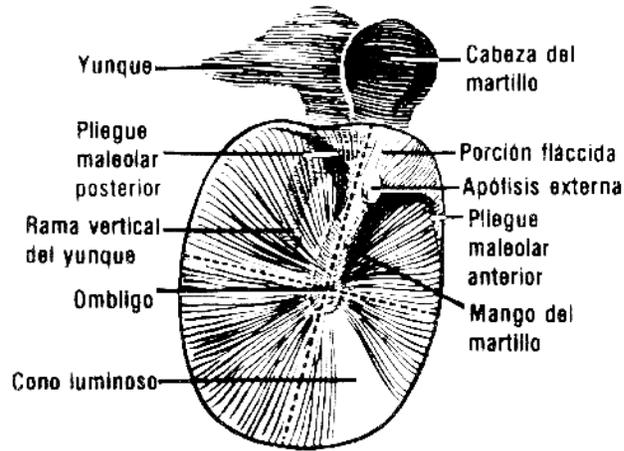
Es posible que la región de la concha también reciba inervación de los nervios craneales VII, IX y X. El riego sanguíneo del oído externo proviene principalmente de las arterias auricular posterior y temporal superficial (ramas de la carótida externa).

- **Membrana timpánica**

La *membrana timpánica* posee un diámetro aproximado de 1cm, separa el conducto auditivo externo de la caja del tímpano. Su cara externa está cubierta de epidermis, y la interna por la mucosa del oído medio. Su lámina fibrosa intermedia se inserta en la lámina timpánica del temporal, excepto en la parte anterosuperior. La mayor parte de la membrana constituye la llamada *porción tensa*. No obstante, la lámina fibrosa es más delgada en la porción anterosuperior de la membrana, y esta parte limitada por los pliegues *maleolares anterior y posterior*, recibe el nombre de *porción flácida*.

La membrana timpánica está colocada muy oblicuamente en el conducto, su cara externa es cóncava, y el centro de la concavidad se llama *ombigo*. El mango y la apófisis externa del martillo se insertan en la cara interna de la membrana del tímpano, que está en íntima relación con la cuerda del mismo. Las incisiones de la membrana suelen hacerse en su cuadrante posteroinferior para evadir los huesecillos y la cuerda del tímpano. La membrana timpánica es muy sensible (el V y el X nervios craneales inervan su cara externa, y el IX su cara interna). En la figura 2 se puede observar la membrana timpánica.

Figura 2. Membrana Timpánica



Fuente: Ronan O’Rahilly, M.D. “Anatomía de Gardner”, membrana timpánica derecha, p. 711.

La cara externa de la membrana timpánica apunta hacia afuera, adelante y abajo “como preparada para captar sonidos reflejados por el suelo al avanzar el individuo” (J.C.B. Grant).

1.1.1.1.2 Oído medio

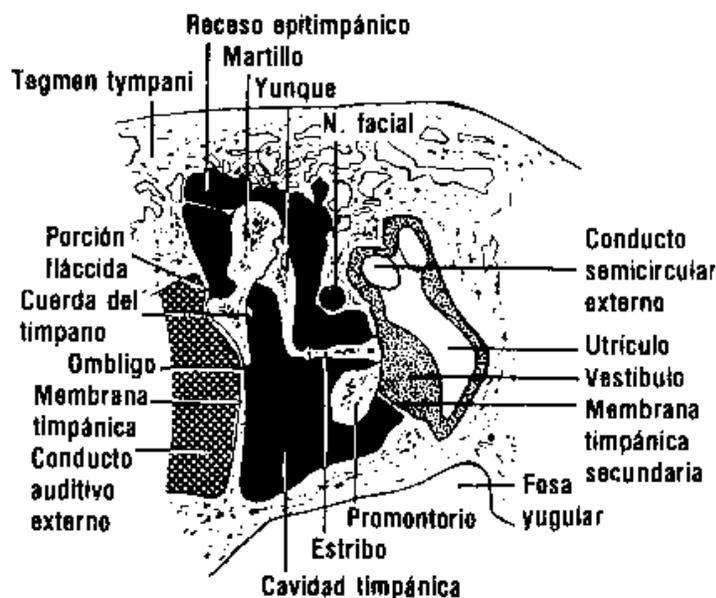
Se encuentra situado en la cavidad timpánica llamada caja del tímpano, cuya cara externa está formada por el tímpano, que lo separa del oído externo. Incluye el mecanismo responsable de la conducción de las ondas sonoras hacia el oído interno y se caracteriza por ser un conducto estrecho, que se extiende unos quince milímetros en un recorrido vertical y otros quince en recorrido horizontal.

La impedancia del oído es mucho más alta que la del aire y el oído medio actúa como un acople de impedancias que mejora la transferencia de potencia.

En el oído medio se localizan cuatro huesecillos, sus nombres son: martillo, yunque, lenticular y estribo, sin embargo, la literatura actual excluye al lenticular de la cadena de huesecillos, debido a esto el presente estudio mencionará únicamente tres.

El oído medio está en comunicación con las celdillas mastoideas y el antro mastoideo por medio del conducto timpánomastoideo (*auditus ad antrum*) y la nasofaringe por medio de la trompa faringotimpánica. La mucosa del oído medio cubre las estructuras de la caja del tímpano. Presenta un epitelio cúbico, que en la porción cartilaginosa de la trompa faringotimpánica se hace del tipo respiratorio, es decir, cilíndrico pseudoestratificado ciliado. En la figura 3 se puede observar las partes fundamentales del oído medio, así como sus límites en el interior.

Figura 3: Corte vertical esquemático a través del oído



Fuente: Ronan O’Rahilly, M.D. “Anatomía de Gardner”, cavidad timpánica, p. 713.

- **Pared externa o membranosa**

Hacia fuera, la cavidad timpánica está limitada por la membrana timpánica, aunque una porción de ella está situada por arriba del nivel de la membrana y se conoce como ático o receso epitimpánico. También se llama a la porción principal *mesotímpano*, y a la inferior *receso hipotimpánico*. La cabeza del martillo está contenida en el receso epitimpánico, así como el cuerpo y la rama horizontal del yunque, y comunica con el conducto timpanomastoideo. Existe un pequeño compartimiento de la cavidad timpánica entre la porción flácida de la membrana y el cuello del martillo. Las paredes externa e interna de la caja del tímpano están separadas por un espacio entre 2 y 6mm.

- **Techo o pared tegmental**

La parte superior la cavidad timpánica la limita una porción del peñasco del temporal llamada *tegmen tympani*, que sale al paso entre el oído medio y la fosa craneal.

- **Suelo o pared yugular**

La parte inferior el oído medio está limitada por la fosa yugular, en la que se halla el bulbo superior o golfo de la vena yugular interna.

- **Pared anterior o carotídea**

Por enfrente, la caja del tímpano se comunica con el *semiconducto del martillo* (*tensor del tímpano*), que sigue hacia atrás sobre la pared interna, y por debajo de éste con la nasofaringe por medio de la trompa faringotimpánica.

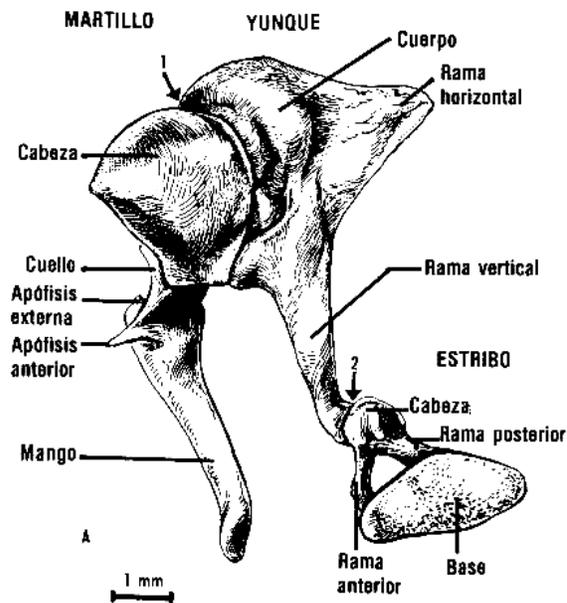
- **Pared interna o laberíntica**

Los detalles que presenta se mencionan de arriba hacia abajo de la siguiente manera, dos prominencias, la del conducto semicircular externo y la del conducto del nervio facial; la ventana oval (ventana vestibular), cerrada por la base del estribo, y el proceso coclear, prominencia ósea por arriba de la ventana, el promontorio, formado por la espira basal del caracol y cubierto por el plexo timpánico, y la ventana redonda (ventana coclear), cerrada por la mucosa del oído medio.

Huesecillos del oído medio

Son tres pequeños huesos llamados, martillo, yunque y estribo, los cuales se hallan inmersos en la mucosa del oído medio. Este conjunto escasamente alcanza los 5mm de longitud, por lo que son altamente delicados, una afección directa es fatal para su óptimo funcionamiento. En la figura 4, se aprecian los tres huesecillos, con la señalización de sus partes.

Figura 4. Huesecillos del oído



Fuente: Ronan O'Rahilly, M.D. "Anatomía de Gardner", huesecillos, p. 714.

- **Martillo**

Presenta varias partes, la cabeza, cuello, un mango y dos apófisis, su función principal es transmitir las ondas generadas en la membrana timpánica.

- **Yunque**

Este hueso presenta un cuerpo y dos ramas o apófisis. El cuerpo y la rama horizontal se hallan en el receso epitimpánico. Su extremo inferior se proyecta hacia adentro para articularse con el estribo.

- **Estribo**

Presenta una cabeza y una base, unidas entre sí por dos ramas. La base se inserta en la ventana oval, para la transmisión del sonido.

La cadena de huesecillos funciona como un transformador mecánico que transmite las vibraciones a la ventana oval y deja libre a la ventana redonda para efectuar movimientos de compensación en la dirección contraria. El eje principal de rotación pasa aparentemente por un punto debajo de la apófisis anterior del martillo y la rama horizontal del yunque.

Las vibraciones sonoras son transmisibles al oído interno por los huesecillos y la ventana oval, por el aire de la cavidad timpánica y por la ventana redonda, por conducción ósea, es decir, a través de los huesos del cráneo.

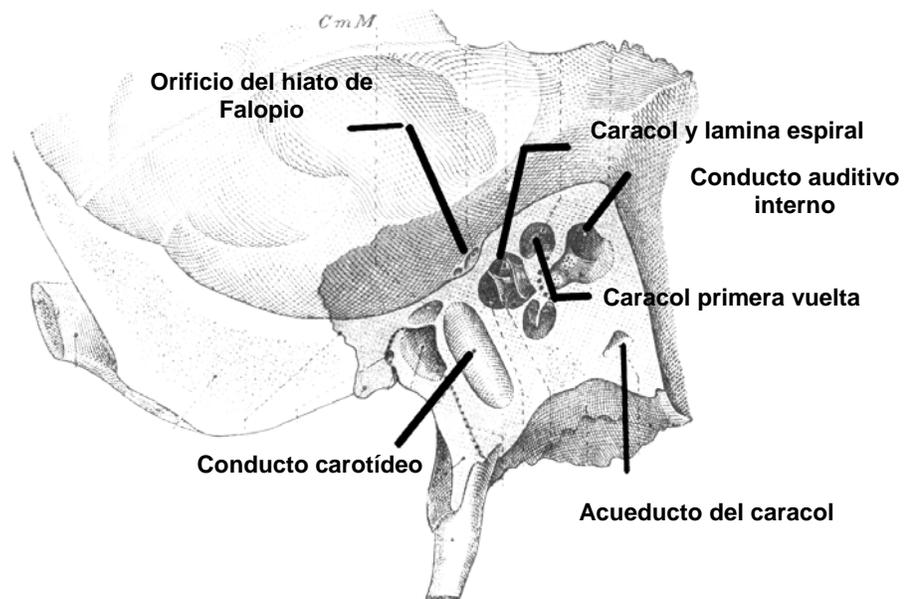
1.1.1.1.3 Oído interno

El oído interno está localizado en el peñasco del temporal. Se constituye por una compleja serie de espacios llenos de líquido, el laberinto membranoso, situados en una cavidad de disposición semejante y el laberinto óseo. En la figura 5 se aprecia la ubicación en el peñasco temporal .

El caracol (cóclea) es el órgano esencial para la audición. Las otras partes del oído interno (urículo y conductos semicirculares) constituyen el aparato vestibular relacionado con la conservación del equilibrio, aunque esto se logra también con ayuda de la visión y de impulsos propioceptivos.

El laberinto óseo está formado de una lámina de hueso compacto (cápsula ótica) situada en el peñasco del temporal y el espacio perilinfático rodeado por ella. El espacio perilinfático del laberinto óseo consta de una serie de cavidades sucesivas: el caracol, el vestíbulo y los conductos semicirculares.

Figura 5. Segmento posterior del corte (según Bellocq)



Fuente: L.Testut y A. Latarjet "Tratado de Anatomía humana", corte vérticotrasversal del peñasco que interesa el caracol, p.185.

"Las vibraciones de la perilinfa actúan sobre el conducto coclear, y debido al movimiento relativo entre las membranas basilar y tractoria se estimulan las células ciliadas del órgano de Corti (órgano espiral)"¹.

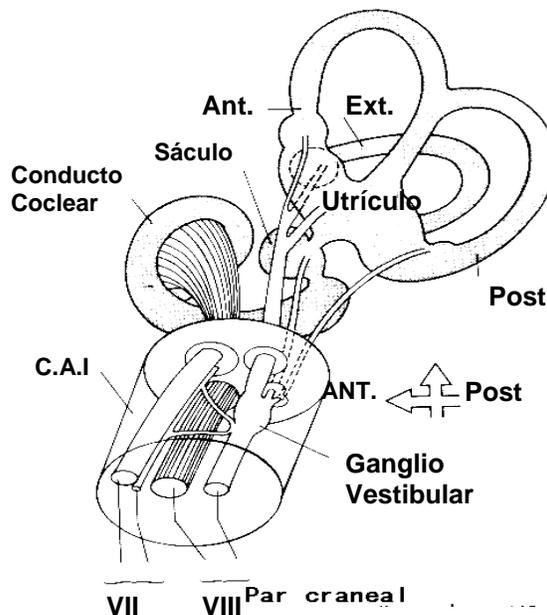
"El nervio auditivo u octavo par craneal, comienza entre el puente y el bulbo raquídeo, en el ángulo cerebelopontino y por detrás del nervio facial. Contiene fibras eferentes del oído interno, pero también algunas aferentes"².

1

O'Rahilly, Ronan, **Anatomía de Gardner**. (5ª Edición; Mexico: Editorial Interamericana Mc Graw Hill, 1986) p. 725.

Las lesiones que irritan el nervio producen efectos funcionales exagerados, mientras que las destructivas provocan pérdida de la función. La manifestación principal del trastorno de la porción coclear del octavo nervio craneal es la sordera. Si existe sordera, es importante determinar si es ocasionada por: lesión del caracol o de la porción coclear del nervio (sordera neural), o patología del oído medio (sordera de conducción). “La sordera neural parcial, en la que se pierde la apreciación sobre todo de las frecuencias más altas, se presenta en la mayoría de personas de edad avanzada. Una lesión irritativa del nervio auditivo puede producir un ruido de timbre o un zumbido en el oído (tinnitus)”³. En la figura 6 se ilustra las partes principales del oído interno.

Figura 6. Oído interno y ramificaciones del nervio auditivo



Fuente: Ronan O’Rahilly, M.D. “Anatomía de Gardner”, Nervio auditivo, p.720

²

Ibid...p.724

³

O’Rahilly, Ronan, **Anatomía de Gardner**.(5ª Edición; Mexico: Editorial Interamericana McGraw Hill, 1986) p. 725.

En la figura se ilustra las raíces sensitivas (S) y motora (M) del nervio facial, la porción vestibular se distribuye por los conductos semicirculares anterior y externo, el utrículo, el sáculo y el conducto semicircular posterior.

1.1.1.2 Fisiología del oído

Como ya se mostró en la figura 3, la membrana del tímpano y la cadena de huesecillos, conducen el sonido por el oído medio. La membrana del tímpano tiene forma cóncava, con la cara cóncava hacia abajo y hacia fuera en dirección del canal auditivo.

El proceso de audición se inicia cuando una onda sonora ingresa por el conducto auditivo e impacta en la membrana timpánica, instantáneamente transmite la vibración a los tres *huesecillos*; primero al *martillo*, que se encuentra rígidamente anclado a la membrana, y cualquier vibración lo hará moverse; seguido a él se encuentra el *yunque*, que gracias a sus ligamentos, se halla firmemente unido al martillo, lo que significa que se mueven juntos. El extremo opuesto del yunque está articulado con el tallo del *estribo*, cuya base se apoya sobre el laberinto membranoso en la abertura de la ventana oval, donde las ondas sonoras se conducen al oído interno, es decir, al *caracol*.

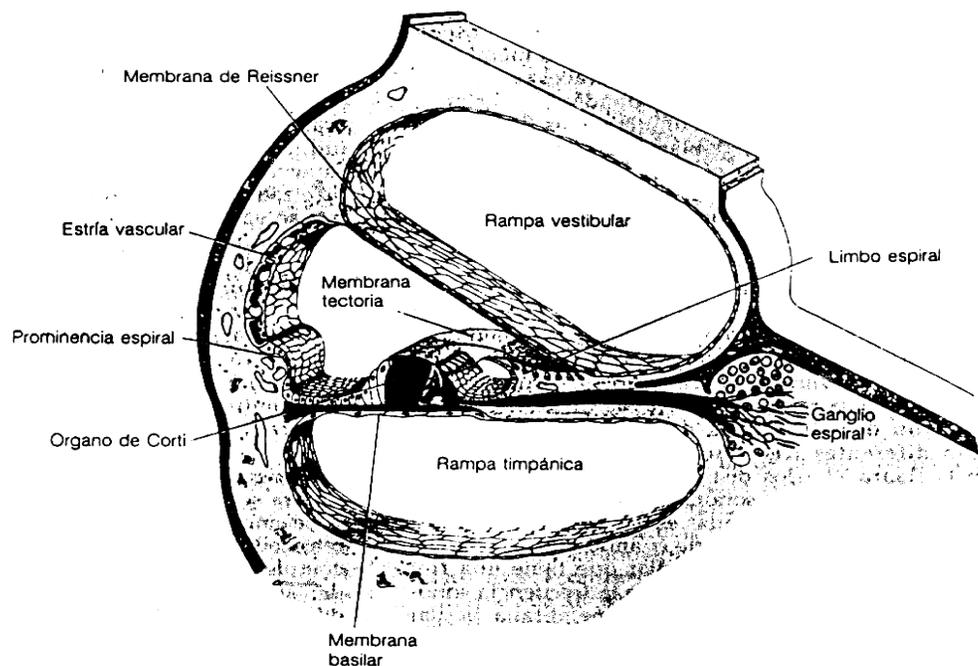
Los huesecillos del oído medio se hallan suspendidos por ligamentos, de tal forma que el martillo y el yunque actúan como una sola palanca, situando su punto de apoyo en el borde de la membrana del tímpano. El mango del martillo hala constantemente hacia dentro del músculo tensor del tímpano, que mantiene tensa la membrana timpánica, lo cual permite que las vibraciones sonoras sobre cualquier porción de la membrana timpánica sean transmitidas hasta el martillo, cosa que no será posible si se encuentra flácida.

La cadena de huesecillos y el tímpano proporcionan un perfecto acople de impedancias, entre el aire y el líquido interno del *caracol*, se puede decir que el acoplamiento es del 50 al 75% para frecuencias de 300 y 3000 ciclos por segundo, lo cual permite utilizar la energía de la onda casi por completo.

- **Anatomía funcional del caracol**

El caracol es un sistema de tubos en espiral, está dividido en tres secciones: *rampa vestibular*, *la rampa media* y *la rampa timpánica*. Las primeras dos están separadas por la *membrana de Reissner* y la última por la *membrana basilar*. En la figura 7 se puede observar estas divisiones.

Figura 7. Sección a través de uno de los giros del caracol



Fuente: Dr. Arthur C. Guyton . “Tratado de fisiología Médica”, Un vistazo a la Coclea, p.597

En la superficie de la membrana basilar, se localiza el *órgano de Corti*, que contiene una serie de células con sensibilidad electromecánica, las células pilosas o ciliares. Éstas actúan como transductores electromecánicos, al convertir las señales mecánicas a impulsos eléctricos. La membrana de Reissner es importante para mantener en la rampa media un líquido especial (endolinfa) que contribuye al normal funcionamiento de las células pilosas receptoras del sonido.

Las vibraciones de sonido entran en la rampa vestibular procedentes de la base del estribo por la ventana oval. La base cubre esta ventana y está conectada con los bordes de la misma mediante un ligamento anular relativamente flojo, de modo que se puede mover hacia dentro y hacia fuera con las vibraciones sonoras. “La membrana basilar es una membrana fibrosa que contiene entre 20000 a 30000 fibras basilares que se proyectan desde el centro óseo del caracol, el *modiolo*, hacia la pared externa”⁴. Estas fibras poseen un extremo rígido y uno libre, por lo que pueden vibrar. Sus distintas longitudes de manera progresiva, así como diámetros, hacen que el oído se comporte como un filtro mecánico, al poder discriminar ciertos rangos de frecuencias, “Como resultado, las cortas fibras rígidas en las cercanías de la ventana oval del caracol vibrarán a una frecuencia alta mientras que las alargadas fibras flexibles cerca de la punta del caracol vibrarán a frecuencias bajas”⁵.

4

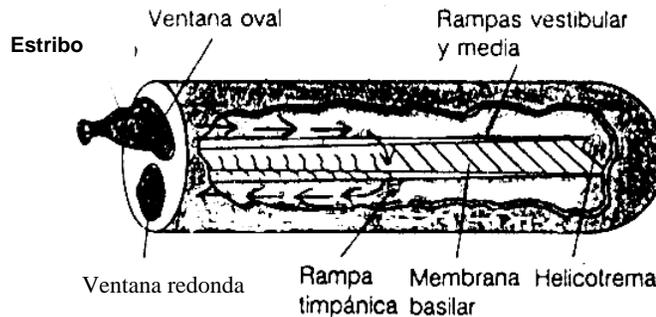
Dr. Guyton Arthur, **Tratado de Fisiología Médica**. (8ª Edición; Mexico: Editorial Interamericana Mc Graw Hill, 1991) p. 597.

⁵Ibid...p597

- **La onda viajera en el caracol**

La onda que se propaga a través de la base del estribo hacia la ventana oval, viaja en cierta forma por parte del caracol, según la frecuencia que posea, producirá un abombamiento en la ventana redonda. No obstante, la tensión elástica que se acumula en las fibras basilares a medida que se doblan hacia la ventana redonda inician una onda que viaja a lo largo de la membrana basilar hacia el helicotrema, como se muestra en la figura 8.

Figura 8. Movimiento del líquido en el caracol después de un impulso hacia adelante

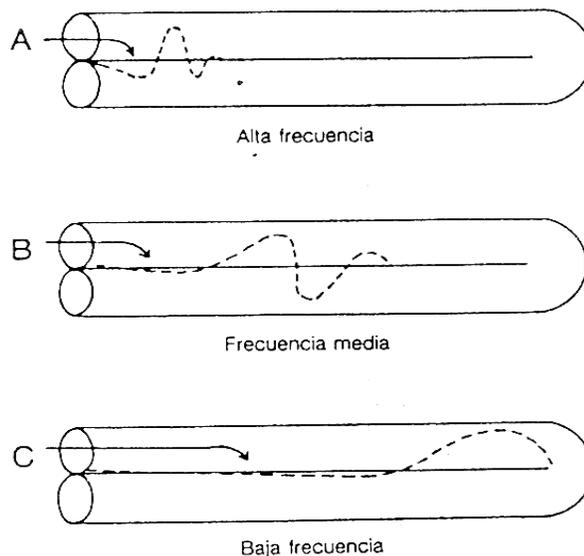


Fuente: Dr. Arthur C. Guyton . “Tratado de fisiología Médica”, Funcionamiento del caracol, p. 597.

De esta manera el sonido se traslada a lo largo de la membrana basilar, excitando las células pilosas del órgano de Corti , las cuales convertirán estos impulsos mecánicos a impulsos eléctricos, que viajarán a través del nervio auditivo para su posterior interpretación en el cerebro. En la figura 9 se puede apreciar una onda viajera a frecuencias , alta, media y baja. “Cada una de las ondas es relativamente débil al principio pero se hace fuerte cuando alcanza aquella porción de la membrana basilar que tiene una frecuencia resonante neutral igual a la frecuencia sonora respectiva.

En este punto, la membrana basilar puede vibrar hacia adelante y hacia atrás con tanta facilidad que la energía se disipa por completo. Así pues, una onda sonora de alta frecuencia recorre sólo una corta distancia a lo largo de la membrana basilar antes de alcanzar su punto resonante y extinguirse; una onda sonora de frecuencia media recorre aproximadamente medio camino y luego desaparece; y por último, una onda sonora de frecuencia muy baja recorre toda la longitud de la membrana”⁶.

Figura 9. Onda viajera dentro de la cóclea



Fuente: Dr. Arthur C. Guyton . “Tratado de fisiología médica”, Funcionamiento del caracol, p.598.

Así es como el oído funciona como un filtro, gracias a sistema electromecánico, localizado en el oído interno.

6

Dr.Guyton Arthur, **Tratado de Fisiología Médica.**(8ª Edición; Mexico: Editorial Interamericana Mc Graw Hill, 1991) p. 598.

- **Enmascaramiento**

Cuando un sonido débil queda atenuado por un sonido más fuerte, se dice que queda enmascarado por él. El sonido fuerte se denomina enmascarador, y el sonido débil enmascarado o señal. El enmascaramiento puede asimilarse a un defecto de audición; el enmascarador aumenta el umbral de audición, es decir, incrementa la intensidad que tiene el sonido para que pueda oírse.

Un sonido intenso o grave puede enmascarar un sonido débil y agudo, pero lo contrario no sucede. Esto se debe al funcionamiento del oído interno. El punto de máxima excitación de la membrana basilar para tonos de baja frecuencia está en el extremo apical de la cóclea y para tonos de alta frecuencia en el extremo basal. La onda excitada por un tono de alta frecuencia no alcanzará nunca el punto de un tono de baja frecuencia. Por tanto, cabe esperar que la excitación de la membrana basilar en estos puntos puede interferir con la percepción de tonos de alta frecuencia, y esto es lo que sucede precisamente si el tono de baja frecuencia es lo suficientemente intenso.

- **Campo auditivo**

Se define como umbral de audibilidad, para un tono puro de una frecuencia dada, a la mínima presión sonora eficaz que puede ser oída, en ausencia de todo ruido de fondo. El umbral auditivo representa la presión sonora mínima que produce la sensación de audición.

En el campo auditivo el rango de frecuencia audible va de los 20 Hz a los 16 KHz (en la práctica), pero el oído no es igualmente sensible a todas estas frecuencias. Las más audibles son las ubicadas en el medio del espectro, aproximadamente entre 1 KHz y 5 KHz.

El oído es menos sensible para frecuencias bajas y altas. Esta característica de menor agudeza para los tonos graves favorece el enmascaramiento de los sonidos que produce el cuerpo humano.

Se denomina enmascaramiento a la reducción total o parcial de la sensibilidad de un oyente para percibir un determinado sonido, provocado por la presencia simultánea de otro. Cuando un sonido hace que otro sea menos audible, porque ambos se producen al mismo tiempo, se dice que se produjo un fenómeno de enmascaramiento. El sonido cuyo umbral de audibilidad se ha modificado se denomina sonido enmascarado y al otro, sonido enmascarante.

Supóngase que se tienen dos sonidos, A y B. Se mide el umbral auditivo de A sin B. Luego se pasa el sonido B de fondo y se vuelve a medir el umbral de A. El enmascaramiento es la diferencia, en dB, entre el umbral de A en presencia de B y sin la presencia de éste.

Ejemplo:

- Umbral de A: 30 dB
- Umbral de A en presencia de B: 50 dB
- Enmascaramiento: 20 dB

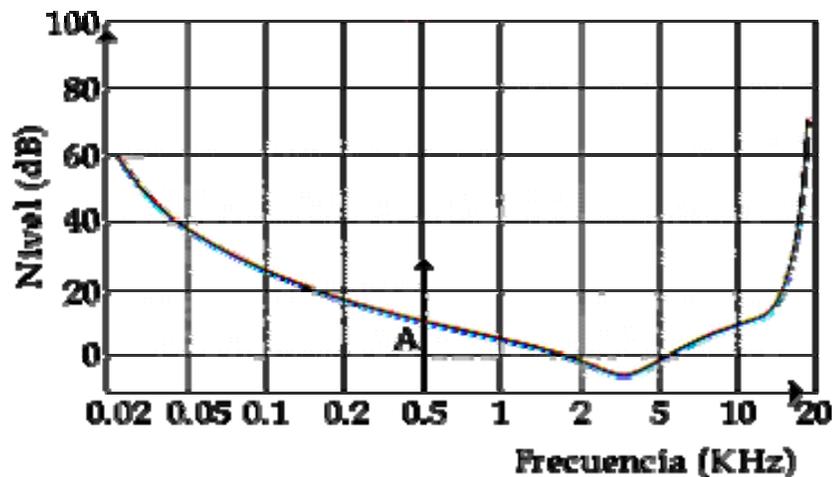
La interacción entre dos estímulos presentados al mismo tiempo depende en gran medida de las características de los sonidos. Existen algunos lineamientos que rigen el enmascaramiento:

Primero, un sonido posee mayor poder enmascarante, si se intenta enmascarar a otro que tenga una frecuencia parecida. En cambio, resulta muy difícil de enmascarar con otro de frecuencia diferente, alejada en el espectro. El enmascaramiento podrá realizarse, pero el nivel de presión sonora necesario tendrá que ser más importante que en el primer caso.

Segundo, sonido de determinada frecuencia tiene más poder de enmascarar sobre otro de frecuencia más aguda, que sobre otro de frecuencia más grave. Por lo tanto, si se está buscando el efecto de enmascaramiento, es más fácil lograrlo con un sonido enmascarante de frecuencia más grave que el enmascarado.

La curva de sensibilidad que representa el umbral de audición de una señal en función de su frecuencia en ausencia de señal perturbadora se representa en la figura 10, donde la señal A es audible, puesto que sobrepasa el umbral de percepción.

Figura 10. Umbral de audibilidad en función de la frecuencia

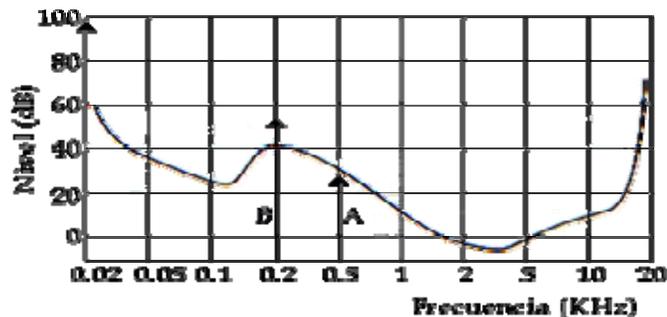


Fuente: w.w.w.Fuac.edu.co/autonoma/pregrado/ingeniería/ingelec/audición.htm

Recientemente, se ha observado que esta curva se ve afectada en presencia de múltiples señales, por ejemplo, en el caso de dos señales de frecuencias relativamente cercanas, la señal más fuerte hace subir el umbral de audición en sus proximidades, cuyo efecto es disminuir la sensibilidad del oído alrededor de estas frecuencias. La figura 11 representa este caso, donde la señal A, antes audible, es ahora enmascarada por la cercana señal B, más potente que A. Este efecto recibe el nombre de enmascaramiento de frecuencia.

En presencia de una entrada de espectro complejo, como la música, el umbral aumenta en casi todas las frecuencias. Una consecuencia de este comportamiento es que el siseo de un casete de audio análogo es solo audible durante los pasajes silenciosos de la música.

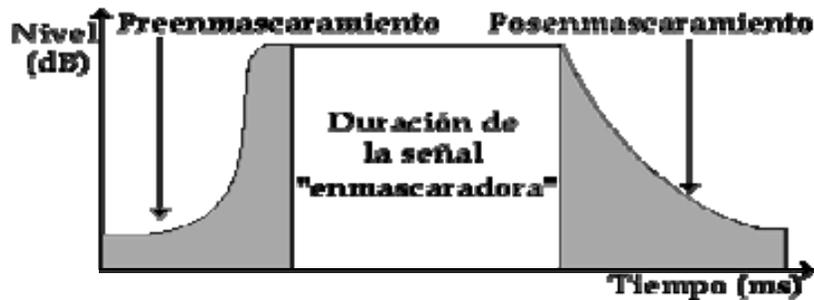
Figura 11. Enmascaramiento de frecuencia (A enmascarado por B)



Fuente: w.w.w.Fuac.edu.co/autonoma/pregrado/ingeniería/ingelec/audición.htm

También existe un efecto de enmascaramiento temporal: un sonido de elevada amplitud enmascara igualmente los sonidos más débiles inmediatamente anteriores o posteriores. Ver la figura 12.

Figura 12. Enmascaramiento temporal



Fuente: w.w.w.Fuac.edu.co/autonoma/pregrado/ingeniería/ingelec/audición.htm

El enmascaramiento aumenta el umbral de audición, y los compresores toman ventaja de este efecto aumentando el ruido de fondo, el cual permite expresar a la onda de audio con menos bits.

1.1.1.3 Tipos de sordera

La palabra "sordera" se ha utilizado para designar pérdidas auditivas parciales o totales. En francés "*surdité*" y en inglés "*deafness*", tienen el mismo significado. Sin embargo en español se ha introducido el término "débil auditivo" o "*hipoacúsico*" en lugar del término "sordo parcial". Los problemas médicos y sociales de los pacientes hipoacúsicos son muy distintos de los que se presentan en el sordo total, por lo tanto, no se deben agrupar indiscriminadamente.

Cuando se habla de un trastorno auditivo total o grave se utiliza el término "**sordera**".

Con "**pérdida auditiva**" se entiende el trastorno auditivo en el que únicamente se requiere que otra persona hable un poco más fuerte.

La sordera suele dividirse en dos tipos: la producida por trastornos en el caracol o en el nervio auditivo, que suele clasificarse como "sordera nerviosa", y la debida a trastornos en los mecanismos de transmisión de sonido hasta el caracol, que suele denominarse "sordera de conducción". Obviamente, si el caracol o el nervio auditivo están completamente destruidos, la persona queda definitivamente sorda. Sin embargo, si el caracol y el nervio permanecen intactos pero la cadena de huesecillos se ha destruido o anquilosado ("congelado" en su sitio por fibrosis o calcificación), todavía pueden llegar sonidos hasta el caracol por medio de la conducción ósea.

Existe gran cantidad de clasificaciones de la sordera, basadas en la pérdida auditiva, así es posible clasificar la siguiente:

Según el grado de pérdida auditiva (clasificación audiométrica)

Este grado de pérdida auditiva puede ser calculada en función de la intensidad a la que hay que amplificar un sonido para que sea percibido por la persona con deficiencia en la audición. Esta amplificación se mide habitualmente en decibelios, y los niveles que se encuentran son los siguientes:

- **Deficiencia auditiva ligera**

Pérdida de audición comprendida entre 20 y 40 dBs. Los afectados no identifican por completo todos los elementos de una palabra.

- **Deficiencia auditiva media**

El déficit comprendido entre los 40 y 70 dB. El individuo que la padece suele identificar sólo las vocales de las palabras y precisa de prótesis auditiva.

- **Deficiencia auditiva severa**

La pérdida es de 70 a 90 dB. Los sujetos sólo perciben palabras de fuerte intensidad. La prótesis es indispensable y la educación ortofónica es necesaria.

- **Deficiencia auditiva profunda**

La pérdida es superior o igual a 90 dB. Para que el sujeto articule palabras, deberá recibir una adecuada educación, utilizar la prótesis y contar con el apoyo familiar.

Es importante recalcar que lo anterior es una de las dos clasificaciones de pérdida auditiva que existe, la otra se limita a la pérdida por lesión y congénita, la cual se sale del objetivo central del presente estudio.

1.1.1.4 Tipos de evaluación

El audiómetro

Para determinar la naturaleza de los trastornos auditivos presentes en un paciente, es necesario la utilización del **audiómetro**.

Este equipo consiste en un auricular conectado a un oscilador electrónico, que genera tonos puros que van desde frecuencias bajas a las muy altas. Este instrumento está calibrado con base a la audición de personas sanas. Sin embargo, un control calibrado puede aumentar o disminuir el volumen de cada tono por encima o por debajo del nivel cero. Si hay que aumentar el volumen de un tono 30dB por encima de lo normal antes de que se pueda oír, se dice que la persona tiene una pérdida auditiva de 30dB para este tono en concreto.

La audiometría es un examen que cuantifica las pérdidas auditivas y determina la magnitud de éstas en relación con las vibraciones acústicas.

Todos los ruidos de la vida cotidiana, están constituidos por una unión más o menos compleja de sonidos puros; el sonido es físicamente, una variación drástica de los elementos del medio donde existe, siendo éste un gas, un líquido o un sólido, lo que significa que es una oscilación de partículas materiales alrededor de su posición normal de equilibrio o reposo. Este movimiento oscilante es elástico y comparable al de la superficie del agua, debido a sus choques regulares. Se trata pues, de una onda senoidal que se traduce a un plano fisiológico, en dos cualidades sensoriales importantes.

La altura, que traduce la presencia de las vibraciones (ciclos / segundo o hertz); **la sonoridad**, (intensidad, sensación) que está en función de la intensidad física, es decir la amplitud de las vibraciones.

Los fenómenos, auditivos como otras sensaciones, están regidos por la famosa ley psicofísica de Weber y Fechner: "*La sensación crece en progresión aritmética, cuando la excitación lo hace en progresión geométrica.*"⁷ Dicho de otra manera, la sensación crece como el logaritmo de la excitación medida en unidad física.

Para comprender mejor los crecimientos de sensación auditiva en altura e intensidad se han elegido las siguientes unidades:

- **La octava para las frecuencias.**
- **El decibelio para la intensidad.**

Las frecuencias estudiadas son 125 - 250 - 500 - 1000 - 2000 - 3000 - 4000 - 6000 y 8000 ciclos / segundo o hertz.

La audiometría utilizada regularmente por los audiometristas, es la "Audiometría tonal Umbral", la gráfica clínica está adoptada universalmente. En las abscisas están colocadas las frecuencias de 125 a 8000 Hz o bien desde 128 a 8192 por intervalos iguales de octavas; en las ordenadas, en sentido descendente están ubicadas las pérdidas en decibeles (dB) en relación al eje O, el que representa el umbral normal para las vías óseas y aéreas.

Cada señal está representada por un pequeño círculo para el oído derecho y por una pequeña cruz para el izquierdo. Así pueden inscribirse ambos oídos en el mismo gráfico, el **derecho en rojo y el izquierdo en azul.**

Luego de estudiarse la vía aérea, se debe examinar la vía ósea si es que se obtiene una hipoacusia en la vía aérea, de lo contrario no es necesario.

7

[http:// WWW.ehu.es/Acustica/español/fisiología/audiometria/audiometria/html#objetivos](http://WWW.ehu.es/Acustica/español/fisiología/audiometria/audiometria/html#objetivos)

La investigación del umbral óseo es mucho más delicado de realizar y de interpretar, debido a que casi siempre debe eliminarse la audición del oído opuesto a través del **enmascaramiento** (esto es absolutamente indispensable). Sin enmascaramiento se toma, de hecho, el umbral de audición del oído opuesto (mejor que la del interrogado) atravesando el sonido la base del cráneo por conducción ósea transcraneana.

La mayoría de los audiómetros traen ciertos ruidos enmascaradores tales como el ruido blanco, banda estrecha, sierra, etc.

La simbología utilizada para una prueba audiométrica se muestra en la figura 13.

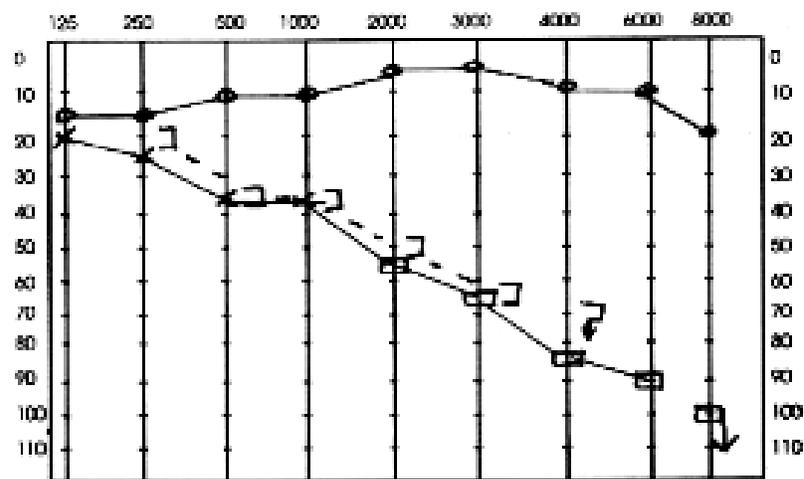
Como se ha descrito anteriormente, existe un gráfico utilizado universalmente por las clínicas audiométricas, en la cual, mediante símbolos, es posible determinar el estado auditivo del paciente. En la figura 14 se ejemplifica un caso de sordera nerviosa, haciendo uso de su gráfico correspondiente, y aplicando todo lo descrito en los párrafos anteriores. En dicha figura, se puede apreciar, simbología de una prueba aérea y ósea, para la determinación de una hipoacusia sensoneural severa para el oído izquierdo, ya que el oído derecho, presenta una pérdida, relativamente leve.

Figura 13. Simbología aplicada a pruebas audiométricas



Fuente. [http// w.w.w.ehu.es/Acustica/español/fisiología/audiometria/audiometria/html#objetivos](http://w.w.w.ehu.es/Acustica/español/fisiología/audiometria/audiometria/html#objetivos)

Figura 14. Audiometría de un paciente con sordera nerviosa



Fuente. [http// w.w.w.ehu.es/Acustica/español/fisiología/audiometria/audiometria/html#objetivos](http://w.w.w.ehu.es/Acustica/español/fisiología/audiometria/audiometria/html#objetivos)

1.1.1.5 Métodos correctivos y tipos de audioprotesis

En la mayoría de casos en que el paciente presenta una hipoacusia sensorioneural severa, se descarta el uso de métodos terapéuticos, debido a que el daño es grave; sin embargo, eso no significa que antes de cualquier intervención quirúrgica, el médico no agote todos los recursos medicinales que estén a su alcance. Cuando ningún método correctivo tradicional funciona, es necesario buscar una solución externa, como la utilización de audioprótesis. Para comprender mejor el funcionamiento de las audioprótesis electrónicas actuales, es indispensable conocer su origen y partes básicas que las conforman.

1.1.1.5.1 Historia

A partir del milagro telefónico (1876) de Alexander G. Bell (1847-1922), se ha intentado ayudar al sordo por medio de amplificadores eléctricos, lo cual dio origen a las prótesis auditivas. Éstas son implementos electrónicos colocados por detrás de la oreja o por medio del conducto auditivo (los más potentes utilizan una caja fijada al cuerpo) que por medio de baterías hacen funcionar a un micrófono y a un amplificador dentro del conducto. A pesar de la versatilidad de estos equipos, solamente algunos tipos de sordera son beneficiados con ellos.

En un inicio, las prótesis auditivas eran pesadas y definitivamente nada adecuadas para llevarlas encima. Las primeras prótesis consistían normalmente en un micrófono independiente, un amplificador, auriculares y una voluminosa batería. Debido que el dispositivo funcionaba mejor cuando se colocaba en la mesa y se utilizaba con un par de auriculares, era bastante engorroso de usar.

Aunque la batería era grande, tan sólo duraba un par de horas, tras las cuales se agotaba. Además de todo esto, las primeras prótesis eran caras y sólo algunas personas podían adquirir una. En 1902, tres años después de que estuvieran disponibles las primeras prótesis, éstas se hicieron más ligeras. Las personas con deficiencias de audición podían ahorrar energías y adquirir un dispositivo portátil más ligero que podía llevarse puesto y que funcionaba mejor que los primeros modelos. Aunque el diseño era de menor tamaño, el amplificador y las baterías debían colgarse alrededor del cuello y el micrófono debía colocarse en la mano para oír adecuadamente. Las personas que utilizaban este tipo de prótesis debían llamar bastante la atención. Además, el tamaño del micrófono variaba de acuerdo con la gravedad de la pérdida de audición, de forma que una persona con una pérdida de audición profunda estaba obligada a llevar un gran micrófono con la audioprótesis.

Los modelos grandes de mesa los seguían usando muchas personas algunos años después de que se introdujeran las primeras audioprótesis portátiles. Las prótesis portátiles y difíciles de manejar se comenzaron a utilizar, tras varias mejoras en la década de los 50. Sin embargo, la invención del transistor en 1947 revolucionó la tecnología las prótesis. Hasta entonces, se habían utilizado válvulas en ellas, y el transistor hizo posible construir modelos mejores y más pequeños. La capacidad de amplificación del transistor era superior a la de las válvulas, y como consecuencia las baterías permitían que las nuevas prótesis se utilizaran durante un periodo de tiempo más largo.

Las primeras personas con deficiencias de audición que utilizaron las nuevas audioprótesis con transistores tenían que llevarlas encima, pero poco después se hicieron tan pequeñas que podían colocarse directamente detrás o encima del oído. Estos pequeños dispositivos hacían que las personas con dificultades de audición no atrajeran tanto la atención.

Desde los años 60 en adelante, se desarrollaron los pequeños modelos situados en el interior del canal. Sin embargo, no eran tan fiables como las más grandes y visibles que se situaban detrás del oído, las cuales tuvieron varios procesos de mejora y fue posible hacerlas mucho más discretas.

Lo que era común a todas las audioprótesis era la tecnología analógica que se utilizaba para el tratamiento del sonido. El desarrollo del tratamiento digital del sonido, condujo a mejoras espectaculares en la efectividad de las prótesis. Hoy en día, las prótesis digitales suponen definitivamente una diferencia en conexión con la calidad de vida de las personas con deficiencias de audición. Desdichadamente, los altos costos hacen que muchas personas elijan una prótesis analógica más barata.

Actualmente se han desarrollado prótesis implantadas en el oído medio, casi totalmente invisibles y sin necesidad de los molestos moldes en el conducto.

1.1.1.5.2 Componentes de una audioprótesis

Todas las audioprótesis constan de tres componentes importantes. Permanecen juntos en una envoltura protectora que suele ser de plástico.

1. Micrófono: recibe el sonido y lo transforma en tensión eléctrica.
2. Amplificador: recoge las variaciones de tensión del micrófono, las amplifica y transmite al auricular.
3. Auricular: transforma la tensión eléctrica y sonido (en los vibrotactiles, el auricular se sustituye por un vibrador).

Figura 15. Prótesis de canal



Fuente. www.hear-it/audifonos.com

1.1.1.5.3 Tipos de audioprótesis

Los tipos más comunes de prótesis se pueden dividir en cinco categorías:

- **De bolsillo o cordón**

El auricular está aparte y se conecta por medio de un cable. Se utiliza para todo tipo de sorderas de percepción, transmisión y mixta y para todos los grados de sordera: DAL (deficiencia auditiva ligera) DAM (Deficiencia auditiva media), DAS (deficiencia auditiva severa) y DAP (deficiencia auditiva profunda). Se reserva para las sorderas de transmisión; al niño/a que tenga la vía ósea bien, se le coloca un vibrador en la mastoides. Es útil para las personas de la tercera edad, que presenten problemas de motricidad fina y que no puedan manipular un audífono pequeño.

- **Completamente en el canal (CIC)**

El audífono más pequeño que es casi invisible en el oído. Estas audíoprotesis se limitan a personas con canales auditivos suficientemente grandes como para alojar el audífono completo.

- **En el canal (ITC)**

Esta prótesis es un poco más grande que el tipo completamente en el canal. Este tipo de prótesis se utiliza normalmente en los casos de pérdida de audición suave a moderada.

- **En el oído (ITE)**

Este tipo de prótesis es mayor y, por ello, poseen más funciones. También puede alojar amplificadores de sonido mayores. Ésta también es más fácil de adaptar que los dos anteriores.

- **Detrás del oído (BTE)**

El sistema electrónico se aloja en una caja que se coloca detrás del oído. Debido a su diseño resistente, este tipo se recomienda especialmente para niños.

Figura 16. Tipos de audioprótesis



Fuente. www.hear-it/audifonos.com

Los avances de la técnica a nivel mundial, han hecho de las audioprótesis, una opción correctiva para el tratamiento de casi todo tipo de sordera.

2. ASPECTO FÍSICO Y ELÉCTRICO

2.1 Conceptos básicos

2.1.1 Física de las ondas sonoras

Las ondas sonoras son ondas de compresión que viajan a través de medios compresibles (sólido, líquido o gaseoso, en este caso podría ser aire) en que se propaga, corresponde a una variación en el valor normal de la presión. La rapidez de tales ondas depende de la compresibilidad del medio y la inercia del mismo. Si el medio tiene un módulo volumétrico B y densidad de equilibrio ρ , la rapidez del sonido en ese medio es:

$$(2.1.a) \quad V = \sqrt{B / \rho}$$

Donde B se expresa en pascales o N/m^2 (por conveniencia, dado el caso que la onda viaja en espacio abierto), y ρ se expresa en Kg/m^3 . Con la ecuación 2.1.a es posible calcular la velocidad del sonido en cualquier medio, siempre y cuando se tenga conocimiento de las variables descritas. Por ejemplo, si el medio en que viaja la pulsación de la onda es una barra delgada y sólida en vez de un fluido, el módulo volumétrico B de la ecuación anterior se reemplaza por el módulo de Young. Si el sólido es extenso, se debe tener en cuenta el hecho de que un sólido ofrece una resistencia elástica a las fuerzas tangenciales o cortantes, y la velocidad de las ondas longitudinales dependen del módulo cortante al igual que del módulo volumétrico.

A continuación la tabla muestra algunos valores representativos de la velocidad del sonido en diversos medios.

Tabla I. La velocidad del sonido

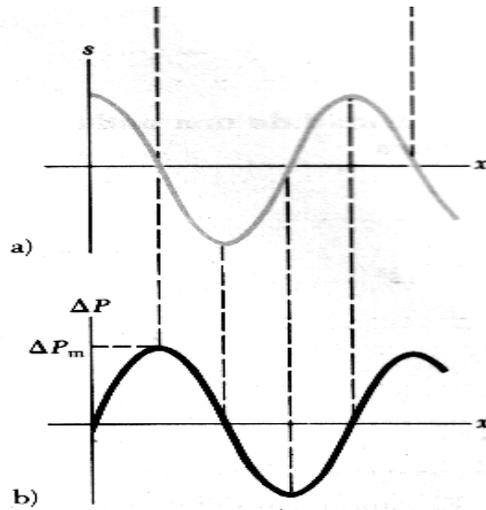
Medio	Velocidad (m/S)
Gases	
Aire(0°C)	331
Aire(20°C)	343
Helio	965
Hidrogeno	1284
Líquidos	
Agua(0°C)	1402
Agua(20°C)	1482
Agua de mar	1522
Sólidos	
Aluminio	6420
Acero	5941
Granito	6000

Fuente. Robert Resnick, Física Volumen 1. Ondas sonoras, p.497.

El sonido puede manifestarse de distintas maneras; para su análisis y estudio, la mayoría de veces suele describirse por medio de ondas puras, es decir, ondas periódicas como el caso de una onda senoidal. Así se obtiene un modelo matemático preciso que describe el comportamiento de una onda sonora, como a continuación se enuncia.

El desplazamiento de una onda senoidal puede expresarse situando un punto imaginario, medido desde su posición de equilibrio, y siguiendo a lo largo de su periodo a través de la onda como se muestra en la figura 17.

Figura 17. Esquema de una onda



Fuente: Raymond Serway, "Física", descripción física de una onda, p. 471.

La siguiente expresión describe en forma matemática este concepto:

$$(2.1.b) \quad S(x,t) = S_{\max} \cos(Kx - \omega t)$$

donde:

S_{\max} = Amplitud de la señal

$$\lambda = 2\pi/K$$

K = Número de onda

$$v = \omega/2\pi$$

ω = Frecuencia angular

λ = Longitud de onda.

v = Frecuencia

Obsérvese que el desplazamiento es a lo largo del eje x, que indica la dirección del movimiento de la onda, en este caso se trata de una onda sonora. Δp es la variación de la presión del gas medida desde el valor de equilibrio, expresada como:

$$(2.1.c) \quad \Delta p = \Delta p_m \text{sen}(Kx - \omega t)$$

La amplitud de la presión Δp_m es el máximo cambio de la presión desde su valor de equilibrio, está dada por:

$$(2.1.d) \quad \Delta p_m = \rho \cdot v \cdot \omega \cdot S_m$$

donde ωS_m es la velocidad longitudinal máxima de la señal, ρ es la densidad de equilibrio y v la velocidad de la onda en el medio. De tal manera que una onda sonora se puede considerar como una onda de desplazamiento o como una onda de presión.

2.1.1.1 Potencia e intensidad de las ondas sonoras

Al viajar la onda de presión, cada elemento de fluido ejerce una fuerza sobre el elemento que está delante de él; la magnitud de la fuerza neta es $F = A \Delta p$, donde A es el área de la sección transversal del elemento del fluido. Usando la ecuación 2.1.c, y sustituyéndola en la expresión $F = A \Delta p$, se tiene lo siguiente:

$$(2.1.e) \quad F = A \Delta p_m \text{sen}(Kx - \omega t)$$

Al hacer un pequeño análisis matemático donde se relaciona el diferencial de potencia con el área de la propagación de una onda, se llega a lo siguiente:

$$(2.1.f) \quad P/A = 1/2 (\Delta p_m^2 / \rho v)$$

en donde P es la potencia promedio (potencia media) y P/A es igual a la intensidad, la cual se representa con la letra "I", puede ser expresada de la siguiente manera:

$$(2.1.g) \quad I = 1/2 (\Delta p_m^2 / \rho v)$$

Cuando se comparan sonidos diferentes, es más útil usar la *intensidad*, (potencia promedio por unidad de área de la onda), aplicada a fines prácticos, como por ejemplo, la sensibilidad del oído humano.

Debido a que el oído es tan sensible (es capaz de responder a intensidades dentro de un intervalo de 12 órdenes de magnitud), se introduce una escala logarítmica de intensidades llamada nivel de sonido SL (del inglés Sound Level)

$$(2.1.g) \quad SL = 10 \log I / I_0$$

El SL se define respecto a una intensidad de referencia I_0 , la cual se escoge igual a 10^{-12} watt/m² (valor típico del umbral de la audición humana). La sensibilidad del oído humano varía con la frecuencia.

El umbral anterior se aplica únicamente en las frecuencias intermedias de alrededor de 1000hz. A frecuencias más elevadas, como 10Khz, el umbral

se eleva alrededor de 10dB (10^{-11} watt/m²), mientras que a una frecuencia más baja de 100hz el umbral está unos 30dB (10^{-9} watt/m²). Se necesita 1000 veces la intensidad del sonido a 100hz para producir la misma respuesta que una intensidad de sonido dada a 1000hz.

El sonido es una sensación que produce, en el órgano del oído, la vibración de los cuerpos, la cual es transmitida por un vehículo elástico como el aire, posee ciertas características, que son de vital importancia conocer, estas cualidades son el tono, la fuerza y el timbre.

- **Tono**

El tono está relacionado directamente con el número de movimientos por segundo o frecuencia que generan la vibración. Este número de veces o ciclos por segundo se expresa en Hz en honor al físico Alemán Hertz que fue quien logró descubrirlo. Las frecuencias menores (hasta 600 Hz) normalmente son conocidas como graves, las frecuencias de más de 6,000 Hz son conocidas como agudas. Por último las que se encuentran entre ellas (más de 600 Hz y menos de 6,000 Hz) son conocidas como frecuencias medias.

El ser humano es capaz de oír cualquier vibración que se encuentre en el rango de entre 20 y 20,000 Hz. Con el paso del tiempo se va perdiendo dicha capacidad, siendo difícil encontrar adultos que oigan por encima de 15,000 Hz o por debajo de 50 Hz.

- **Fuerza**

Al hablar de la característica o cualidad de fuerza se refiere a la intensidad con la que el sonido es percibido, es decir, qué tan fuerte se lo escucha.

- **Timbre**

Se refiere a la forma de la vibración, dos sonidos del mismo tono y fuerza pueden ser percibidos diferentes debido a la forma de dicha vibración, esto se relaciona con la cantidad de armónicas que posea cada uno de ellos.

2.1.1.2 Audición humana, comportamiento matemático

Una de las aplicaciones más frecuentes de la escala de decibeles tiene lugar en las industrias de comunicaciones y entretenimiento. El oído humano no responde en forma lineal a los cambios en el nivel de potencia de la fuente; es decir, la duplicación del nivel de la potencia de audio de $\frac{1}{2}$ a 1W no produce una duplicación del nivel de sonoridad en el oído humano. Además, éste percibirá un cambio de 5 a 10W como una alteración en la intensidad del sonido igual al que se experimenta de $\frac{1}{2}$ a 1W. En otras palabras, la proporción entre los niveles es igual en cada caso ($1W/0.5W=10W/5W=2$), lo cual genera el mismo cambio en decibeles o logarítmico. Por lo tanto, ***el oído responde en forma logarítmica a los cambios en los niveles de potencia de audio.***

Para comprender este concepto, se hace necesario establecer una base de comparación en los niveles de audio, se seleccionó un nivel de referencia de 0.0002 microbar. Este es el nivel del umbral de la audición que define el nivel de la presión del sonido en decibeles mediante la ecuación siguiente:

$$(2.1.1.2a) \quad \text{dBs} = 20 \log p/0.0002\text{microbar}$$

en donde P es la presión del sonido en microbars

Una pregunta frecuente en relación con los niveles de audio es cuánto debe incrementarse el nivel de potencia de una fuente acústica para duplicar el nivel de sonido que recibe el oído humano. La pregunta no es tan sencilla como parece, debido a consideraciones como el contenido de frecuencia del sonido, las condiciones acústicas del área circundante, las características físicas del ambiente y las características singulares del oído humano. Sin embargo, se puede llegar a una conclusión normalizada, cada nivel de potencia es asociado con un nivel de decibeles en particular y un cambio de 10 dB en la escala, que coincide con un incremento o un decremento en la potencia por un factor de 10. Por ejemplo, un cambio de 90 a 10dB se asocia con un cambio de Vatiaje (representado por la letra W) de 3 a 30 W” .

Para duplicar el nivel de sonido que percibe el oído humano, debe incrementarse por un factor de 10 el valor nominal de la potencia de la fuente acústica (en vatios). Esto significa que la duplicación del nivel de sonido disponible de una fuente acústica de 1W requerirá cambiarla por una fuente de 10W.

“El rango dinámico del oído se aproxima a 110 decibelios, 100 veces más sensible que el mejor de los micrófonos. Pero cada grupo de neuronas por separado sólo es capaz de ofrecer un rango de 40 decibelios. El truco consiste en que el umbral mínimo de un grupo coincide con el máximo de otro, produciendo un efecto de escalada que permite mejorar el conjunto”⁸.

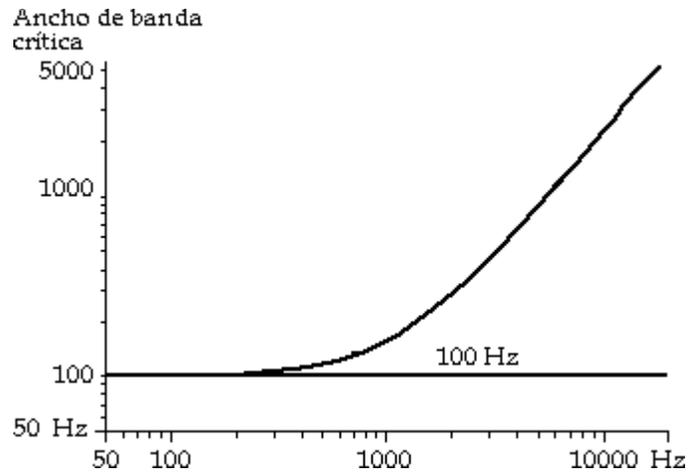
8

Pilar S.Hoyos, “Los secretos del sonido”, **Revista muy interesante**, (2):10.2004.

El oído analiza por medio de bandas de frecuencia, que reciben el nombre de bandas críticas. Los anchos de bandas críticas dependen de la frecuencia, como se ilustra en la figura 18. Por debajo de los 500 Hz, el ancho de banda crítico es aproximadamente constante (alrededor de los 100 Hz), mientras que por encima de los 500 Hz crece en proporción a la frecuencia: el ancho de banda crítica centrada en una frecuencia superior a 500 Hz es de alrededor del 20% de la frecuencia central.

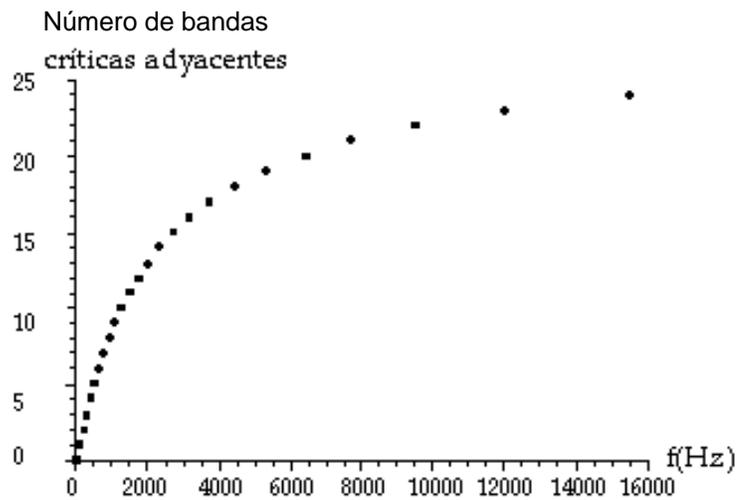
Basándose en los valores obtenidos mediante la figura 18, es posible subdividir el rango de frecuencias audibles en intervalos cercanos a una banda crítica de ancho, que no se solapan entre sí. Esta subdivisión se presenta en la figura 19; en el rango audible de 20 Hz a 20 KHz se hallan 25 bandas críticas adyacentes, numeradas en forma consecutiva en la figura.

Figura 18. Ancho de las bandas críticas en función de la frecuencia



Fuente: w.w.w.Fuac.edu.co/autonoma/pregrado/ingeniería/ingelec/audición.htm

Figura 19. Bandas críticas adyacentes en el rango de frecuencias audibles



Fuente: w.w.w.Fuac.edu.co/autonoma/pregrado/ingeniería/ingelec/audición.htm

El oído es incapaz de registrar energía en algunas bandas cuando existe más energía en otra banda cercana. La vibración de la membrana en sintonía con una sola frecuencia no puede ser localizada en una zona infinitamente pequeña, por lo que las zonas cercanas se ven obligadas a vibrar a la misma frecuencia con una amplitud que decrece con la distancia. Otras frecuencias son excluidas a menos que la amplitud sea lo bastante alta como para dominar la vibración local de la membrana.

El dB es un valor lineal, quiere decir que los valores medidos son los valores tomados como válidos sin que sufran ninguna alteración. Si los valores de presión acústica se miden de esta forma, linealmente, aun siendo cierta dicha medida tendrá poco valor en cuanto a la percepción del oído humano. El oído no se comporta igual para el mismo nivel de presión en diferentes frecuencias. Por ejemplo, si se tiene un sonido lineal en toda la banda de 20 Hz a 20 kHz se tiene en todas las bandas un nivel de 30 dB, si el oído fuese lineal se oirían igual o mejor con la misma intensidad auditiva las frecuencias más bajas, que las medias y que las agudas. Sin embargo esto no es cierto, el oído humano tiene una menor sensibilidad en las frecuencias más graves, y en las más agudas frente a las medias. Lo que más se oye por tanto, son las frecuencias medias, y las que menos son las más graves, seguidas de las más agudas.

Es necesario encontrar una forma de ajustar los niveles de dB que se han medido con la percepción que el oído tiene de los mismos, según cada frecuencia. Esta corrección se realiza ponderando los dB medidos mediante una tabla de ponderación ya especificada, que se llama tabla "A". Los decibelios ya ponderados en "A" se representan como dBA y los no ponderados, llamados lineales, como dB.

Por ejemplo, si en una frecuencia de 100 Hz se ha medido 80 dB, al ponderarlo pasarán a ser 60.9 dBA. Esto quiere decir que un nivel de presión sonora de 80 dB en una frecuencia de 100 Hz es oída por el sistema de audición como si realmente tuviese 60.9 dBA y no 80 dB.

2.1.2 Micrófonos y audífonos

2.1.2.1 Micrófonos

Los micrófonos son transductores encargados de transformar la energía acústica en energía eléctrica, permiten el registro, almacenamiento, procesamiento y transmisión de las señales de audio. Tanto los micrófonos como los altavoces(audífonos), son los elementos más importantes, en cuanto a las características, que conforman las señales de audio. No existe el micrófono ideal, debido a la sencilla razón, que no existe un único ambiente acústico o un único tipo de música. Es por ello que en el diseño se tiene a disposición una amplia gama de micrófonos, cada uno de los cuales sirve para ciertos casos particulares.

El micrófono es por excelencia el transductor de entrada del audífono; a través de una lámina muy delgada ubicada en un campo eléctrico capta las ondas sonoras del ambiente circundante, las transforma en variaciones de tensión eléctrica (de ahí el nombre de transductor) y las envía a la sección de amplificación.

- **Sensibilidad**

La sensibilidad de un micrófono es la relación entre la tensión de salida obtenida en el mismo y la tensión de referencia que provoca dicha salida en el micrófono.

Normalmente se mide en decibelios con referencia a 1 voltio con una presión de 1 dina/cm² y la señal de referencia usada es un tono de 1000 Hz a 74 dB SPL (nivel de presión sonora, por sus siglas en inglés). Como es lógico cuanto mayor sea la sensibilidad de un micrófono, mejor. La sensibilidad del micrófono no influye en su calidad sonora, ni en su respuesta en frecuencia, únicamente es importante a la hora de su uso ya que un micrófono de baja sensibilidad obliga a utilizar un preamplificador para micrófono, y aumenta así, el ruido de fondo que produce la electrónica de los preamplificadores.

- **Ruido propio**

El ruido propio de un micrófono se produce cuando no hay ninguna señal externa que lo excite. Esta medida se realiza normalmente en una cámara anecoica y se especifica como una medida de presión sonora y por tanto en dB SPL (nivel de presión sonora por sus siglas en inglés), equivalente a una fuente sonora que hubiese generado la misma tensión de salida que el ruido producido por el micrófono.

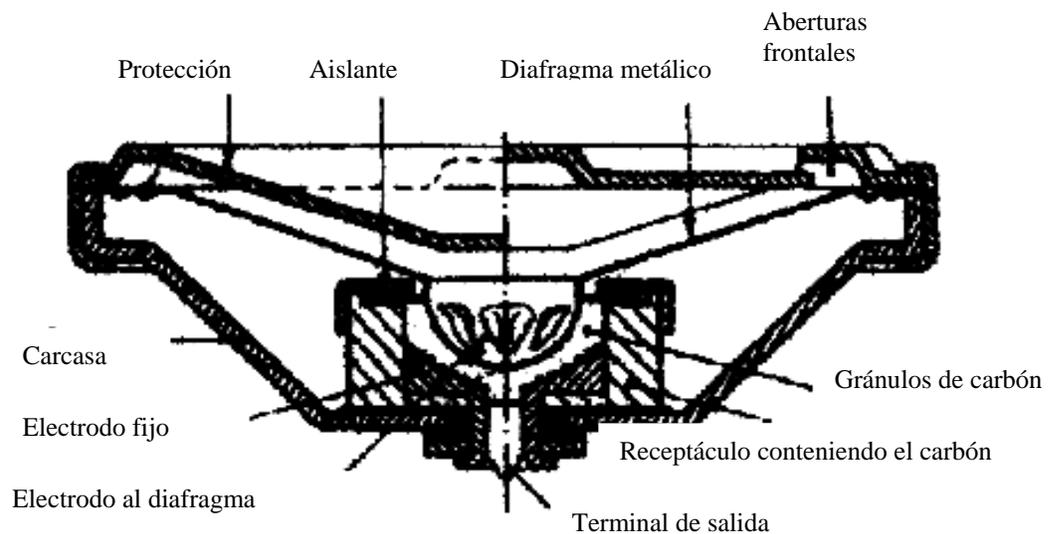
El nivel indicado en dB SPL se especifica con la ponderación A incluida, de forma que se adapta a la curva del oído ajustando las frecuencias más graves y más agudas. Se puede considerar como excelente un nivel de ruido de 20 dBA SPL, como valor bueno sobre unos 30 dBA SPL, y como malo 40 dBA SPL. A la hora de comparar varios micrófonos es importante tener en cuenta este valor de ruido propio.

Los micrófonos se pueden clasificar según la forma en cómo se transforma la señal acústica en eléctrica.

2.1.2.1.1 Micrófonos de carbón

Fueron los micrófonos utilizados durante mucho tiempo en los teléfonos, su principio de funcionamiento se basa en el cambio de resistencia en los granos de carbón al ser comprimidos por el diafragma, al recibir éste las variaciones de presión sonora.

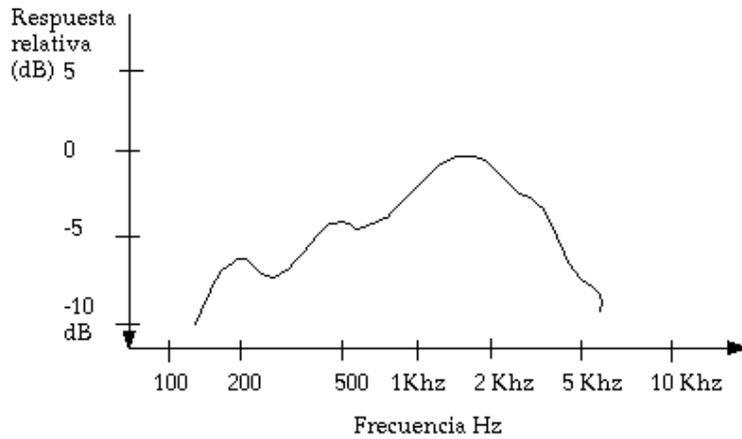
Figura 20. Micrófono de carbón



Fuente: w.w.w.video.computer.com/microfonos.htm.

En la curva de respuesta en frecuencia del micrófono de carbón (figura 21) se deducen sus pobres características, lo han llevado a su casi desaparición del mercado.

Figura 21. Respuesta en frecuencia de un micrófono de carbón

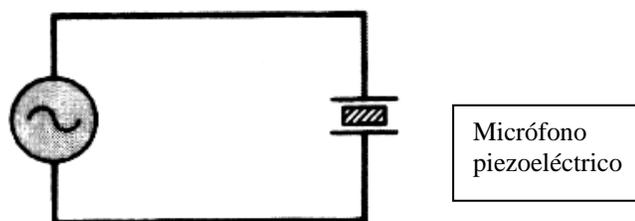


Fuente: w.w.w.video.computer.com/microfonos.htm.

2.1.2.1.2 Micrófonos piezoeléctricos

Estos micrófonos se basan en la capacidad que tienen los cristales piezoeléctricos de generar cargas eléctricas al ser sometidos a presión (En griego piezein = presión). Ver figura 22.

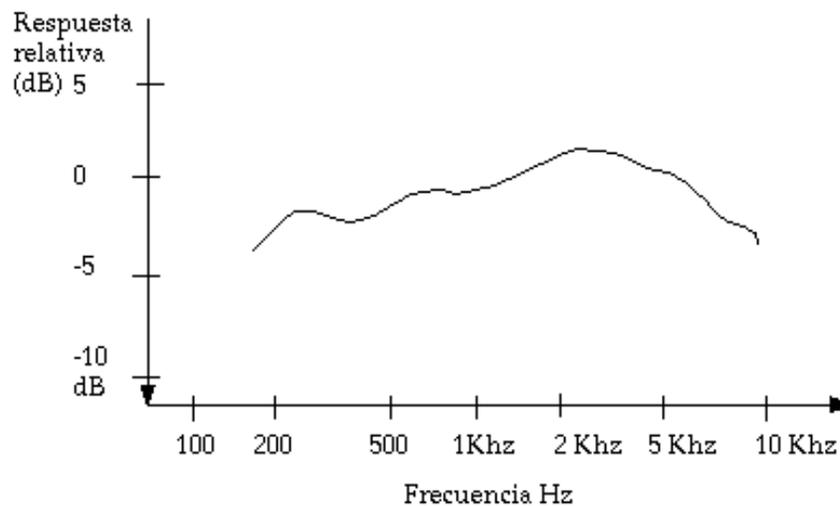
Figura 22. Micrófono piezoeléctrico



Fuente: w.w.w.video.computer.com/microfonos.htm.

Aunque su respuesta es mejor que la del micrófono de carbón, no llega a ser suficientemente buena para grabaciones profesionales, por lo que se utiliza sólo en micrófonos pequeños para voz.

Figura 23. Respuesta en frecuencia de un micrófono piezoeléctrico



Fuente: w.w.w.video.computer.com/microfonos.htm.

2.1.2.1.3 Micrófonos dinámicos

Se basan en el principio de inducción electromagnética, según el cual, si un hilo conductor se mueve dentro de un campo magnético, en el conductor se inducirá un voltaje de acuerdo con la siguiente fórmula:

$$e = Blv$$

donde:

e = potencial inducido, en voltios.

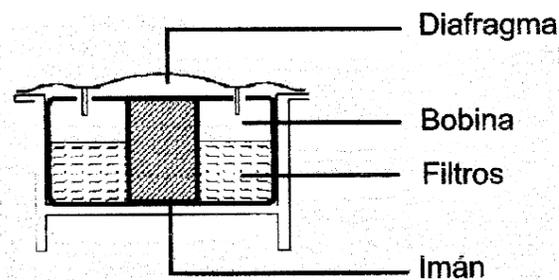
B = Densidad de flujo magnético, en teslas.

l = longitud del conductor, en metros.

v = velocidad del movimiento, en metros/s.

Son micrófonos muy utilizados por su resistencia, fiabilidad y buena respuesta en frecuencia.

Figura 24. Micrófono dinámico

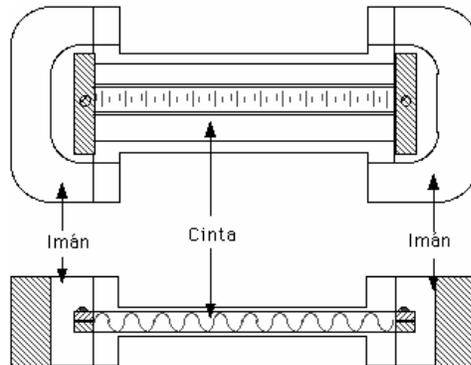


Fuente: w.w.w.autec.com.

2.1.2.1.4 Micrófonos de cinta

Este tipo de micrófonos, también trabaja bajo el principio de **inducción magnética** y responde a la diferencia de presión sonora entre los dos lados de una cinta (figura 25). Por eso recibe el nombre de **micrófono de gradiente de presión**.

Figura 25. Micrófono de cinta



Fuente: w.w.w.video.computer.com/microfonos.htm.

Debido a que responde a la diferencia de presión, este micrófono tiene una respuesta polar con un máximo en el eje perpendicular a la lámina, mientras que no responde a los sonidos laterales.

2.1.2.1.5 Micrófonos de condensador

Hay que recordar que un condensador almacena carga cuando se le suministra un potencial eléctrico. La ecuación que describe el fenómeno es:

$$Q=CV$$

donde:

Q = carga, en Culombios.

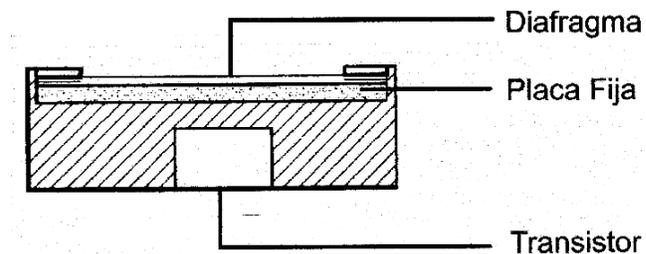
C = capacidad, en Faradios.

V = potencial, en voltios.

En un micrófono de condensador, la placa posterior está fija y alimentada con un voltaje, mientras que la placa anterior, el diafragma, se desplaza al recibir variaciones de presión, ya que el interior del micrófono está a un presión constante igual a la presión atmosférica.

La variación de la capacitancia, al cambiar la distancia entre las placas, producirá una variación de voltaje:

Figura 26. Micrófono de condensador



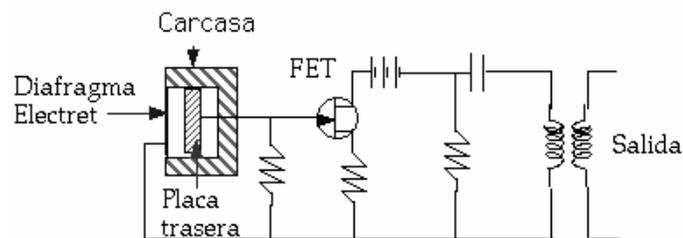
Fuente: w.w.w.autech.com

Este tipo de micrófono produce la mejor respuesta de frecuencia por lo cual es el más utilizado en grabaciones profesionales, debido a que responde a variaciones de presión, se clasifican como **micrófonos de presión**, y a consecuencia de ello tienen una respuesta omnidireccional.

2.1.2.1.6 Micrófonos de electret

Un material Electret tiene como característica la capacidad de mantener carga sin necesidad de una fuente de polarización, por lo cual tiene cada vez mayor popularidad por razones económicas.

Figura 27. Micrófono de electret



Fuente: w.w.w. video.computer.com/microfonos.htm.

2.1.2.2 Audífonos

El micrófono es un transductor que convierte un impulso mecánico a uno eléctrico. Esto es muy común en los circuitos dedicados al procesamiento de ondas sonoras, a su vez existe un transductor dedicado a convertir un impulso eléctrico a uno mecánico y es conocido como parlante o bocina.

El principio de operación de un audífono (bocina miniaturizada), se basa en el imán que posee. Éste consta de dos polos uno Norte y otro Sur. Cada uno de ellos tiene una característica única. Cuando dos polos iguales son colocados uno cerca del otro, estos se repelen. Contrariamente, si un polo Norte es puesto cerca de un polo Sur, se atraerán y quedaran "pegados".

Manteniendo este principio, es posible cambiar la polaridad de uno de los imanes (cambiando el Norte por el Sur), conmutando entre repulsión y atracción. Como se observa en la figura 28.

Figura 28. Repulsión y atracción de imanes



Fuente: w.w.w.pcpaudio.com/pcpfiles/doc_altavoces/doc_altavoces.html

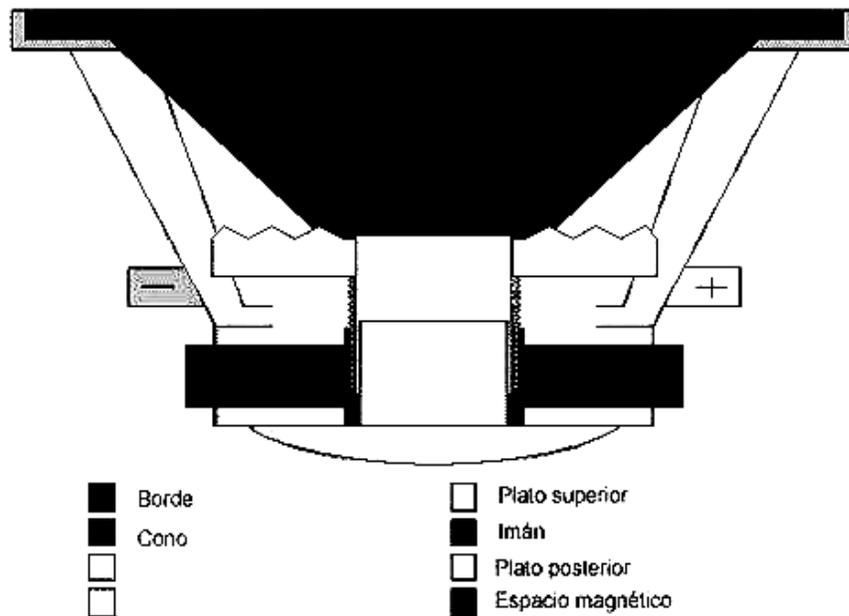
Bajo este principio la bocina es esencialmente una bobina y un imán, que trabajan juntos para producir movimiento alternante. Si se monta un cono a la bobina en movimiento, se produce un sonido audible. Si la electricidad alternante es variada a una frecuencia específica, el sonido producido por el cono es, con suerte, la misma frecuencia. Muchos factores afectan que tan bien el sonido se asemeje a la entrada eléctrica, pero lo básico es que la frecuencia que se escucha sea la misma frecuencia generada por la electricidad alterna de entrada.

Si la electricidad varía 100 veces por segundo, se dice que la señal es de 100 ciclos o Hetz. Esto significa que la polaridad cambia de positivo a negativo y viceversa 100 veces por segundo. Realmente es rápido si se tiene que encender y apagar la luz de una habitación 100 veces en un segundo, conmutado manualmente.

Cuando circula una corriente a través de la bobina de la bocina (*voice coil, en inglés*) se genera un campo magnético. Este electroimán (la bobina con corriente) interactúa con el espacio magnético y hace que se mueva la bobina y con ella, el cono. La dirección del movimiento dependerá de la dirección (polaridad) del flujo de la corriente que atraviesa la bobina. Como la señal de audio tiene la forma de una onda de corriente alterna, la corriente fluye en una dirección y luego cambia su polaridad, la bobina se mueve hacia adelante o hacia atrás desde su punto de descanso.

En resumen, una bocina convierte energía eléctrica en energía mecánica, usa una bobina que actúa como un electroimán suspendido dentro de un imán fijo ya que existe un espacio magnético entre ambos, como se muestra en la figura 29.

Figura 29. Partes de una bocina



Fuente: w.w.pcpaudio.com/pcpfiles/doc_altavoces/doc_altavoces.html

Al igual que los micrófonos, existe una gran variedad de bocinas, sin embargo, el presente estudio limita esta clasificación debido a que en los audífonos, solo es factible hallar de cristal y de membrana (dinámicos) que son los más utilizados; estos presentan características en frecuencia y potencia, semejantes a los micrófonos del mismo tipo, por lo que no se profundizará en el tema.

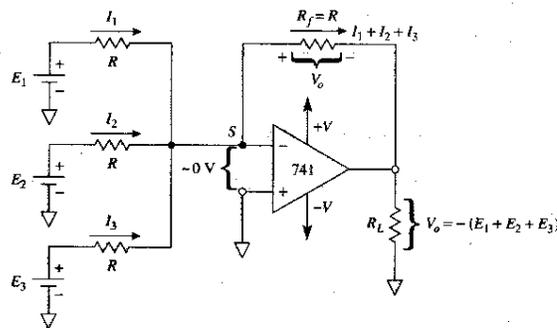
2.1.3 Mezcladores de audio

Los mezcladores de audio, basan su funcionamiento en un sumador inversor, es decir, los voltajes de entrada con polaridad invertida dan como resultado un voltaje de salida que contiene a todos. Esto se puede expresar de la siguiente forma matemática:

$$(2.1.3.a) \quad V_o = -(E_1 + E_2 + E_3)$$

La figura 30 muestra un circuito sumador inversor, el cual se acopla al modelo matemático anterior.

Figura 30. Sumador inversor



Fuente: Coughlin Robert F, "Amplificadores operacionales y circuitos integrados lineales", Sumador inversor, R=10K, p. 52.

Esta característica es deseable en especial en un mezclador de audio; por ejemplo, al remplazar E1, E2 y E3 por micrófonos. Los voltajes de corriente alterna (de aquí en adelante c.a) de cada micrófono se suman o mezclan a cada instante. Entonces, si un micrófono está induciendo música de guitarra, no es eliminado por un segundo micrófono que esté frente al cantante. Si se instala un control de volumen de $100K\Omega$ entre cada micrófono y la resistencia de entrada respectiva, es posible ajustar y sumar volúmenes relativos. Un cantante con voz débil se escuchará por encima de una guitarra de tono intenso.

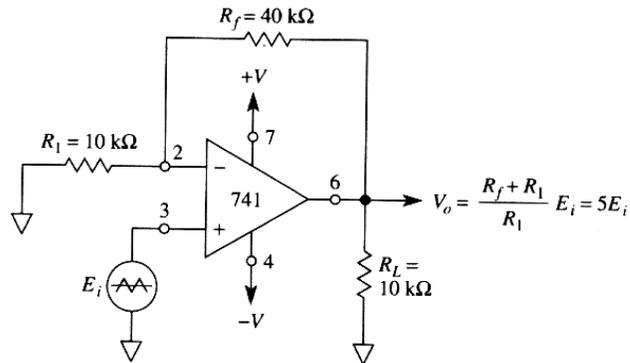
2.1.4 Amplificadores de audio

Los amplificadores de audio son diseñados para operar en el rango audible de frecuencias, es decir, de 20hz a 20,000hz, por ello los dispositivos utilizados para su fabricación deben ser capaces de funcionar dentro de este rango.

Son fabricados de diversas maneras, ya sea con transistores, amplificadores operacionales o bien utilizando circuitos integrados de ficha, sin embargo, el presente estudio se orientará a la utilización de amplificadores operacionales, por su fácil diseño y eficiente desempeño.

Generalmente los amplificadores de audio se diseñan basados en un amplificador no inversor, éste posee la característica de amplificar la señal, sin invertir su polaridad. En la figura 31 se aprecia un circuito típico de un amplificador no inversor.

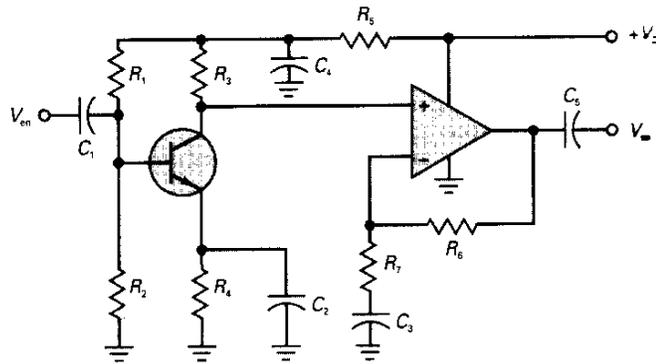
Figura 31. Circuito amplificador no inversor con ganancia de 5 en voltaje



Fuente: Coughlin Robert F, "Amplificadores operacionales y circuitos integrados lineales", amplificador no inversor, p. 63.

En la figura 32 se muestra otro diseño con un transistor de acople, el colector de la etapa bipolar suele tener tensión de polarización cuyo valor es aproximadamente la mitad de V_{cc} . Por eso se puede acoplar la señal del colector directamente a la entrada no inversora. Así se elimina el condensador de acoplo y el divisor de voltaje acostumbrados y se proporciona una ganancia adicional.

Figura 32. Etapa bipolar en emisor común directamente acoplada al amplificador operacional



Fuente: Albert Paul Malvino. "Principios de electrónica". Etapa bipolar en Ec para un amplificador operacional, p.770.

2.1.5 Filtros activos

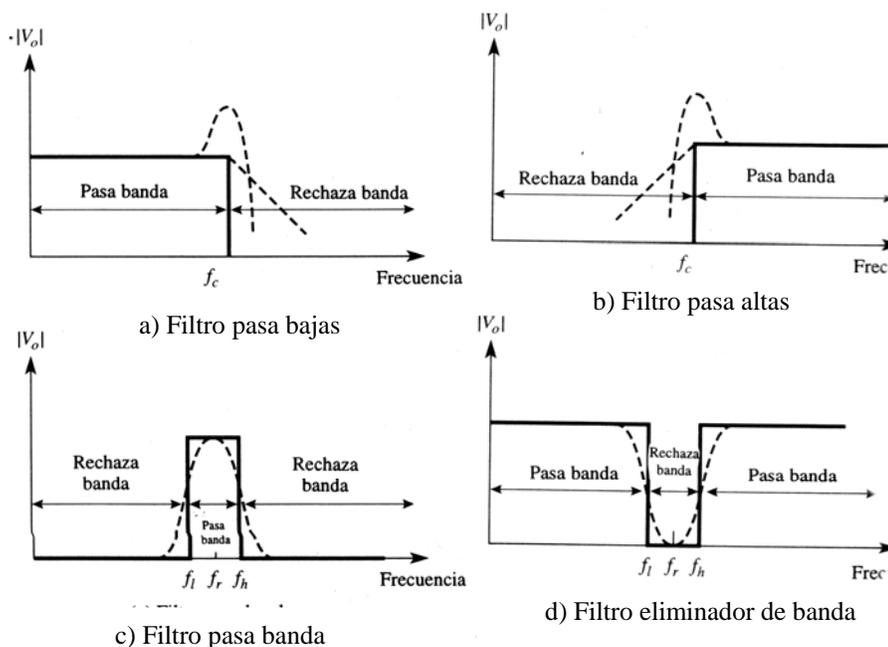
Los filtros son circuitos electrónicos cuya función es discriminar frecuencias, pueden ser activos o pasivos, la diferencia entre ambos radica en los dispositivos que los componen. Dicho de otra manera, los filtros activos poseen componentes activos como transistores o amplificadores operacionales, en contraste, los otros sólo poseen elementos pasivos como bobinas, resistencias y capacitores.

Los filtros se clasifican según su respuesta en frecuencia, y pueden ser Butterworth, Chebyshev y Bessel, entre otros. Sin embargo, por sus características se estudiará el filtro de Butterworth o filtros de respuesta plana.

Para satisfacer el criterio de los filtros Butterworth, la respuesta a la frecuencia debe ser de 0.707 en la frecuencia ω_c y de 0dB en la banda de paso, como en la figura 33.

Existen cuatro clases de filtros: *pasa bajas*, *pasa altas*, *pasa banda* y *de eliminación de banda* (también conocidos como de rechaza banda o de muesca), según sea el número de polos estos pueden ser de -20db, -40db y -60db, es decir, de un polo, dos o tres respectivamente lo cual representa la atenuación máxima que posee. En la figura 33 se observa las gráficas de la respuesta en frecuencia de estos cuatro tipos de filtros. En el presente estudio se hará alusión únicamente a los primeros tres tipos de filtro.

Figura 33. Respuesta en frecuencia de los cuatro tipos de filtro

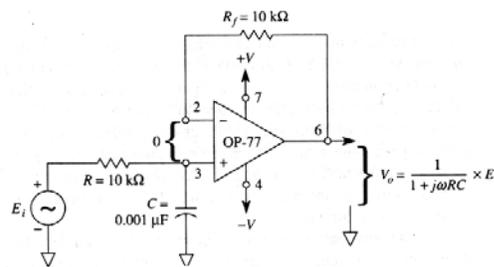


Fuente: Coughlin Robert F, "Amplificadores operacionales y circuitos integrados lineales", Respuesta en frecuencia de los filtros, p. 290.

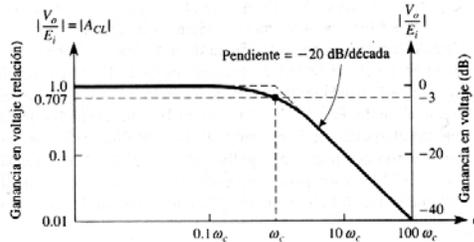
2.1.5.1 Filtros pasa bajo

Cuanto más grande es el valor de la atenuación, más selectivo es el filtro, y se parecerá aún más a la respuesta de frecuencia de uno ideal.

Figura 34. Filtro de un solo polo y respuesta en frecuencia



a) Filtro pasa bajas con una atenuación de -20dB/década



Fuente: Coughlin Robert F, “Amplificadores operacionales y circuitos integrados lineales”, Filtro pasa bajo y gráfica de respuesta en frecuencia cuya atenuación es de -20dB , p.292.

En la figura 34 el filtro permite el paso de todas las frecuencias que van desde cero hasta la frecuencia de corte.

Una característica del filtro pasa bajo es la presencia de los factores $1+jf/f_c$ en el denominador de la función de transferencia.

La frecuencia de corte se puede expresar de la siguiente manera.

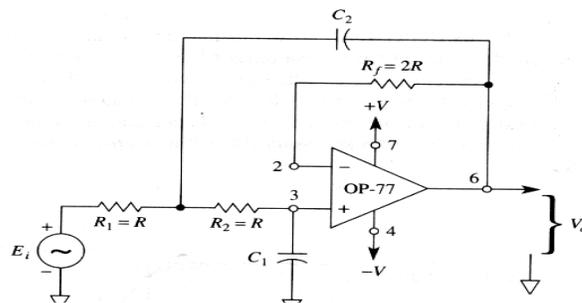
2.1.5.1.a $f_c = 1/2\pi RC$

A partir de esta frecuencia se genera la atenuación del filtro.

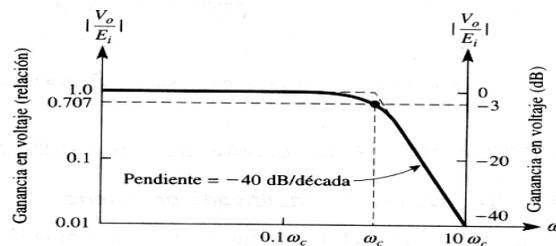
Básicamente, todo lo anterior es el comportamiento de un filtro Butterworth paso bajo cuya característica principal es poseer ganancia de lazo cerrado y ganancia muy próxima a 1 dentro de una banda de paso.

En la figura 35 se puede apreciar un filtro de dos polos -40dB, que posee las mismas características que el detallado anteriormente, con la diferencia que será más selectivo, y su circuito físicamente será un poco más grande.

Figura 35. Filtro de dos polos y respuesta en frecuencia



a) Filtro pasa bajas con una atenuación de -40dB/década



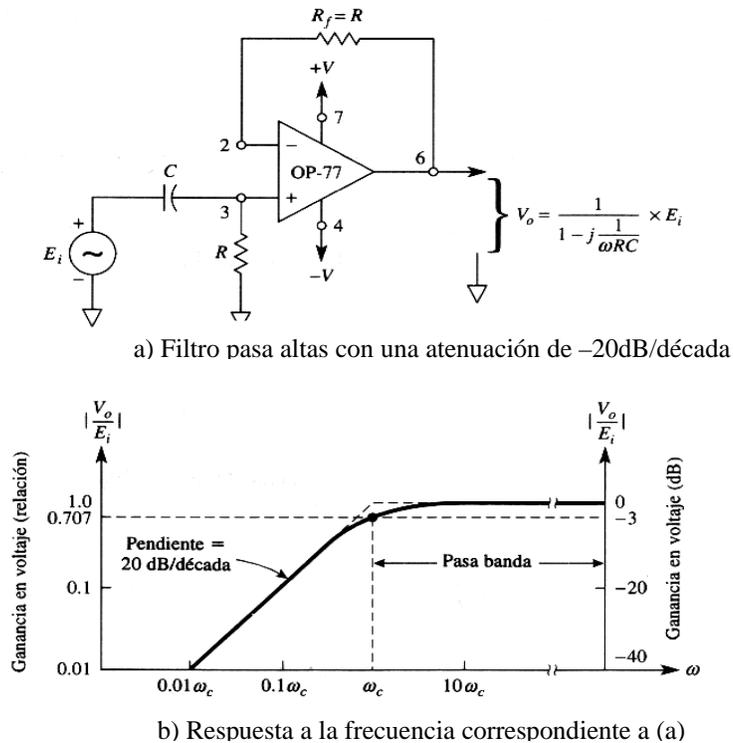
Fuente: Coughlin Robert F, “Amplificadores operacionales y circuitos integrados lineales”, Filtro pasa bajo y gráfica de respuesta en frecuencia cuya atenuación es de -40dB, p. 296

2.1.5.2 Filtros pasa alto

Es posible convertir un filtro pasa bajo Butterworth en un filtro paso alto utilizando circuitos de acoplo, en lugar de redes de desacoplo. Un circuito pasa altas permite el paso de altas frecuencias, pero bloquea las bajas. La frecuencia de corte también está dada por $1/(2\pi RC)$. Por debajo de esta frecuencia la señal de salida puede disminuir 20dB, 40dB y 60dB, según la cantidad de polos que el filtro posea.

En la figura 36 se observa el circuito de un filtro pasa altos de un solo polo y su respuesta en frecuencia.

Figura 36. Filtro de un polo y respuesta en frecuencia

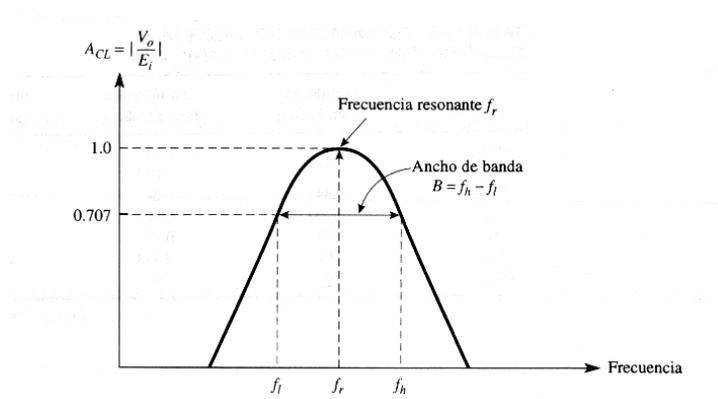


Fuente: Coughlin Robert F, "Amplificadores operacionales y circuitos integrados lineales", Filtro pasa alto y gráfica de respuesta en frecuencia cuya atenuación es de -20dB, p. 301.

2.1.5.2 Filtros pasa banda

La característica de este tipo de filtros es que permiten pasar sólo una determinada banda de frecuencias de entre todas las demás que se pueden hallar en un circuito. Esta clase de filtros posee una ganancia máxima en la frecuencia resonante, f_r , la cual puede ser de 1 ó 0 dB, para dicha frecuencia. Sólo existe una *frecuencia inferior a f_r* en cuyo caso la ganancia disminuye hasta 0.707, la frecuencia de corte inferior f_l . En el caso de la *frecuencia de corte superior*, la ganancia también es 0.707. En la figura 37 se muestra un gráfico en el cual se puede observar la respuesta en frecuencia.

Figura 37 Respuesta en frecuencia de un filtro pasa banda



Fuente: Coughlin Robert F, “Amplificadores operacionales y circuitos integrados lineales”, La ganancia máxima se da en la frecuencia resonante f_r . La banda de frecuencias se halla entre f_l y f_h , p. 308.

El rango de frecuencias comprendidas entre f_l y f_h se llama ancho de banda B y se describe por la siguiente expresión matemática.

(2.1.2.3.a)

$$B = f_h - f_l$$

El ancho de banda no se halla centrado exactamente en la frecuencia resonante. Por tal motivo se utiliza el nombre de frecuencia resonante y no el de frecuencia central.

La frecuencia resonante será el resultado de intervención de las frecuencias laterales, dado esto se puede obtener la siguiente expresión:

$$(2.1.2.3.b) \quad f_r = \sqrt{f_l f_h}$$

donde f_l y f_h serán las frecuencias laterales inferior y superior respectivamente.

La relación entre la frecuencia resonante y el ancho de banda, se denomina factor de calidad Q .

$$(2.1.2.3.c) \quad Q = f_r / B$$

Q es la medida de selectividad del filtro pasa banda. Un valor elevado de Q indica que el filtro selecciona una banda de frecuencias más reducidas, lo que significa que es más selectivo.

El factor de calidad también sirve para determinar si el filtro pasa banda es de banda ancha o angosta. Si su banda es ancha $Q \leq 0.5$ y si es de banda angosta $Q \geq 0.5$, de esta forma se puede determinar la clase de filtro pasa banda que se esté tratando.

3. RECOPIACIÓN DE DATOS

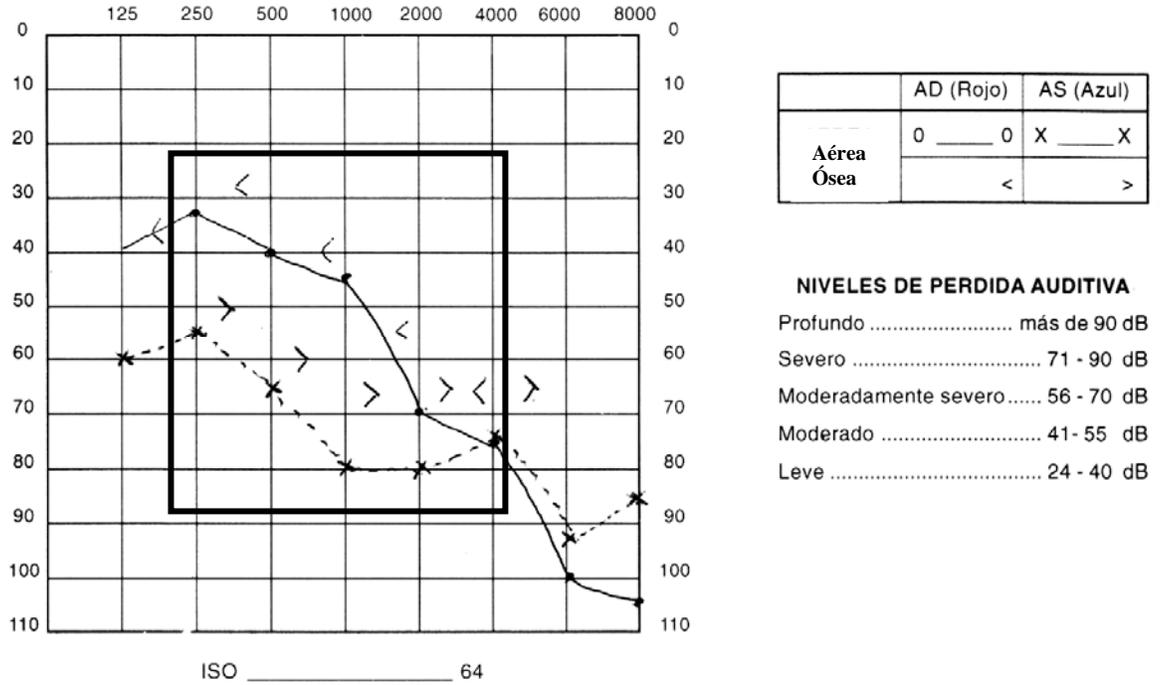
3.1 Historial clínico del paciente

Se presenta el caso de un paciente de 60 años de edad, con educación primaria; trabajó como mecánico automotriz hasta que su salud se deterioró; llegó a consulta por sordera parcial del oído izquierdo, cuadro que se inició cuando tenía 15 años de edad como consecuencia de un proceso infeccioso del oído medio. Según relata, fue tratado y su dolencia se curó parcialmente en lo que se refiere a la infección, pero desde entonces tiene dificultad para oír por lo que se clasificó como hipoacusia combinada, es decir, degenerativa por la edad y patológica por la enfermedad con la posibilidad de mejorar su cuadro colocándole una prótesis en el entendido de que ésta va a ser de tipo experimental por que se cree que necesitará un estudio más profundo de su caso. Hace dos años desarrolló asma y actualmente padece de osteoporosis. El diagnóstico definitivo quedó establecido como una otitis crónica y sordera neural parcial.

Hasta el momento los estudios que se le han hecho son exámenes de laboratorio, audiometría aérea y ósea. El paciente sigue en tratamiento de sus dolencias y observación.

A continuación se muestra la audiometría correspondiente al presente caso.

Figura 38. Audiometría de paciente de 60 años de edad, sexo masculino



Fuente: Audiometría obtenida del hospital Prociegos y Sordos de Guatemala Dr. Rodolfo Robles.

3.2 Interpretación de la audiometría

El rango auditivo real del oído humano, está comprendido entre 300hz a 4khz según la persona; éste es un estándar que se maneja para la adaptación de audioprótesis debido a que la voz humana se halla en este rango, sin embargo, las audioprótesis actuales poseen la capacidad de amplificar todo el ancho de banda comprendido entre los 125hz a los 8Khz.

La interpretación de la audiometría se basa en lo descrito en la figura 38. El oído derecho se representa con un punto rojo y trazas del mismo color; sin embargo, dado el caso que la audiometría es en blanco y negro, el indicativo será el punto y la traza, las frecuencias a analizar se hallan delimitadas dentro del recuadro en la misma figura.

Como se puede observar el paciente presenta una pérdida inicial de 32dB en los 250hz, posterior a este punto se presenta una atenuación de 40dB para los 500hz y sigue en descenso hasta los 1000hz; a los 2000hz la pérdida es mayor siendo ésta de 70dB para finalizar a los 4000hz con 75dB. Dicho comportamiento inicial es típico en personas con hipoacusia de tipo neural a consecuencia de la edad avanzada, esto en vía aérea. En vía ósea el comportamiento es semejante, lo que significa que el nervio auditivo ha sido dañado en cierto porcentaje y su regeneración por medios terapéuticos será mínima, por lo que se descarta toda posibilidad de una recuperación total; sin embargo, una audioprótesis corregirá de alguna forma esta pérdida.

Al igual que el oído derecho, siempre en la figura 38, el izquierdo presenta cierta simbología, representado por una X y una traza de color azul, debido a que la audiometría es en blanco y negro, únicamente se interpretará mediante la X y la traza.

El oído izquierdo presenta un cuadro más severo que el derecho, esto se debe al proceso infeccioso que sufrió a través del tiempo, la cual se inició como una otitis media aguda, degenerando a una otitis crónica.

Enfocando el análisis, al recuadro enmarcado de la figura 38, la audiometría muestra una pérdida de 55dB para la frecuencia de 250hz, siguiendo una declinación hasta los 65dB para 500hz y 80dB para los 1000hz.

Permanece estable hasta los 2000hz, con una leve recuperación en los 4000hz, siendo ésta de tan solo 5dB.

Lo anterior indica que el cuadro de hipoacusia neural que presenta el oído izquierdo es peor que la del oído derecho, dando como resultado la disminución en cierto modo de las posibilidades de una eficiente corrección basada en la utilización de una audioprótesis convencional.

3.3 Análisis de la información obtenida

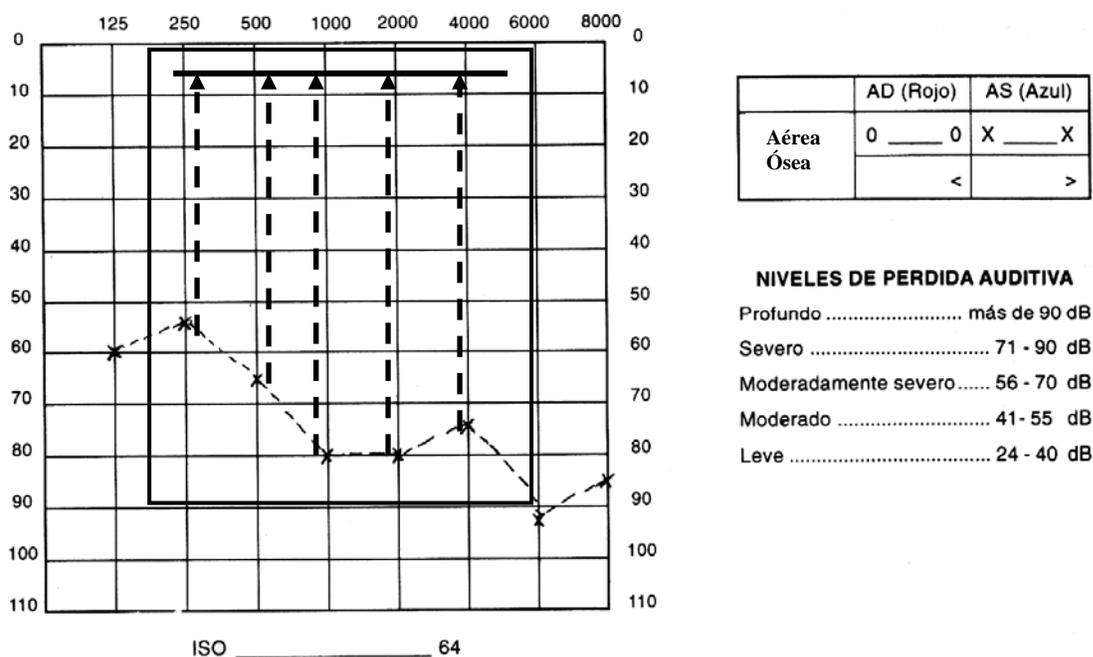
Se ha presentado una gran cantidad de información entorno a las condiciones auditivas de un paciente que sufre una pérdida auditiva patológica y degenerativa, con daño acentuado en el oído izquierdo, en el que se centrará el presente análisis.

La pérdida más notoria en el oído izquierdo se halla comprendida entre los 250hz y los 4000hz, ésta es de vital importancia, debido a que la voz humana se halla dentro de este rango, como resultado el paciente no puede escuchar a las personas que le hablan a niveles intermedios de intensidad.

Para corregir este problema, es necesario utilizar una audioprótesis que se adecúe a las necesidades de potencia y frecuencia que esta persona necesita. El mercado actual ofrece una alta gama de prótesis analógicas que corrigen el problema, pero no son selectivas para cada frecuencia, puesto que sólo se limitan a atenuar frecuencias altas y bajas, amplificando en algunos casos, frecuencias que no lo necesitan.

El oído izquierdo necesita una amplificación controlada en las frecuencias, 250hz, 500hz, 1000hz, 2000hz, y 4000hz, cada una de ellas con su cantidad en decibeles definida, hasta alcanzar un comportamiento plano, como lo haría un oído sano, éste último detalle también se especifica en la figura siguiente.

Figura 39. Audiometría del oído izquierdo y corrección en potencia y frecuencia



Cada frecuencia necesita una amplificación diferente, ya que las pérdidas para cada una de ellas son distintas, esto significa la utilización de un amplificador que brinde una potencia constante, y que cada filtro se posea un control de potencia, para adecuarse a las variaciones que presenta dicha audiometría.

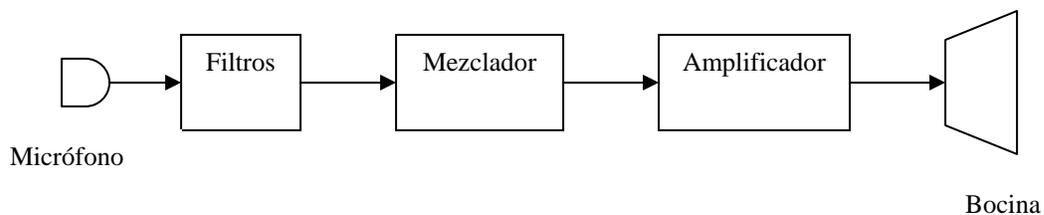
4. PROPUESTA DE DISEÑO

4.1 Descripción del proyecto

En el capítulo anterior, se analizaron los datos obtenidos de la audiometría del oído izquierdo de un paciente que padece de hipoacusia neural (sordera nerviosa); la cual es posible corregir en cierta medida con la ayuda de una audióprótesis adaptada a su problema.

El diseño propuesto tiene como objetivo primordial, acoplarse en un alto porcentaje a las deficiencias de potencia y frecuencia de la audiometría analizada, utilizando dispositivos analógicos de uso común que brinden una adecuada fidelidad. Contiene micrófono, filtros, mezclador, amplificador y bocina, como se muestra en el siguiente diagrama de bloques.

Figura 40. Diagrama de bloques de audióprótesis propuesta



- **Filtros**

Se plantea la utilización de cinco filtros pasa banda con ganancia unitaria adaptados a cada una de las frecuencias analizadas en el capítulo anterior, para obtener una selectividad precisa en lo que respecta al ancho de banda determinado por el recuadro de la figura 39.

- **Mezclador**

El mezclador de audio posee seis canales, cinco para su respectiva salida de los filtros y uno directo a la salida del preamplificador; estos poseen resistencias variables que atenúan en forma controlada cada una de las frecuencias, adaptándolas a la demanda de la audiometría para obtener un comportamiento semejante a las necesidades del oído tratado.

- **Amplificador**

Posee una ganancia determinada por la mayor pérdida en dBA SPL de la audiometría descrita; por ejemplo, ésta se localiza en las frecuencias 1000 y 2000hz, la cual es de 80dB SPL, las demás frecuencias las pérdidas son menores con respecto a este valor, ellas es posible controlar su ganancia en cada canal por medio de las resistencias variables dispuestas para este propósito.

- **Micrófono**

Es de tipo dinámico miniaturizado, por su excelente respuesta en frecuencia ausencia de fuente de alimentación externa, debido a su excitación magnética, que da lugar a un consumo reducido de potencia.

- **Audífono**

Éste posee una impedancia de 16 ohmios, como el utilizado en radiocasete o discman, sus características y respuesta se detallarán más adelante.

- **Fuente de alimentación**

Debido al tipo de audioprótesis a diseñar, se proponen dos tipos de fuente de alimentación, 3 pilas de 3 voltios de litio, o bien una batería alcalina de 9v, para obtener un tiempo de trabajo aceptable

Es importante notar que la salida del audífono tendrá una potencia máxima de 70dBA(decibeles con ponderación A) SPL equivalente a 80dB SPL de pérdida en la audiometría.

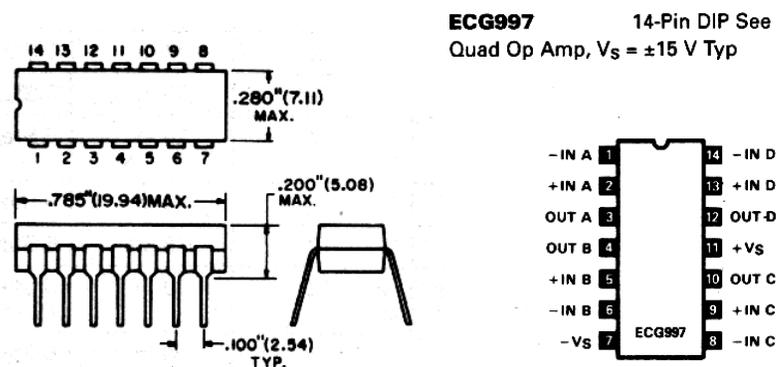
4.2 Identificación de posibles dispositivos a utilizar

- **Elementos activos**

Por su versatilidad, compensación en frecuencia y bajo consumo de corriente, los filtros pasa banda, mezclador y amplificador estarán constituidos por el amplificador operacional ECG 997, el cual posee un encapsulado plástico de dimensiones estándar conteniendo 4 amplificadores operacionales, que gracias a su alta ganancia y amplia gama de voltajes de operación le permiten lograr un excepcional rendimiento como amplificador sumador, integrador y diversas aplicaciones de retroalimentación en general.

Así también por tratarse de un circuito de baja potencia, posiblemente se utilizará según sea necesario, el transistor ECG123AP, el cual presenta un ancho de banda adecuado al comportamiento del sonido, en especial la voz humana. En la figura 41 se presentan las características físicas del amplificador operacional ECG997.

Figura 41 Características físicas del Amplificador operacional ECG997



Fuente. Philips ECG Products. "ECG Semiconductor Master Replacement Guide", Partes generales, p. 1-203.

- **Elementos pasivos**

Debido a las características funcionales que presenta el circuito que conforma la audioprótesis, los elementos pasivos a utilizar son diversos, en ellos cabe destacar capacitores cerámicos y electrolíticos, resistencias de 1/8vatio como máximo y 5% de tolerancia y potenciómetros miniatura de alta precisión, todo lo anterior con valores calculados previamente.

- **Micrófono**

El micrófono a utilizar es de tipo dinámico miniatura, semejante al utilizado por algunos modelos de teléfonos celulares; se eligió un micrófono con características de Autech DM-567P dinámico miniatura de 2 ohms con un rango de frecuencia comprendido entre 70-15KHZ para uso general y una salida máxima de 10mv con sensibilidad de -55dB SPL .

- **Audífono**

Éste es de tipo dinámico de alta energía, con lo cual se obtiene un bajo consumo de potencia y alta fidelidad, por tales características se ha elegido un audífono marca Shure de la serie E2c con las siguientes especificaciones mostradas en la tabla:

Tabla II. Especificaciones audífono

Tipo de transductor:	dinámico de alta energía
Sensibilidad (a 1kHz):	105dB SPL/mW
Impedancia (a 1kHz):	16 ohms
Longitud del cable:	1.57m (62 pulgadas)
Peso neto:	30g (1 oz)

Fuente:w.w.w.Shure.com

Por su baja impedancia de entrada presenta un acoplamiento ideal para la salida del amplificador.

4.3 Cálculo de valores

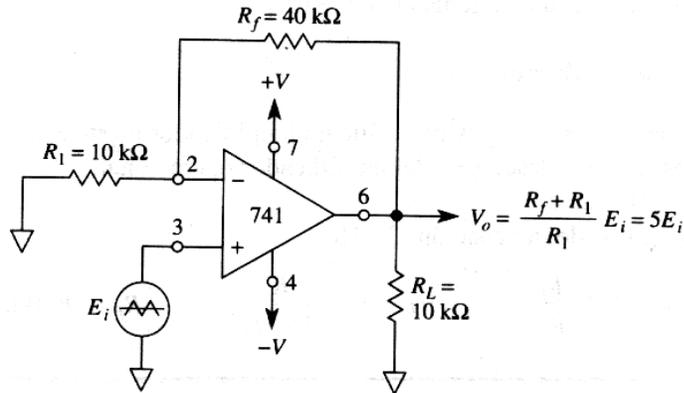
El siguiente cálculo se basa en las características de los dispositivos descritos en la sección 4.2, y en los datos obtenidos de la audiometría del oído izquierdo detallados en el capítulo 3, dado el presente caso, el diseño de la audioprótesis, está conformado en su totalidad por un preamplificador de micrófono que reúne los requerimientos mínimos del mismo, 5 filtros pasa banda adecuados a las frecuencias de 250hz, 500hz, 1000hz, 2000hz y 4000hz con su respectivo control de ganancia, un mezclador de audio de 6 canales y un amplificador con salida máxima de 70dBASPL para un audífono antropométrico.

4.3.1 Micrófono

Debido a que la sensibilidad del micrófono se halla en el orden de -55dB con una salida máxima de 10milivoltios pico ó 7.07 milivoltios RMS, es necesaria la utilización de un preamplificador de micrófono que cumpla con dos funciones principales: proporcionar una elevada ganancia de voltaje a la señal y acoplar adecuadamente la impedancia de salida, de esta manera se obtiene una estabilidad entre la señal de entrada y el procesamiento en los filtros.

A continuación se presenta un amplificador de señal como el mostrado en la figura 31, que para comodidad se repite a continuación, en él la corriente de salida depende únicamente del valor de la resistencia de carga y el voltaje.

Figura 42. Amplificador de señal no inversor



Fuente: Coughlin Robert F, "Amplificadores operacionales y circuitos integrados lineales", amplificador no inversor, p. 63.

- **Ecuaciones a utilizar**

$$V_o = [1 + (R_f/R_1)] E_i$$

$$A_{cl} = V_o / E_i$$

$$A_{cl} = (R_f + R_1) / R_1$$

- **Valores designados a proceso de diseño**

$$A_{cl} = 50$$

$$E_i = 7.07 \text{ mV}_{\text{RMS}}$$

$$R_1 = 10 \text{ k}\Omega$$

Donde:

E_i = Voltaje pico de la señal de entrada

R_1 = Resistencia de entrada

R_f = Resistencia de realimentación

A_{cl} = Ganancia de voltaje

V_o = Voltaje de salida

- Cálculo de R_f para ganancia de voltaje de 50

Resistencia de realimentación R_f

Voltaje de salida V_o

$$R_f = 490K\Omega$$

$$V_o = 354mV_{RMS}$$

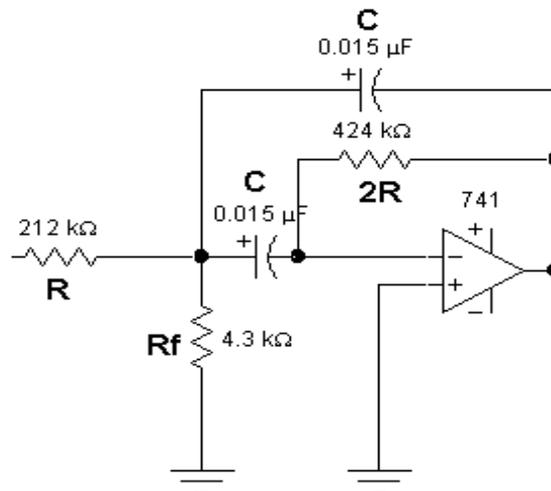
Ganancia de voltaje aproximada en dB

$$A_{cl}(dB) = 34dB$$

4.3.2 Filtros

En la figura 43 se observa el circuito típico de un filtro pasa banda de banda angosta con atenuación de $-20dB/década$.

Figura 43. Filtro pasa banda típico con atenuación de 20dB/década



Fuente: Coughlin Robert F, "Amplificadores operacionales y circuitos integrados lineales", filtro pasabanda, p.312.

El valor del capacitor C que se adoptará en los posteriores cálculos será de $0.015\mu\text{F}$ como el sugerido en el proceso de diseño de filtros pasa banda del libro titulado “*Amplificadores operacionales y circuitos integrados lineales*” del autor *Coughlin Robert* y el factor de calidad Q se le asignará un valor de 5 para obtener una selectividad adecuada.

Para obtener una atenuación de -40dB/década , se acoplarán dos filtros pasa banda de -20dB/década en configuración de cascada, y así el conjunto será más selectivo.

- **Ecuaciones a utilizar**

$$B=f_h-f_L$$

$$R=0.1591/BC$$

$$f_L = \sqrt{\frac{B^2}{4} + f_r^2} - \frac{B}{2}$$

$$Q=5$$

donde:

B= ancho de banda

f_r = Frecuencia de resonancia

f_h = frecuencia de corte superior

f_L = frecuencia de corte inferior

$$R_r=R/(2Q^2-1)$$

$$B=f_r/Q$$

$$f_h=f_L+B$$

R= Resistencia de entrada

2R= Resistencia de retroalimentación

R_r = Resistencia de referencia

Q= Factor de calidad designado

Tabla III. Tabla de resultados de los filtros

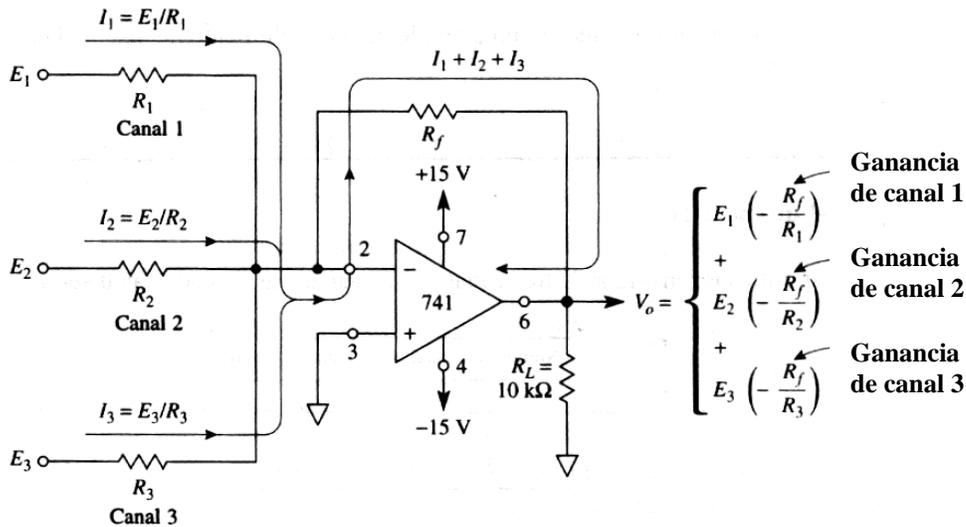
Frecuencias	Ancho de banda	Frecuencia superior	Frecuencia inferior	Resistencia de entrada	Resistencia de referencia	Resistencia de retroalimentación
250hz	50hz	276hz	226hz	212K Ω	4.3K Ω	8.6K Ω
500hz	100hz	552.5hz	452.5hz	106K Ω	2.1K Ω	212K Ω
1000hz	200hz	1105hz	905hz	53K Ω	1.1K Ω	106K Ω
2000hz	400hz	2210hz	1810hz	26.5K Ω	520 Ω	53K Ω
4000hz	800hz	4420hz	3620hz	13.25K Ω	260 Ω	26.5K Ω

4.3.3 Mezclador y amplificador de audio

Como se mencionó, el objetivo primordial de esta etapa es conjugar las seis señales procedentes de los filtros y el preamplificador, resaltando por medio del control de entrada las frecuencias más necesarias y viceversa, así como su respectiva amplificación para cumplir con la demanda de la audiometría.

En la figura 44 se aprecia un circuito básico de un amplificador multicanal, el cual puede actuar como mezclador amplificador de audio que reúne las características descritas.

Figura 44. Amplificador multicanal, con aplicación como mezclador amplificador de audio



Fuente: Coughlin Robert F, “Amplificadores operacionales y circuitos integrados lineales”, amplificador multicanal, p.55.

El mezclador amplificador a diseñar posee seis canales para cada una de las señales, cuya amplificación máxima es alrededor de los 70 dBASPL localizada en las frecuencias 1000hz y 2000hz, sin embargo, antes de calcular los valores del mezclador amplificador, es necesario tomar en cuenta las características funcionales del audífono, debido a la dependencia existente entre ambos.

Los datos más importantes del audífono se exponen en la tabla 1, en ellos resaltan la sensibilidad de 105dB SPL/mW y la impedancia de 16 ohmios, como se aprecia el audífono posee una alta sensibilidad, que se traduce a bajo consumo de potencia y poco vatiaje de amplificación, por lo que no se hace indispensable la creación de un amplificador de audio de gran potencia. Con el objetivo de obtener la demanda necesaria de potencia visualizada en la audiometría para cada una de las cinco frecuencias enmarcadas, se presenta la siguiente tabla de valores experimentales.

Aplicados al audífono seleccionado, obtenida de la utilización de un generador de señal, un radiorreceptor de bolsillo, un decibelímetro, un tester y un osciloscopio.

Tabla IV. Valores experimentales del audífono

Frecuencia (hertz)	Voltaje RMS (voltios)	Corriente I (mA)	Potencia sonora (dBA SPL)
250hz	0.14	0.30	36.4
500hz	0.21	0.5	51.8
1000hz	0.07	1.6	70
2000hz	0.07	1.13	70
4000hz	0.18	0.45	66
20-16000hz	0.07	4.22	64

Los cálculos se obtuvieron usando las siguientes ecuaciones, basándose en los datos experimentales de la tabla anterior.

$$I_n = E_n / R_n$$

$$A_n = R_f / R_n$$

Donde

I_n = Corriente por canal

A_n = Ganancia de voltaje por canal

E_n = Señal de entrada por canal

R_f = Resistencia de realimentación

R_n = Resistencia de entrada por canal

Nota:

Se le asignará el valor de 500 ohmios a la resistencia de realimentación R_f .

Tabla V. Recopilación de los datos del calculo de valores por canal del mezclador amplificador

Frecuencia en hertz	Resistencia de entrada en ohmios	Ganancia de voltaje A_n
250hz	471 Ω	1
500hz	420 Ω	2.2
1000hz	44 Ω	11.4
2000hz	62 Ω	8
4000hz	400 Ω	1.3
20-16000hz	168 Ω	2

4.4 Simulación

El programa empleado para la simulación, es el Workbench versión 5.12, por medio del cual es posible obtener resultados muy cercanos a la realidad, sin que sea necesaria la construcción de un circuito en forma física, esto debido a su gran variedad de herramientas que se presentan en ambiente Windows, proporcionando un fácil manejo y alto desempeño.

La simulación de cada una de las etapas del circuito, se basa en los resultados hallados en la sección 4.3, los cuales representan cada uno de los valores típicos de los dispositivos necesarios para el funcionamiento adecuado de la audioprótesis propuesta, y así obtener respuestas favorables, después de realizar cada una de las pruebas.

El procedimiento utilizado en la simulación, consiste en:

- Esquematizar el circuito a prueba
- Asignar los valores calculados a cada dispositivo
- Colocar fuente de alimentación
- Conectar instrumentos de medición
- Simular el circuito
- Comprobar resultados

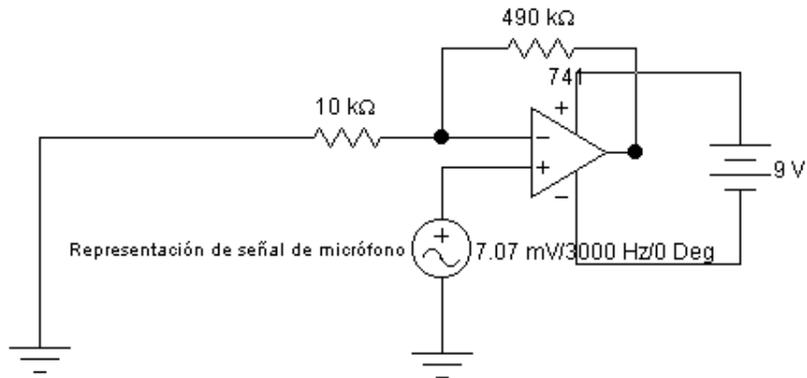
Los postulados anteriores son generales para todo el procedimiento de simulación, a menos que se indique lo contrario.

4.4.1 Preamplificador de micrófono

La señal de micrófono en el circuito preamplificador, se ha sustituido por una fuente de voltaje alterno con $7.07\text{mV}_{\text{RMS}}$ y frecuencia de 4000hz , los valores asignados están basados en las características de señal descritos en la sección anterior, debido a que el programa carece de este dispositivo en sus herramientas.

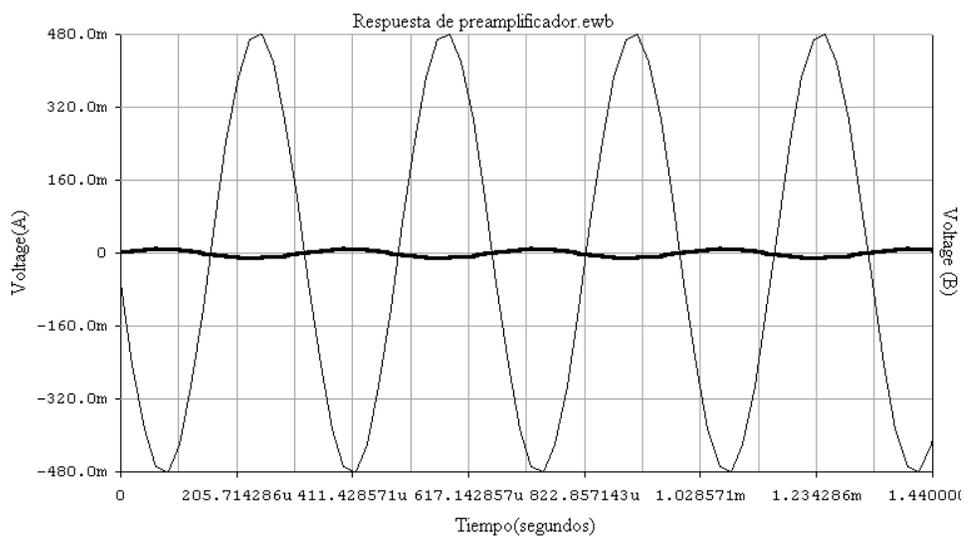
Con el uso de los dos canales del osciloscopio del programa se obtiene la señal de salida del preamplificador, con un ajuste de voltaje de $500\text{mV}/\text{div}$ y $0.50\text{ms}/\text{div}$ en el tiempo, y así se corrobora la ganancia de voltaje calculada.

Figura 45. Topología del preamplificador



El voltaje de entrada y salida, se compara en el siguiente gráfico, obtenido al conectar el voltaje de entrada en el canal A y el voltaje de salida en el canal B.

Figura 46. Comparación de señal de entrada y salida del preamplificador



La señal de entrada en el preamplificador es de 10mV_{pk} ($7.07\text{mV}_{\text{RMS}}$) como máximo y se muestra en el canal A, mientras que en el canal B se observa una señal amplificada en un factor de 50 desfasada 180° de tonalidad más clara que representa la salida con un valor de 500mV .

Con estos resultados se puede decir que la simulación para esta etapa cumple con los requerimientos establecidos en la sección 4.3.1.

4.4.2 Filtros

Las pruebas de simulación se realizan en cada filtro, de esta forma es posible determinar la frecuencia de corte superior e inferior en cada caso y formular una comparación entre los valores calculados previamente y los obtenidos mediante dicho proceso.

Las lecturas comparativas de señal se llevan a cabo en dos etapas. En el canal A se visualiza la señal de entrada representada por la frecuencia de corte inferior del filtro y en el canal B la atenuación de la misma, la segunda etapa es igual, pero esta vez se aplica el valor de la frecuencia de corte superior, con este análisis se puede observar si el filtro trabaja en forma correcta.

Lo único que varía en las pruebas, es la frecuencia de resonancia, ya que los valores de atenuación siempre están alrededor de esta.

La señal de entrada de los filtros es producida por una fuente de voltaje alterno, que representa el voltaje de salida del preamplificador, en la tabla VI se exponen estos valores en conjunción con las frecuencias de corte inferior y

superior obtenidas en la sección 4.3.2 para cada filtro, así también su respectiva calibración de osciloscopio en Voltios/div y Tiempo/div.

Tabla VI. Valores calculados para la simulación

Frecuencia en hertz	Señal de entrada en milivoltios pico	Frecuencia de corte inferior F_L	Frecuencia de corte superior F_h	Calibración osciloscopio milivoltios/div	Calibración osciloscopio milisegundos/div
250hz	200	226	276	200	2
500hz	300	452	552	500	2
1000hz	100	905	1105	100	1
2000hz	100	1810	2210	100	0.5
4000hz	250	3620	4420	200	0.2

La calibración de osciloscopio, en tiempo/div varía según la frecuencia que se esté analizando, es por ello que para cada uno de los casos se observa una variante, lo mismo ocurre en el voltaje/div, la amplitud de voltaje varía según los valores obtenidos en cálculos anteriores.

En las siguientes secciones se muestra la topología circuital de cada filtro con sus respectivos valores calculados, también los gráficos de osciloscopio que comprueban su adecuado funcionamiento.

4.4.2.1 Filtro de 250hz

Figura 47. Filtro pasa banda de 250hz

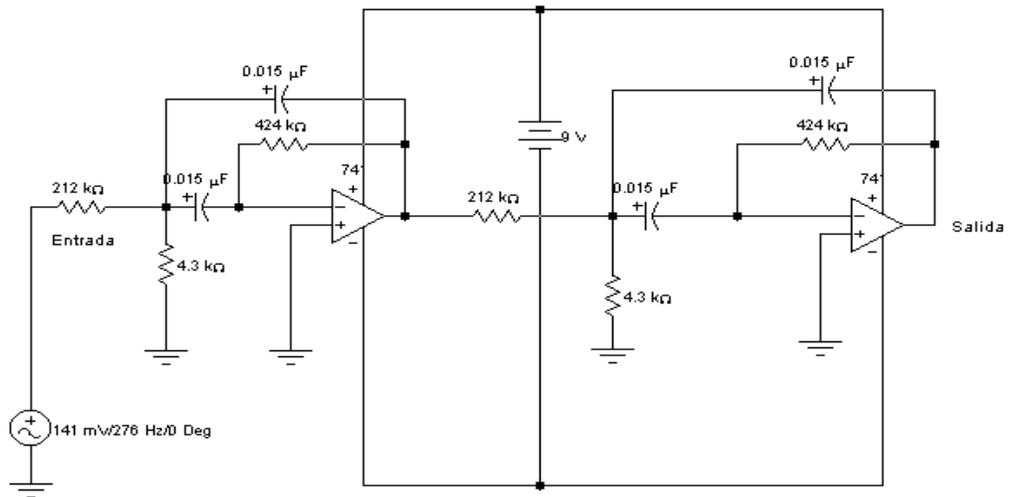


Figura 48. Comparación de señales de entrada y salida del filtro

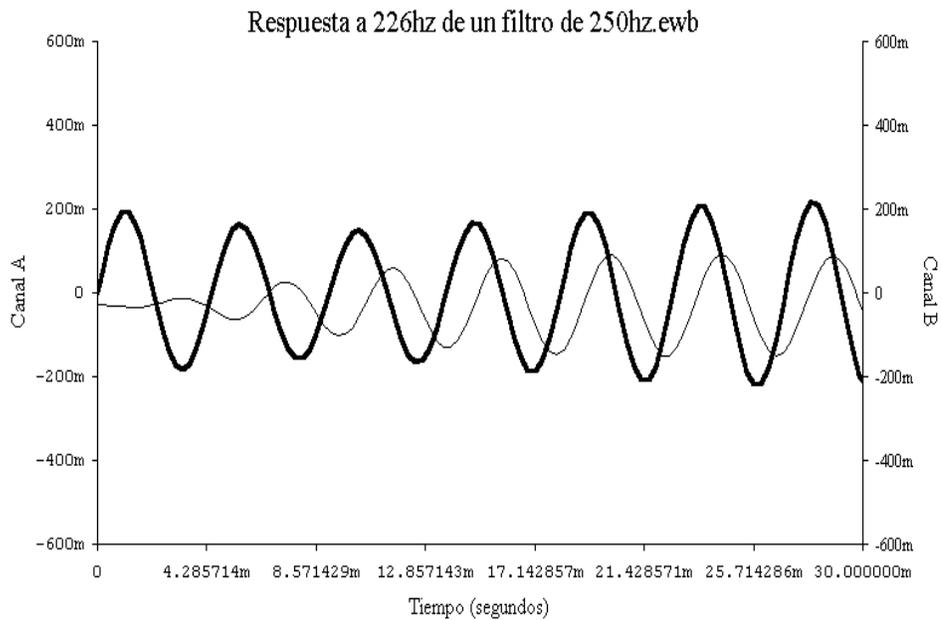
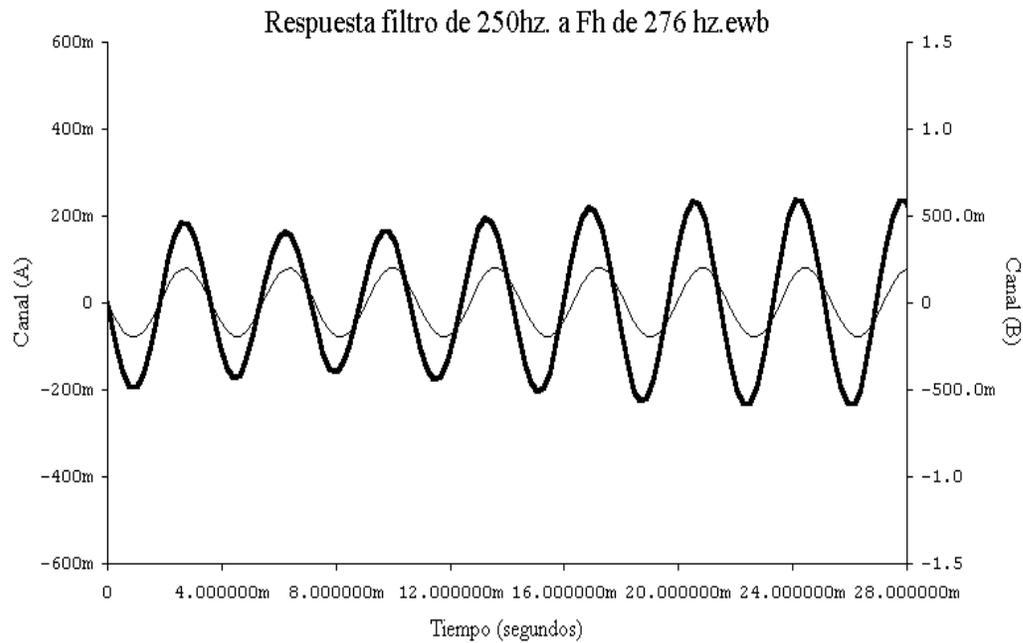


Figura 49. Comparación de señales de entrada y salida del filtro



4.4.2.2 Filtro de 500hz

Figura 50. Filtro pasa banda de 500hz

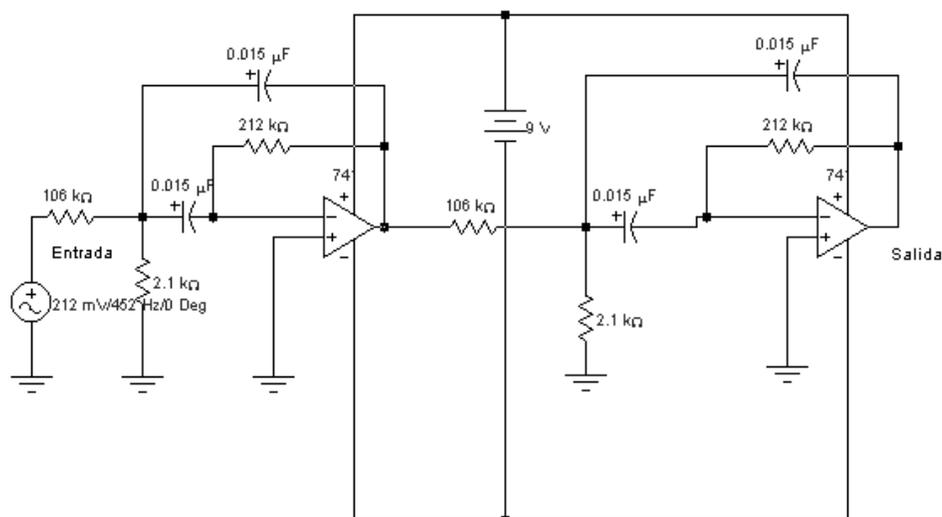


Figura 51. Comparación de señales de entrada y salida del filtro

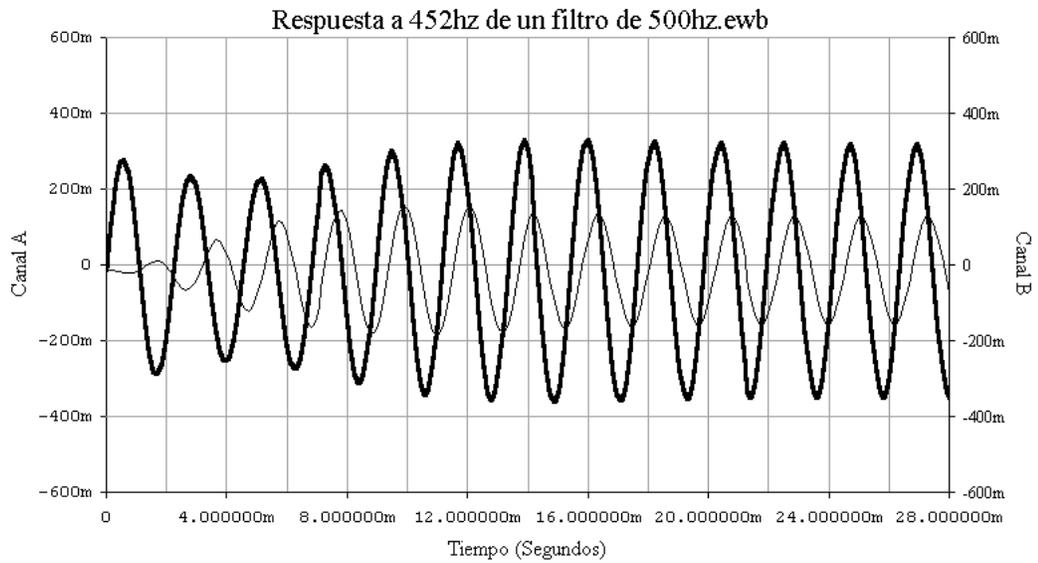
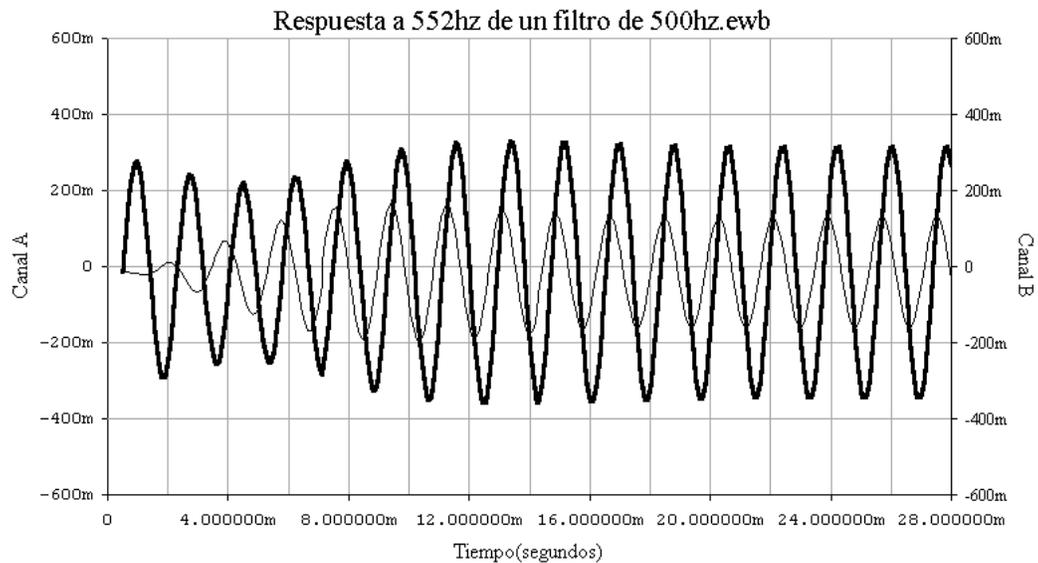


Figura 52. Comparación de señales de entrada y salida del filtro



4.4.2.3 Filtro de 1000hz

Figura 53. Filtro pasa banda de 1000hz

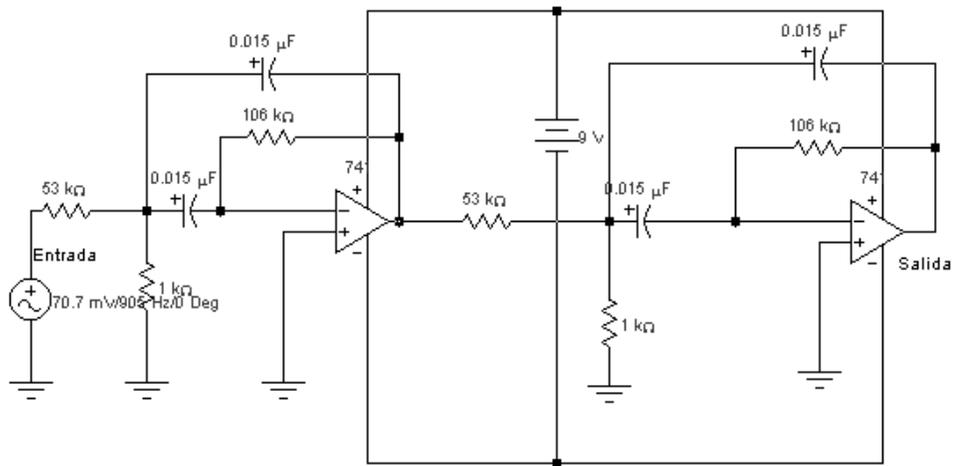


Figura 54. Comparación de señales de entrada y salida del filtro

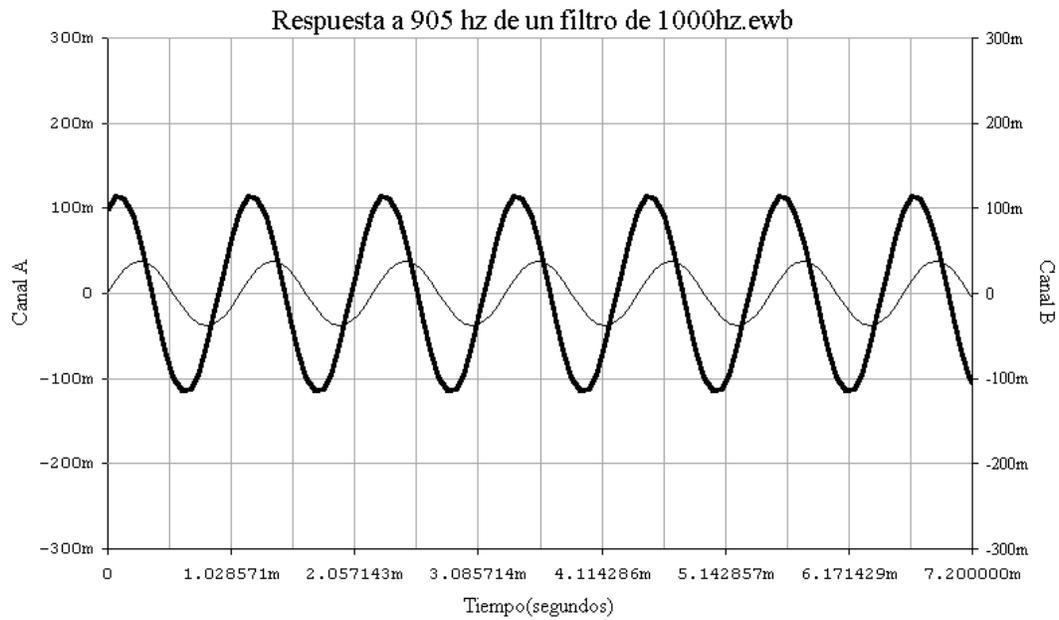
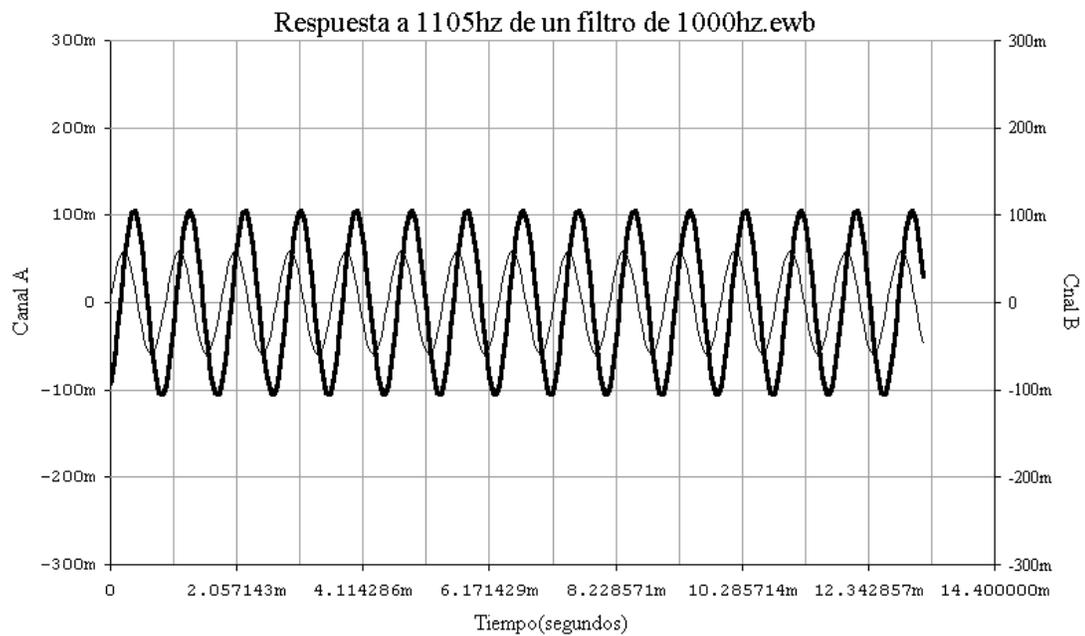


Figura 55. Comparación de señales de entrada y salida del filtro



4.4.2.4 Filtro de 2000hz

Figura 56. Filtro pasa banda de 2000hz

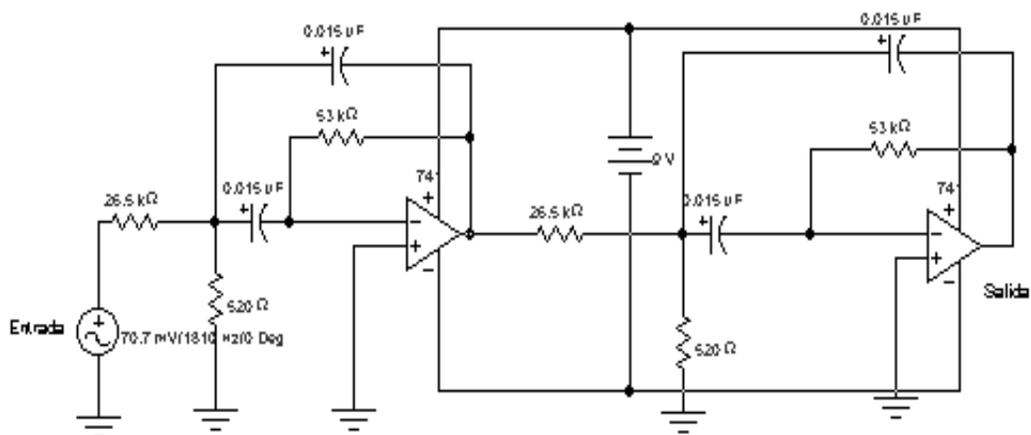


Figura 57. Comparación de señales de entrada y salida del filtro

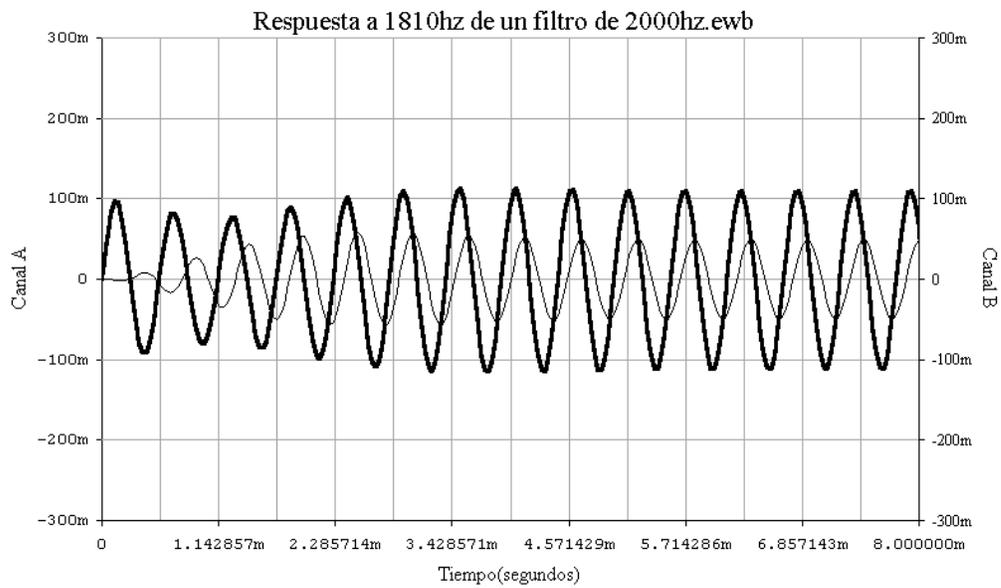
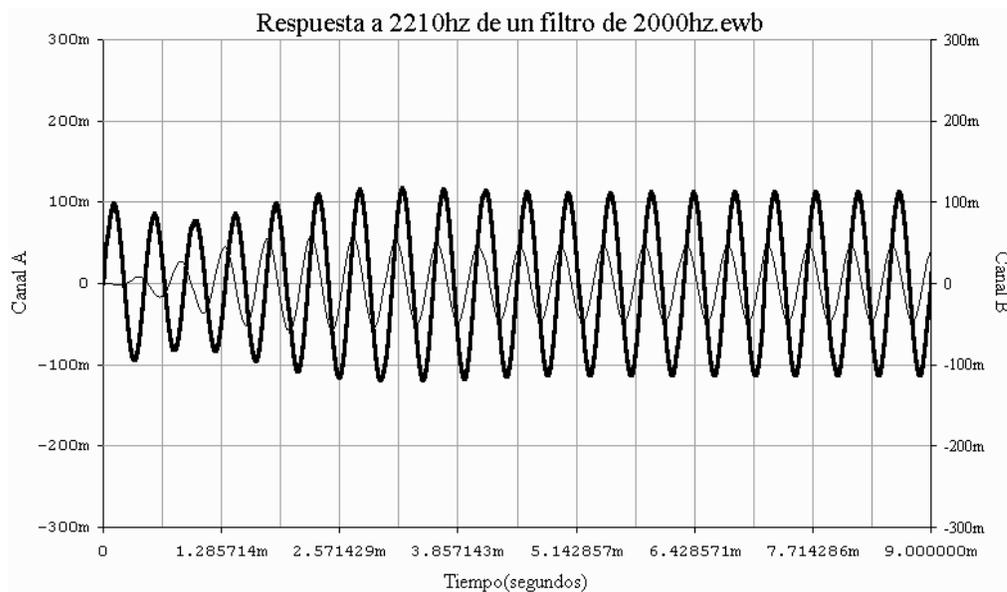


Figura 58. Comparación de señales de entrada y salida del filtro



4.4.2.5 Filtro de 4000hz

Figura 59. Filtro pasa banda de 4000hz

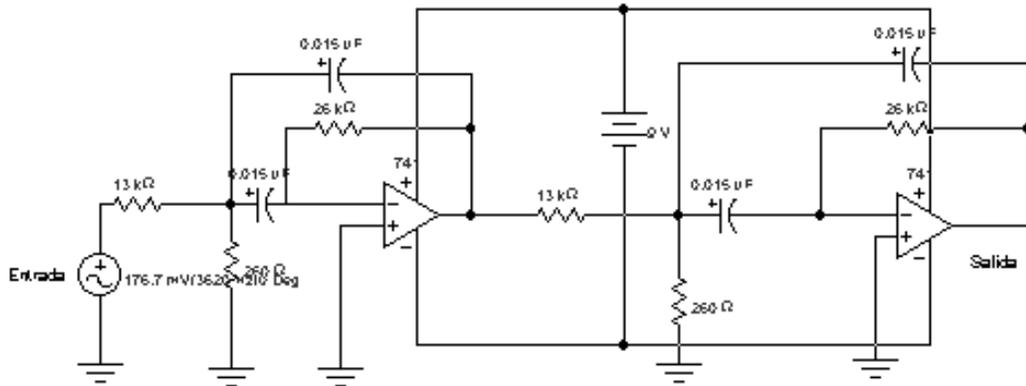


Figura 60. Comparación de señales de entrada y salida del filtro

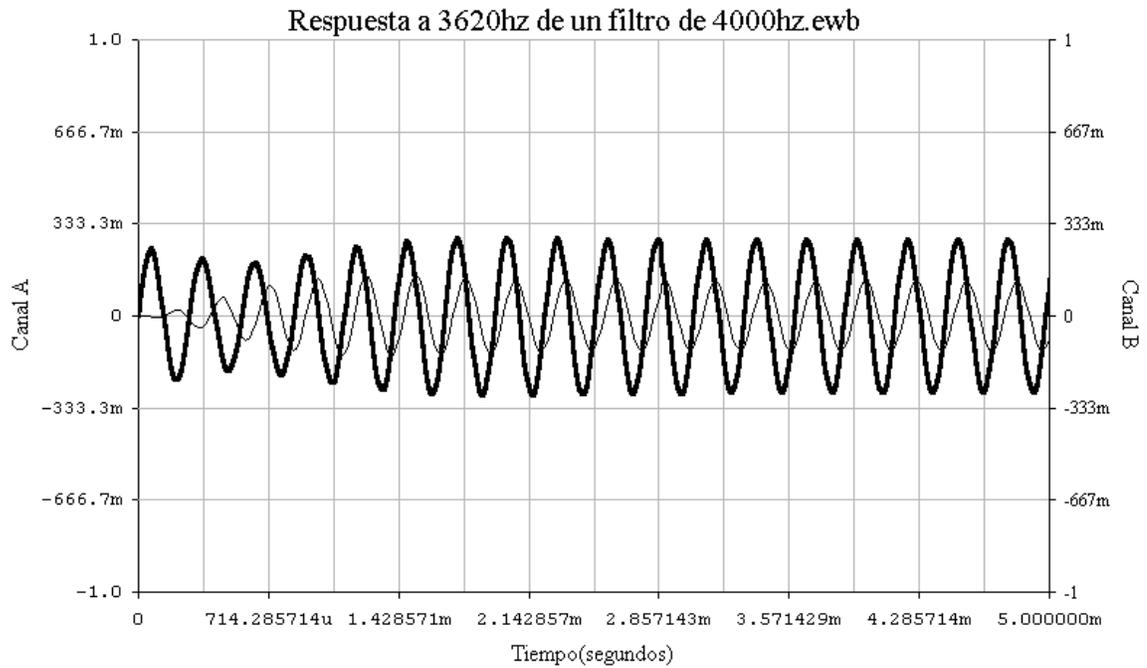
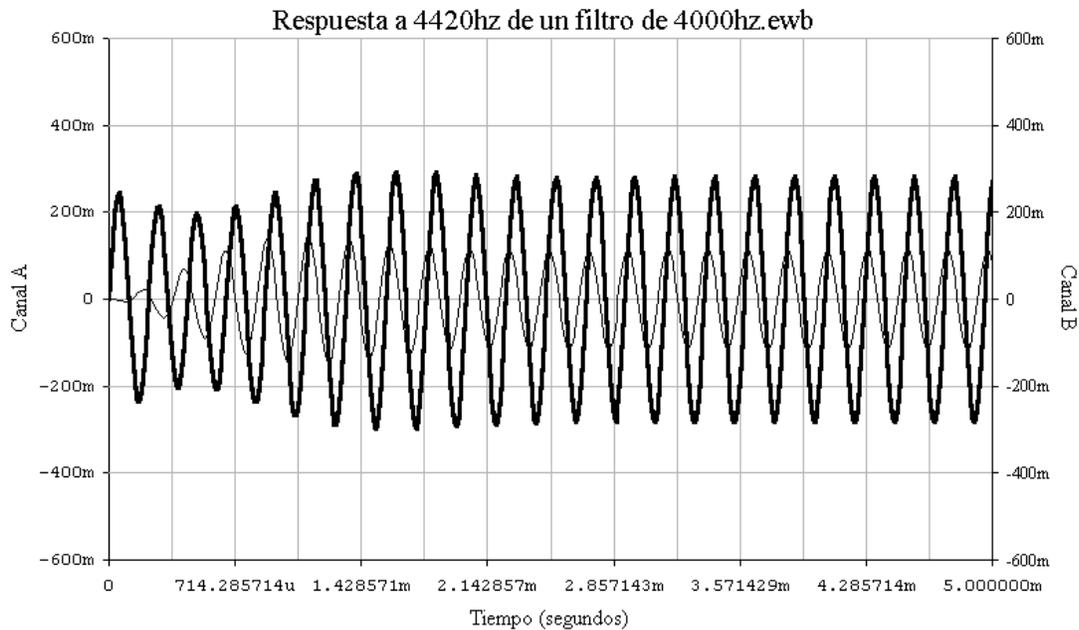


Figura 61. Comparación de señales de entrada y salida del filtro



En la siguiente tabla se muestran los resultados obtenidos tras la simulación.

Tabla VII. Recopilación de valores obtenidos en la simulación

Frecuencia de resonancia (hertz)	Amplitud de señal de entrada (mV)	Amplitud de señal de salida (mV) con frecuencia de corte inferior	Amplitud de señal de salida (mV) con frecuencia de corte superior	Atenuación (decibeles) para frecuencias de corte inferior y superior
250hz	200	100	100	3
500hz	300	148	155	2.8
1000hz	100	48	50	3
2000hz	100	48	52	3
4000hz	250	120	125	3.1

4.4.3 Mezclador Amplificador

Tabla VIII. Tabla de valores aplicados a los seis canales

Número de canal	Frecuencia (hertz)	Amplitud de voltaje de entrada (mV_{pk})
1	250	200
2	500	300
3	1000	100
4	2000	100
5	4000	250
6	7990	141

En cada uno de los seis canales se aplican señales producidas por fuentes de voltaje alterno con determinadas frecuencias y amplitudes, que representan la salida de los cinco filtros y la señal procedente del preamplificador. En la tabla VIII se exponen los valores a utilizar.

El siguiente procedimiento muestra la topología del circuito con valores calculados en la sección 4.3.3 y su respectivo gráfico de osciloscopio que presenta el comportamiento durante la simulación. El osciloscopio posee una calibración de 2 voltios/div y 1 milisegundo/div.

Figura 62. Mezclador amplificador de audio de seis canales

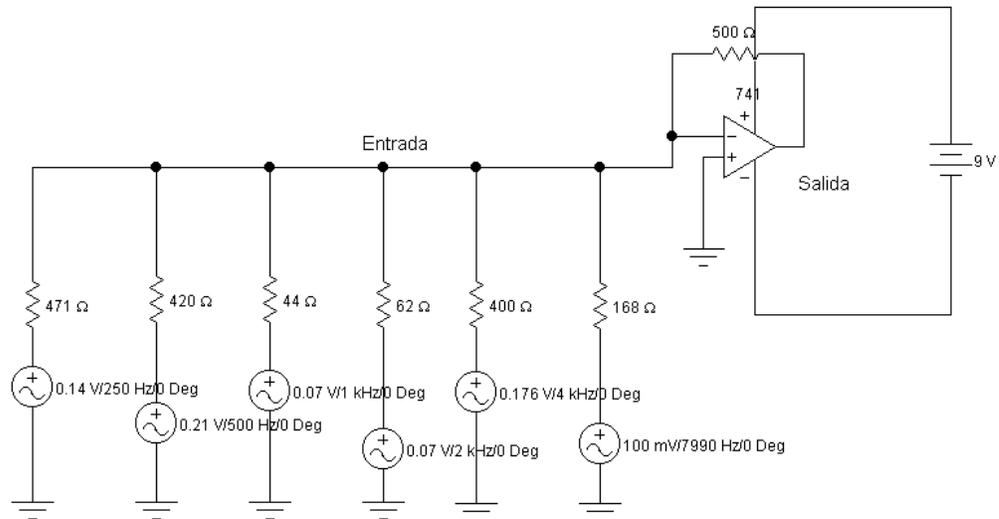
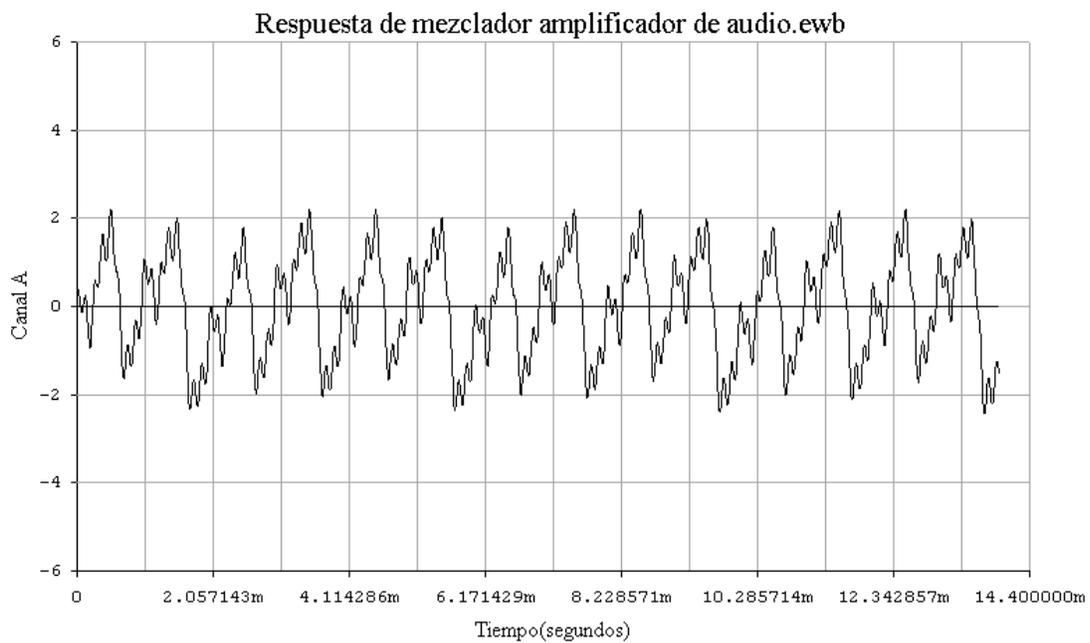


Figura 63. Señal de salida del mezclador amplificador



Como se puede observar, la salida del mezclador amplificador conjuga las seis señales en una sola resaltando las frecuencias de mayor amplitud, de esta manera se obtiene una respuesta adecuada a la demanda de potencia y frecuencia planteada en la audiometría del oído izquierdo analizada en el capítulo 3, es de aclarar que los valores de voltaje visualizados en la figura 63, han sido previamente obtenidos en forma experimental en la sección 4.3.3, por lo que el nivel de presión sonora en dBA (SPLdBA) en la salida del audífono es el necesario para cada una de las frecuencias, y cubre la deficiencia auditiva del paciente en forma correcta y precisa.

4.5 Topología del circuito

Figura 64. Topología general de al audioprótesis

Mezclador

4.6 Cuantificación y presupuesto

La cantidad de elementos que posee la audioprótesis de bolsillo propuesta se presenta en la siguiente lista.

- 20 capacitor electrolítico de 0.015 μ f para 16voltios
- 11 potenciómetros miniatura de precisión de 500K Ω
- 10 potenciómetros miniatura de precisión de 100K Ω
- 7 potenciómetros miniatura de precisión de 500 Ω
- 2 potenciómetros miniatura de precisión de 10K Ω
- 2 Resistencias de 2.1K Ω de 1/8 de watt
- 2 Resistencias de 1.1K Ω de 1/8 de watt
- 2 Resistencias de 520 Ω de 1/8 de watt
- 2 Resistencias de 260 Ω de 1/8 de watt
- 1 Resistencia de 10K Ω de 1/8 de watt
- 3 Amplificadores operacionales ECG 997
- 1 Audífono Shure modelo E2c de 105dB SPL/mW y 16ohmios de impedancia
- 1 Micrófono miniatura con características de un autec DM-567
- 1 Microswitch on-off

Varios

Placa de circuito impreso, estaño, ácido ferroso, prestape, 4 pilas de lithio modelo CR225, cableado, caja plastica.

En la siguiente tabla se presenta el precio por unidad y su cantidad total.

Tabla IX. Precio en dólares con equivalente en quetzales de los elementos utilizados

No	Descripción	Precio por unidad (quetzales)	Total (quetzales)	Total en dólares
20	capacitor electrolítico de 0.015 μ f para 16voltios	2.25	45	5.66
11	potenciómetros miniatura de precisión de 500K Ω	4.85	53.35	6.70
10	potenciómetros miniatura de precisión de 100K Ω	4.85	48.50	6.09
7	potenciómetros miniatura de precisión de 500 Ω	3.25	22.75	2.85
2	potenciómetros miniatura de precisión de 10K Ω	3.25	6.50	0.82
2	Resistencias de 2.1K Ω de 1/8 de watt	0.75	1.50	0.18
2	Resistencias de 1.1K Ω de 1/8 de watt	0.75	1.50	0.18
2	Resistencias de 520 Ω de 1/8 de watt	0.75	1.50	0.18
2	Resistencias de 260 Ω de 1/8 de watt	0.75	1.50	0.18
1	Resistencia de 10K Ω de 1/8 de watt	1.00	1.00	0.13
3	Amplificadores operacionales ECG 997	10.35	31.05	3.90
1	Audífono Shure modelo E2c de 105dB SPL/mW y 16ohmios de impedancia	55.00	55.00	6.90
1	Micrófono miniatura con características de un autec DM-567	50.00	50.00	7.24
1	Microswitch on-off	3.25	3.25	0.40
1	Varios	75.00	75.00	9.42
63	Total		397.40	50.83

Fuente: Precios obtenidos en electrónica "CEF y MART", el 7 de julio del 2004, con tasa de cambio de Q.7.96 por \$ 1.00.

CONCLUSIONES

1. Los resultados obtenidos mediante la simulación y datos experimentales, demuestran que el circuito cumple con las especificaciones necesarias para la corrección de una hipoacusia neural moderada presentada por el paciente en estudio.
2. Debido a la utilización de cinco filtros pasa banda con una línea directa del preamplificador, es posible obtener una salida de sonido con adecuada fidelidad, resaltando los puntos críticos de deficiencia auditiva en cada frecuencia y dejando todo el ancho de banda audible de fondo.
3. La adaptabilidad de la audioprótesis al comportamiento logarítmico del oído se logra a través del control de ganancia de cada uno de los canales, evitando así el deterioro auditivo.
4. Es posible corregir una hipoacusia neural moderada, en un alto porcentaje si la audioprótesis se diseña tomando como referencia la audiometría presentada por el paciente.

RECOMENDACIONES

1. Se recomienda continuidad a este tipo de estudios, ya que la pérdida auditiva por diversas causas se puede corregir en forma eficiente por medio de audioprótesis.
2. Para disminuir la posibilidad de deterioro auditivo a causa de audioprótesis lineales, debe tomarse en consideración el comportamiento logarítmico del oído.
3. Es recomendable tomar en cuenta el tipo de sordera que presenta el paciente, puesto que en algunos casos una audioprótesis de este tipo será de poca ayuda.
4. La utilización de un micrófono y un audífono de alta sensibilidad en el diseño propuesto, contribuirá a la reducción de consumo de potencia en el mismo.
5. Para la máxima adaptabilidad anatómica se recomienda el uso de audífonos del tipo antropométrico, así disminuirá el riesgo de contaminación acústica en el canal auditivo.

BIBLIOGRAFÍA

1. Boylestad, Robert, **Análisis introductorio de circuitos**. Editorial Prentice Hall. 8ª Edición. México, 1998.
2. Coughlin, Robert y Driscoll, Frederick, **Amplificadores operacionales y circuitos integrados lineales**. Editorial Prentice Hall. 3ª Edición. México 1998. 518pp.
3. Dorf, Richard, **Circuitos Eléctricos Introducción al análisis y diseño**. Editorial Alfa omega. 2ª Edición. México, 1995. 1124pp.
4. Grob, Bernard, **Televisión y Audiovideo**. Editorial Alfa omega. Edición original. Colombia, 1990. 453pp.
5. Dr. Guyton, Arthur C., **Tratado de Fisiología Médica**. Editorial McGraw Hill. 8ª Edición. México, 1992. 1057pp.
6. Hoyos, Pilar, **Los secretos del sonido**. Editorial Televisa México. No.2. México 2004.
7. Malvino, Albert, **Principios de Electrónica**. Editorial McGraw Hill. 5ª Edición. México, 1997. 1048pp.
8. Milman, Jacob y HALKIAS, Cristos, **Electronica Integrada**. Editorial Hispano Europea. Edición Unica. España, 1992. 920pp.
9. O'rahilly ,Ronan, M.D., **Anatomia**. Editorial McGraw Hill. 5ª. México, 1989. 927pp.
10. Resnick, Robert y HALLIDAY, David, **Física Volumen 1**. Editorial CECOSA. 4ª Edición. México, 1997. 658pp.
11. Rose, Robert, **Propiedades Electrónicas**. Editorial Limusa. 1ª Edición. México, 1987. 298pp.

12. Serway, RAYMOND, **Física tomo 1**, Editorial McGraw Hill. 2ª Edición. México, 1993. 637pp.
13. Testut, L y LaTarjet, A, **Tratado de Anatomía Humana**. Salvat Editores. 9ª. Barcelona –Madrid-Buenos Aires-Mexico, 1951. 746pp.
14. w.w.w. Auditio.com
15. w.w.w. Autech.com
16. w.w.w. hear-it/audifonos.com
17. w.w.w. pcpsaudio.com/pcpfiles/doc_altavoces/doc_altavoces.html
18. w.w.w. personal.redestb.es/azpiroz/acusticap.html
19. w.w.w. spanish.hear-it.org/forside.dsp?area=33
20. w.w.w. video.computer.com/microfonos.htm
21. Entrevista a: Mejía Melvin, Audioprotesista, departamento de otología Comité Prociegos y Sordos de Guatemala, 2004
22. Consulta de audiometrías, departamento de otología Comité Prociegos y sordos de Guatemala, 2004.
23. Consulta de audiometrías, Unidad de otorrino, Multimédica, Guatemala 2004.