

UNIVERSIDAD AUTONOMA METROPOLITANA  
✓ DIVISION DE CIENCIAS BASICAS E INGENIERIA

✓ DISEÑO Y EVALUACION DE UNA AYUDA  
AUDITIVA TIPO CAJA NORMALIZADA

T E S I S

que para obtener el título de

✓ MAESTRO EN INGENIERIA BIOMEDICA

P R E S E N T A

✓ JUAN MANUEL CORNEJO CRUZ

✓ DIRECTOR DE TESIS: M. en C. MIGUEL CADENA MENDEZ.

SINODALES:

M. en C. MIGUEL CADENA MENDEZ

M. en C. CAUPOLICAN MUNOZ GAMBOA

M. en I. JOEL JIMENEZ CRUZ

✓ MEXICO, D.F., DICIEMBRE DE 1990 ✓

---

## A G R A D E C I M I E N T O S

El autor reconoce su profunda deuda con los trabajos del profesor Berdichewvsky.

Mi gratitud y reconocimiento a:

Ma. del Pilar Granados.

Al M. en C. Miguel Cadena M., asesor de esta tesis, por su guía paciente y entusiasta a lo largo de todo este trabajo. Sin cuya participación la motivación y realización del mismo no hubieran sido posibles.

Al apoyo y colaboración de la Ing. Alicia Caballero.

A las instancias del Departamento de Ingeniería Eléctrica y Área de Ingeniería Biomédica de la Universidad Autónoma Metropolitana-Iztapalapa por las facilidades prestadas a mi persona, así como por el procurar los recursos económicos necesarios para la realización del proyecto.

A la Dra. Martha Rosete, jefa del Servicio de Audiología y Foniatria del Hospital Infantil de México, por su gestión ante las autoridades del HIM, para financiar la compra de componentes electrónicas necesarias para la construcción de veinte réplicas del prototipo que serán utilizadas por igual número de pacientes de su servicio.

A todos aquellos que en algún momento prestaron sus buenos oficios para los fines de este trabajo.

DICIEMBRE DE 1990.

El presente trabajo de tesis fue posible debido al apoyo prestado por el Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología a través de una beca para estudios de maestría otorgada a mi persona.

## INDICE

I.- Introduccion .....	1
II.- Antecedentes	
II.1.- Evolucion de las Ayudas Auditivas .....	3
II.2.- Qué es técnicamente una Ayuda Auditiva .....	6
II.3.- Características Electroacústicas de una Ayuda Auditiva .....	13
II.3.1.- Ganancia Acústica .....	15
II.3.2.- Nivel de Saturación de Presión Sonora de 90 dB (SSPL-90).....	16
II.3.3.- Nivel Promedio de Saturación de Presión Sonora de Frecuencias Altas (HFA-SSPL90) .....	17
II.3.4.- Ganancia de Referencia de Prueba (Reference Test Gain) .....	18
II.3.5.- Curva de Respuesta en Frecuencia ..	18
II.3.6.- Distorsión Armónica Total .....	19
II.3.7.- Nivel Equivalente de Ruido de Entrada .....	21
II.3.8.- Corriente de Bateria .....	21
II.4.- Instrumentación para la medición de las características electroacústicas de una A.A. ....	22
II.5.- Experiencia previa en el diseño de Ayudas Auditivas en México ..	26
III.- Diseño de una Ayuda Auditiva tipo caja normalizada.	
III.1.- Consideraciones para el diseño .....	34
III.2.- Modo de Operación .....	38

III.3.- Descripción de las Etapas	
III.3.1.- Etapa de Salida .....	40
III.3.2.- Etapa de Preamplificación .....	41
III.3.3.- Control de Tono .....	42
III.4.- Lista de Partes .....	44
IV.- Evaluación .....	45
IV.1.- Características Electroacústicas .....	45
IV.2.- Comparación de características del prototipo vs. características de A.A.s comerciales.....	49
IV.3.- Relación de Costos .....	50
V.- Discusión y Conclusiones .....	54

#### Apéndices

##### Apéndice A

A.1.- El oído .....	58
A.2.- Clasificación de los problemas auditivos .....	61
A.3.- Clasificación de la Hipoacusia mediante el Audiograma .....	66
A.4.- Producción de Voz y Lenguaje .....	69
A.5.- La población Hipoacúsica .....	71

##### Apéndice B

B.1.- Clasificación de las A.A. de acuerdo al fabricante .....	73
---	----

Apêndice C

C.1.- Hojas técnicas de micrófono, receptor  
y amplificadores.....79

Apêndice D

Condensado de Pruebas según ANSI S3.22-1976,1983  
Tabla D. 1.....92  
Tabla D. 2 .....94  
D. 1.- Ejemplos ilustrativos de A.A.s comerciales .....95  
Referencias.....103

## I.- Introducción

En nuestro país desde el año de 1982 se han realizado, en diferentes instituciones, trabajos para el diseño y fabricación de ayudas auditivas (A.A). Sin embargo, a pesar de la buena voluntad de estos empeños, no han rendido los resultados que permitan pasar del diseño de laboratorio a una pequeña línea de producción. La mayoría de estos trabajos parecen iniciar desde cero, es decir, sin tomar en consideración experiencias previas, de ahí que hayan repetido algunos errores y los logros alcanzados sean escasos. Un problema común que se observa en la mayoría de estos trabajos es la dificultad que han tenido para conceptualizar lo que debe entenderse por una ayuda auditiva y diferenciarla claramente de un "amplificador de audio" de tamaño reducido. Probablemente esta conceptualización se debió en parte a la carencia de sistemas de evaluación electroacústica para A.A.s y por la falta de homogeneidad en los criterios clínicos e ingenieriles en la definición de las necesidades a resolver. Como un ejemplo de estos criterios, se observa que existe una tendencia a subestimar la calidad de los componentes electrónicos para la fabricación de ayudas auditivas. Tal vez, esta situación se generó por el deseo de reducir los costos de fabricación y sin ponderar que una A.A. que se diseña bajo estos criterios está condenada a no cumplir

normas de calidad y sobre todo condiciones de seguridad para el paciente. En particular es notable que el trabajo realizado por Berdichevsky (5)<sup>\*</sup> en 1982 no sea del conocimiento de otros autores.

Es precisamente en este trabajo donde por primera vez en México se explora la consecución de componentes profesionales para la fabricación de una A.A. y se consultan las normas internacionales que definen las características de desempeño de las mismas.

El objetivo fundamental de este trabajo es, además de continuar con la idea de utilizar en el diseño de A.A. componentes de la más alta tecnología, demostrar que es posible superar el problema de costos, al mismo tiempo que se puede garantizar características electroacústicas comparables a las A.A.s comerciales. Primero para la necesidad inmediata de A.A. tipo caja y de forma posterior para A.A.s tipo curveta.

(\*) Los números entre paréntesis denotan referencias.



## II.- Antecedentes.

### II.1.- Evolución de las Ayudas Auditivas.

Desde la aparición de la primera ayuda auditiva ( A.A. ) electrónica en los años treinta ( 24 ) , la meta que han buscado cumplir todos los esfuerzos encaminados al diseño de A.A.s es la de una amplificación idónea y un manejo conveniente de la curva de respuesta en frecuencia, además de un continuo proceso de miniaturización.

Los esfuerzos han pasado de los diseños voluminosos del tipo caja, a las A.A.s incorporadas en gafas y de ahí a los que se utilizan detrás de la oreja o "curvetas". Posteriormente a los del tipo "todo en el oído" y finalmente a los del tipo intracanal. Esto por lo que respecta a las A.A.s que hacen un procesamiento analógico de la señal acústica, sin mencionar las del tipo digital de más reciente aparición ( 18 ).

Esto ha sido posible debido, en gran parte, al grado de perfeccionamiento alcanzado en el diseño y fabricación de todos los componentes electrónicos de A.A.s y a un mejor conocimiento y estandarización de los aspectos a considerar en el desempeño electroacústico de las mismas.

En un intento por ilustrar parcialmente este proceso de evolución se citan a continuación algunos de los cambios experimentados por componentes fundamentales involucrados en la fabricación de una A.A.

Desde el inicio y por muchos años se utilizó un micrófono de tipo magnético, con sus ventajas y limitantes que afectaban el comportamiento global del sistema A.A. Sus principales inconvenientes eran su fragilidad, estrecho ancho de banda, y su susceptibilidad a dañarse por golpes, ambientes húmedos y cambios de temperatura. Con posterioridad a este micrófono magnético se introduce, en los años sesentas, el uso de uno del tipo cerámico. Pero no fue sino hasta la introducción del micrófono del tipo electret (19) que todos los problemas asociados al micrófono se pudieron superar. Los micrófonos electret son durables, poseen un amplio ancho de banda, y son resistentes a los ambientes húmedos, cambios de temperatura y golpes.

Paralelamente al desarrollo del micrófono se han realizado avances para el receptor y los microcircuitos amplificadores. De tal manera que hoy día el ancho de banda en el que operan cada uno de estos tres elementos básicos en el diseño de una A.A. es de 100 a 10,000 Hz.

Por otra parte también se han conseguido logros importantes en la miniaturización de las componentes pasivas ( resistencias y capacitores ) así como en los controles ( potenciómetros y "trimmers" -controles de capacitancia variable- ) que permiten ajustar el funcionamiento de una A.A. Si bien estos avances no impactan de manera directa el desempeño de una A.A. si implica factores de uso muy importantes, al permitir ofrecer al usuario un producto que le sea más fácil de aceptar en términos de confiabilidad, facilidad de uso y apariencia estética.

Todos estos logros en la fabricación de las componentes que conforman una A.A. no sólo han conseguido abatir su tamaño físico, sino también han permitido alcanzar un desempeño mucho más eficiente y garantizable en períodos más largos de uso (35).



Figura II.1.- Diferentes tipos de Ayudas Auditivas disponibles hoy día.

Actualmente los fabricantes más importantes clasifican una A.A. de dos maneras, por su tamaño físico y por su nivel de amplificación. En el primer caso se denominan retroauriculares (curvetas), intrauriculares, del tipo caja (body worn) y gafas. En un segundo caso, se designa como adecuada a un problema de hipoacusia media, moderada, severa o profunda, véase el apéndice B.

## II.2.- Qué es técnicamente una Ayuda Auditiva?

Considerando que una A.A. está pensada para que el paciente hipoacúsico pueda escuchar voz, su ancho de banda se encuentra definido de 100 a 10,000 Hz como máximo, y en términos prácticos, la mayoría de las A.A.s actualmente en uso tienen un ancho de banda que no excede el intervalo de 100 a 5,000 Hz.

Básicamente es un sistema de amplificación acústica miniaturizado. Los sonidos que llegan al micrófono ( transductor de entrada ) se amplifican selectivamente, se transmiten a una bocina miniatura (transductor de salida ) y luego, vía un pequeño tubo y molde de plástico se conducen hacia el canal auditivo externo del paciente.

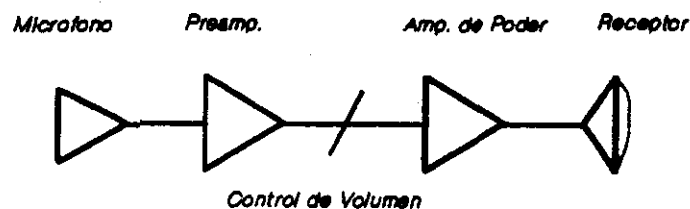


Figura II.2.- Diseño básico de un auxiliar auditivo de amplificación lineal.

Son dos las características más importantes que definen el funcionamiento y aplicación de una A.A. a saber: respuesta en frecuencia y tipo de amplificación. La respuesta en frecuencia de una A.A. se puede manejar, para compensar la respuesta en frecuencia de un oído dañado, de alguna forma mediante el uso de un control de tono externo, tubos, cavidades, materiales acústicos, etc. Además de que, algunas A.A.s también emplean controles internos finos para variar, dentro de cierto intervalo, su respuesta en frecuencia característica.

Es importante notar que la respuesta en frecuencia de una A.A. se encuentra determinada principalmente por la respuesta en frecuencia del micrófono y del receptor y que el número y función de los controles de ajuste varían y dependen del rango de aplicación de cada tipo de A.A.

*Intervalo*

En cuanto al tipo de amplificación, históricamente se pueden observar dos formas: amplificación lineal y amplificación por compresión.

En el diseño de las primeras A.A.s se utilizó amplificación lineal. Es decir se tiene una relación uno a uno entre las variaciones de amplitud de la señal acústica de entrada y los cambios en la potencia acústica de salida.

En este modelo, la amplificación que se aplica a la señal de entrada es constante, y sólomente varía conforme el usuario ajusta el control de volumen. Obsérvese que en este caso no es posible controlar el nivel de amplificación como función de la señal de entrada, lo que significa un gran inconveniente en ciertos tipos de padecimientos ( v.gr. reclutamiento ), debido a que el usuario puede sufrir un estrechamiento de su intervalo de audición, donde por un lado tenga umbrales mínimos alterados ( véase tablas III y IV del apéndice A ) y por otro lado su umbral al dolor se alcance más rápidamente, en un esquema de amplificación lineal. Por otra parte, se sabe que la potencia máxima de salida (MPO) de cualquier A.A. no debe exceder el nivel de incomodidad del usuario (loudness discomfort level LDL ) ni alcanzar niveles que puedan dañar su audición residual. Para lograr ésto, posteriormente, algunas A.A.s incorporan en su diseño un

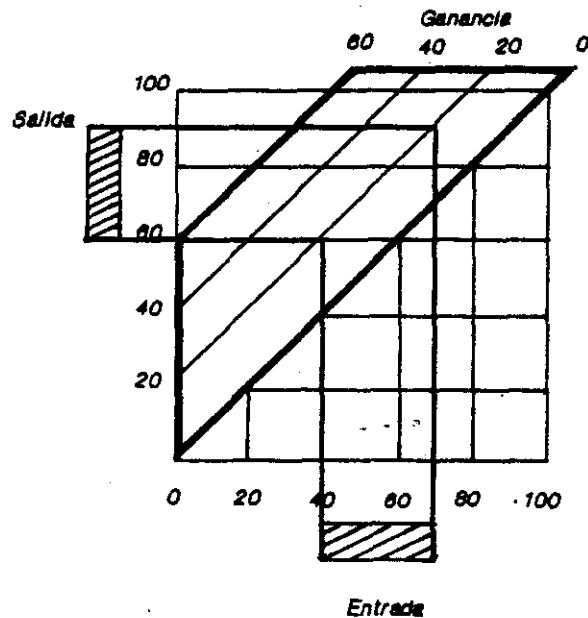


Figura II.3.- Relación de la señal de entrada vs señal de salida en un modelo de amplificación lineal.

recortador de picos ( 6 ). Como se puede observar de la figura II.4, mediante este sistema se recortan los picos de la señal a fin de no rebasar cierto nivel de amplificación. Ahora bien, aunque ~~esto~~ efectivamente limita la máxima salida de la A.A., también introduce una gran proporción de distorsión de la señal demeritando la calidad del sonido y por tanto la inteligibilidad de la voz percibida a través de ésta; especialmente en ambientes ruidosos.

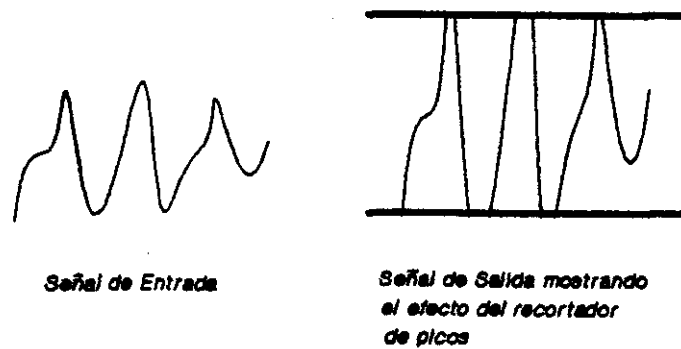


Figura II.4.- Efecto del recortador de picos sobre la señal de salida.

Como alternativa al anterior esquema de amplificación, en los 60's se introduce en el diseño de A.A.S el uso del amplificador de compresión (35). La idea básica fue agregar un regulador automático de voltaje, que toma una muestra del voltaje de salida del preamplificador ( compresión a la entrada ) o del amplificador de potencia ( compresión a la salida ). De esta manera es posible gobernar la amplificación de la señal de entrada conforme ésta cambia de amplitud.

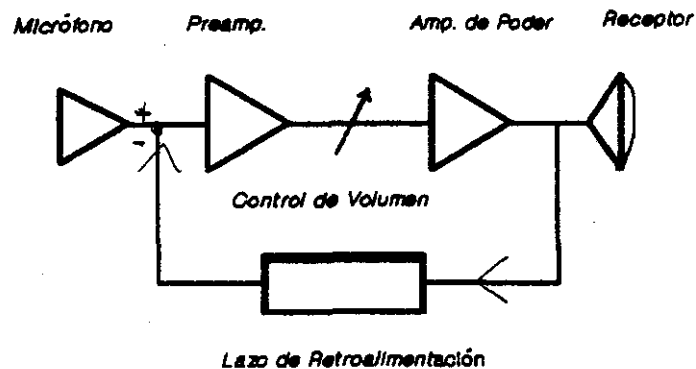


Figura II.5.- Circuito amplificador de Compresión



El comportamiento de este regulador o control automático de ganancia ( CAG ) es como sigue: cuando el sonido de entrada a la ayuda auditiva es débil y la señal eléctrica asociada a él no es excesivamente grande, la señal de retroalimentación acoplada a la etapa de amplificación es también muy pequeña y tiene poca influencia en su operación. Por otro lado, cuando el sonido de entrada a la ayuda se incrementa excesivamente la señal eléctrica del audífono también es grande, si ésta se tradujera en una señal acústica al llegar al oído del usuario sería excesivamente fuerte y lo podría dañar. Así, cuando la señal eléctrica en los audífonos excede un nivel predeterminado, la acción del CAG es disminuir el nivel de amplificación. Una ventaja de este método de protección es que la señal de entrada no se altera, sólo se reduce en intensidad sin llegar a modificar o recortar la señal.

Muchas veces esta forma de CAG se refiere como compresión de salida ya que el nivel de la señal en la etapa de salida determina la magnitud de retroalimentación para la etapa anterior.

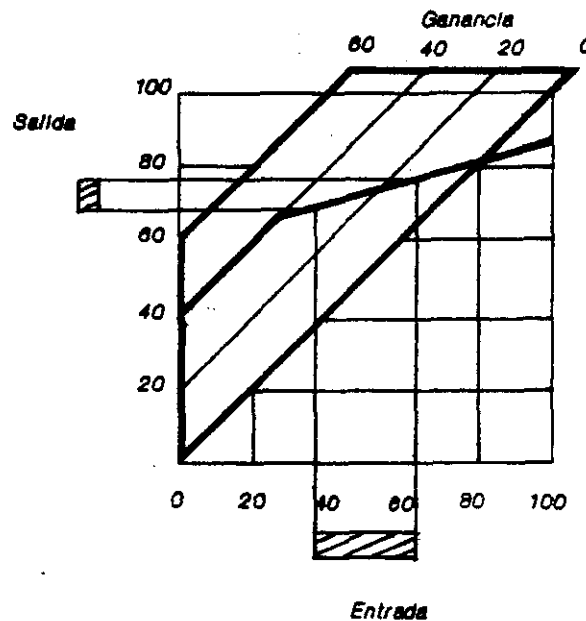


Figura II.6.- Efecto de la amplificación de compresión y preservación del contenido de la señal de entrada.

Para explicar y cuantificar el funcionamiento del CAG están los términos denominados tiempo de ataque y tiempo de liberación. En un modo de amplificación de compresión a la salida, el tiempo de ataque se refiere al tiempo que transcurre entre la aparición de una señal intensa en el audífono y la activación del circuito de CAG. En el caso de compresión a la entrada, es el tiempo que transcurre entre la aparición de una señal intensa en la etapa de preamplificación y la activación del circuito de CAG. Tiempo de liberación se refiere al tiempo requerido por la etapa de amplificación para regresar a su factor de amplificación "normal" después de que la señal intensa ha cesado.

Además de estos esquemas de amplificación, paulatinamente se han introducido elementos para disminuir los efectos indeseables del ruido ambiente sobre la comprensión del habla, mejorando de esta manera la relación señal/ruido de la A.A. Estos supresores de ruido pueden consistir en conmutadores o sistemas automáticos que activan filtros activos o pasivos que desacoplan señales de baja frecuencia, generalmente entre 100 y 1000 Hz. Por otra parte el ruido propio del sistema se disminuye utilizando micrófonos y circuitos integrados de bajo nivel de ruido, así como estrategias de diseño que mantienen niveles de ruido muy pequeños ( 19, 26, 36 ).

### II.3.- Características Electroacústicas de una Ayuda Auditiva.

Una A.A. generalmente se describe en términos de sus características electroacústicas. El propósito de estas características es establecer cifras de mérito, que un médico audiólogo pueda interpretar claramente para establecer criterios de adaptación de una A.A. a las necesidades que presentan diferentes pacientes con audición disminuida.

No fue tarea fácil definir y estandarizar las características de desempeño de un dispositivo que tiene que

responder a una gran variedad de condiciones de aplicación, además de afectar a uno de los órganos más sensibles y delicados del cuerpo humano.

Diferentes intentos se realizaron desde principios de siglo, fuertemente condicionados por el avance tecnológico en la fabricación de componentes y el avance en el conocimiento de la biofísica del oído. Al parecer estos esfuerzos cristalizaron cuando la HAIC ( Hearing Aid Industry Conference ) se reunió en 1961 y 1975 ( 16, 17 ) y pudo definir claramente aquellas características que estaban pobremente especificadas y que se prestaban a confusión y múltiples interpretaciones.

Actualmente existen diversas normas que estandarizan el funcionamiento de una A.A. Entre éstas pueden mencionarse las siguientes: PTB: Physikalisch-Technische Bundesanstalt; DIN: Deutsche Normen DIN 45 605, DIN 45 600; IEC: International Electrotechnical Commission Publication 118 (1959); JIS: Japanese Industrial Standard JIS C 5512-1981; FDA: Food & Drug Administration, Part 801; ASA: Acoustical Society of America STD7-1982 y ANSI: American National Standards Institute S3.22-1982. De entre éstas, una de las más recientes especificaciones para A.A.s fue publicada por el American National Standards Institute ( 2 ) y por la

International Electrotechnical Commission ( 20, 21 ) y que en la actualidad se aceptan como normas universales.

Los principales parámetros que caracterizan esta norma se detallan a continuación.

### II.3.1.- Ganancia Acústica ( Acoustic Gain )

Es la diferencia en decibeles SPL ( Sound Pressure Level, Re a 20 micro pascal ) entre el nivel de presión sonora de la señal de entrada y el nivel de presión sonora de la señal de salida.

La presión sonora  $p$  y el nivel de presión sonora SPL están relacionados por la fórmula

$$\text{SPL} = 20 \log (p/p_0)$$

donde  $p_0$  es la presión de referencia de 20 uPa. Similarmente

$$p = p_0 \text{ antilog} (\text{SPL}/20)$$

Por ejemplo, la presión sonora  $p$  correspondiente a un nivel de presión sonora de 80 dB SPL es de

$$80 \text{ dB SPL} = 20 \text{ antilog}(80/20) = 200 \text{ kPa.}$$

Para su medición el control de ganancia de la A.A. se ajusta a su posición máxima y una señal acústica de 50 o 60 dB SPL se aplica al micrófono de la A.A. Por ejemplo, si la salida es de 100 dB SPL para una entrada de 60 dB SPL, la ganancia acústica es de 40 dB SPL. Como una particularización de la ganancia acústica se define el parámetro ganancia máxima promedio de alta frecuencia ( HF average full-on gain ) es el valor promedio de la ganancia a las frecuencias de 1000, 1600 y 2500 Hz. Aunque estas medidas reflejan la máxima ganancia acústica, no representan la verdadera ganancia cuando el paciente utiliza su A.A., debido a que el paciente rara vez utiliza la A.A. en posición de máximo volumen.

### II.3.2.- Nivel de Saturación de Presión Sonora de 90 dB (SSPL 90).

Se define como el nivel de presión sonora desarrollado sobre un acoplador acústico de 2 cc., véase la sección II.5, cuando el nivel de presión sonora de entrada es de 90 dB SPL, con el control de ganancia de la A.A. al máximo.

Este parámetro es de particular importancia pues determina la máxima excursión de la presión acústica de salida que puede desarrollar la A.A. para una señal de entrada intensa. Su importancia radica en que bajo ninguna circunstancia la A.A. debe

alcanzar niveles de presión sonora capaces de dañar la audición residual del paciente. En este particular, es notable encontrarse con A.A.s comerciales que pueden alcanzar niveles mayores a 120 dB SPL, cuando se sabe que una exposición a sonidos de esta magnitud puede dañar de manera permanente el oído. Por otra parte, ninguna norma establece específicamente cuál es el máximo valor permisible en la potencia acústica de salida en una A.A. Véase la figura II.7.

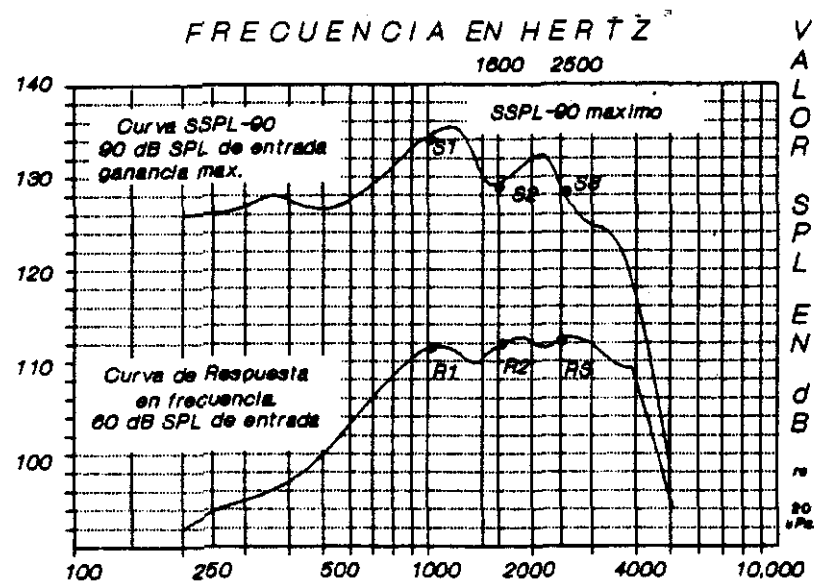


Figura II.7.- Ejemplo de curva SSPL-90 ( superior ) y respuesta en frecuencia ( inferior ). Obsérvese que  $HFA-SSPL90 = (S1+S2+S3)/3$ . Así también observe que  $[(S1+S2+S3)/3] - [(R1+R2+R3)/3] = 17$  dB.

### II.3.3.- Nivel Promedio de Saturación de Presión Sonora de Frecuencias Altas (HFA-SSPL90).

Se define como el promedio de los valores SSPL-90 de las frecuencias de 1000, 1600 y 2500 Hz. Véase figura II.7.

#### II.3.4.- Ganancia de Referencia de Prueba ( Reference Test Gain )

Cuando el control de ganancia se coloca en la posición de la Ganancia de Referencia de Prueba, el valor del HFA-SSPL90 es aproximadamente igual a ( HFA-SSPL90-17 dB). Definiéndose esta ganancia como la diferencia entre el valor de salida y el valor de entrada, siendo igual a:

$$( \text{HFA-SSPL90-17 dB} ) - 60 \text{ dB} = ( \text{HFA-SSPL90-77} ) \text{ dB}$$

#### II.3.5.- Curva de Respuesta en Frecuencia.

La curva de respuesta en frecuencia se determina aplicando una señal de entrada de 60 dB SPL y ajustando la A.A. al valor de la ganancia de referencia de prueba, en el intervalo de 200 a 5,000 Hz y ocasionalmente hasta 10,000. La norma no especifica si este barrido en frecuencia debe hacerse en octavas, tercios de octava o alguna otra partición de mayor o menor resolución. En términos prácticos esto queda determinado por las características del equipo de prueba que se disponga. Para el caso de A.A.s que incorporan un circuito de ~~AGC~~, se aplica una señal de entrada de 50 dB SPL.

CAG



A partir de esta curva también se determina el intervalo útil de frecuencias ( Frequency Range ). Para ésto se traza una línea paralela al eje de las abcisas a 20 dB por debajo del promedio para 1000, 1600 y 2500 Hz. Los puntos de intersección de esta línea con la curva de respuesta en frecuencia pueden considerarse el intervalo útil de frecuencias del instrumento. Véase la figura II.8.

### II.3.6.- Distorsión Armónica Total ( TDH ).

Con el control de ganancia de la A.A. colocado en el valor correspondiente a la ganancia de referencia de prueba y con un nivel de presión sonora de entrada de 70 dB SPL a 500 y 800 Hz, y de 65 dB SPL para 1600 Hz, se mide y registra la distorsión armónica total a la salida del acoplador acústico de 2cc. para cada una de las frecuencias anteriores.

El porcentaje de distorsión armónica total se puede determinar mediante alguna de las siguientes fórmulas.

$$a) \% TDH = 100 \times \frac{P_2^2 + P_3^2 + P_4^2 + \dots}{P_1^2}$$

$$b) \% TDH = 100 \times \frac{P_2^2 + P_3^2 + P_4^2 + \dots}{P_1^2 + P_2^2 + P_3^2 + P_4^2 + \dots}$$

donde  $p_1$ : presión sonora de la frecuencia fundamental presente en el acoplador del audífono y  $p_2, p_3, p_4$ , etc. son las presiones sonoras de la segunda, tercera, cuarta, etc. armónica presentes en el acoplador de audífono. Es importante observar que estas  $p_1, p_2, p_3$ , etc., no son niveles de presión sonora SPL, véase la definición en II.3.1).

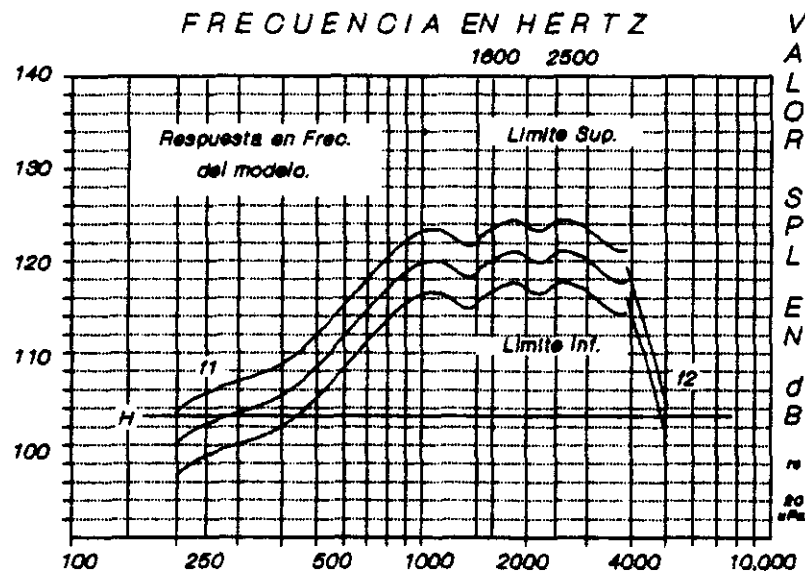


Figura II.8.- Tolerancia para la curva de respuesta en Frecuencia.

### II.3.7.- Nivel Equivalente de Ruido de Entrada. ( Equivalent Input Noise Level (Ln) )

Colocando el control de ganancia de la A.A. en el valor correspondiente al de la ganancia de referencia de prueba, se determina el valor promedio del nivel de presión sonora para 1000, 1600 y 2500 Hz a una entrada de 60 dB SPL. Seguidamente se retira la señal de entrada y se registra el valor SPL, a nivel de acoplador acústico, propio al funcionamiento del sistema.

Sea  $L_{av}$  el nivel de presión sonora promedio de 1000, 1600 y 2500 Hz, medido en el acoplador acústico y sea  $L_2$  el valor SPL debido al ruido, entonces el nivel de ruido de entrada equivalente  $L_n$  es

$$L_n = L_2 - (L_{av} - 60) \text{ dB SPL}$$

### II.3.8.- Corriente de Batería.

El consumo de corriente de una A.A. se obtiene colocando su control de ganancia en la posición correspondiente a la ganancia de referencia de prueba y aplicando al micrófono de la A.A. un tono de 1,000 Hz a un nivel de presión sonora de 65 dB SPL.

La tabla D.1 del apéndice D es un condensado de los principales parámetros a considerar en la caracterización de una A.A. según ANSI S3. 22-1976, 1983.

#### II.4.- Instrumentación para la medición de las características electroacústicas de una A.A.

En la figura II.9 se puede observar una ilustración de la instrumentación empleada para estos fines. Es necesario contar con un recinto acústico de características controladas y esencialmente libre de ecos. En este recinto, donde se genera un ambiente acústico de prueba, deben guardarse precauciones en cuanto a la posición relativa de la A.A. en evaluación y la fuente sonora y el micrófono del sistema de medida ( 3 ). Según IEC-118-7 1983, no deben existir estímulos indeseables en el recinto de prueba, tales como ruido ambiental o vibraciones mecánicas y los campos magnético y eléctrico deben ser lo suficientemente pequeños para afectar las mediciones en no más de 0.5 dB.

Las medidas electroacústicas son básicamente relaciones de entrada salida de la A.A. Conciernen en cuanto la señal de salida difiere de la señal de entrada. Por lo que resulta de importancia tipificar las características que debe cumplir la señal acústica de entrada. La fuente sonora debe ser capaz de producir niveles de presión sonora de 50 a 90 dB SPL con una tolerancia de +/- 1.5 dB en el intervalo de frecuencias de 200 a 2,000 Hz y con una tolerancia de +/- 2.5 dB SPL en el intervalo de 2,000 a 5,000 Hz. La frecuencia de la fuente sonora no debe variar más allá de +/- 2% de su valor nominal.

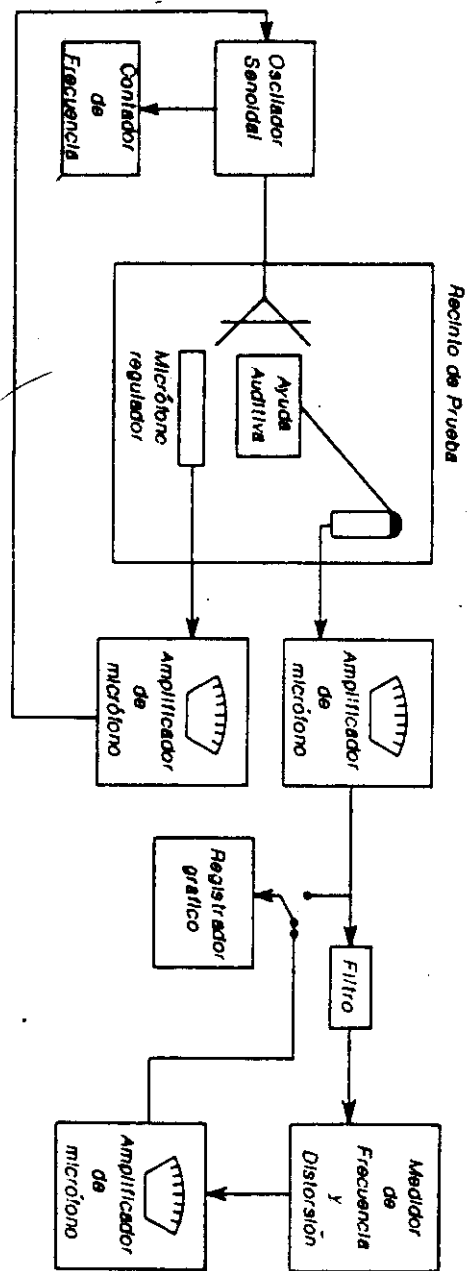


Figura 11.9 Instrumentación para análisis electroacústico

Para pruebas de respuesta en frecuencia y ganancia completa, la fuente sonora no debe tener una distorsión armónica de más del 2% a una salida de 70 dB SPL y de no más de 3% para una salida de 90 dB SPL. Para medidas de distorsión armónica, la distorsión armónica total de la fuente sonora no debe ser mayor a 0.5% para una salida de 70 dB SPL (IEC-118-7. 1983).

Por lo que respecta al Sistema de Medida, se debe cumplir que la calibración de éste debe ser exacta en +/- 0.5 dB. La sensibilidad del micrófono debe ser independiente de la frecuencia en +/- 1 dB SPL en el intervalo de frecuencias de 200 a 2,000 Hz y de +/- 1.5 dB SPL en el intervalo de frecuencias de 2,000 a 5,000 Hz, relativo al nivel de sensibilidad a 1,000 Hz. La distorsión armónica total debe ser menor al 1% para un nivel de presión sonora de hasta 130 dB SPL en el intervalo de frecuencias de 200 a 5,000 Hz y menor al 3% para niveles de presión sonora entre 130 y 145 dB SPL. En cuanto al ruido, éste debe ser al menos 10 dB menor que la mínima señal reportada como medida (IEC-118-7. 1983).

Por otra parte se necesita un dispositivo para acoplar la A.A. al micrófono del sistema de medida. Algunos de los acoplamientos empleados para esta tarea se observan en la figura II.10, según ANSI S3.7-1973.

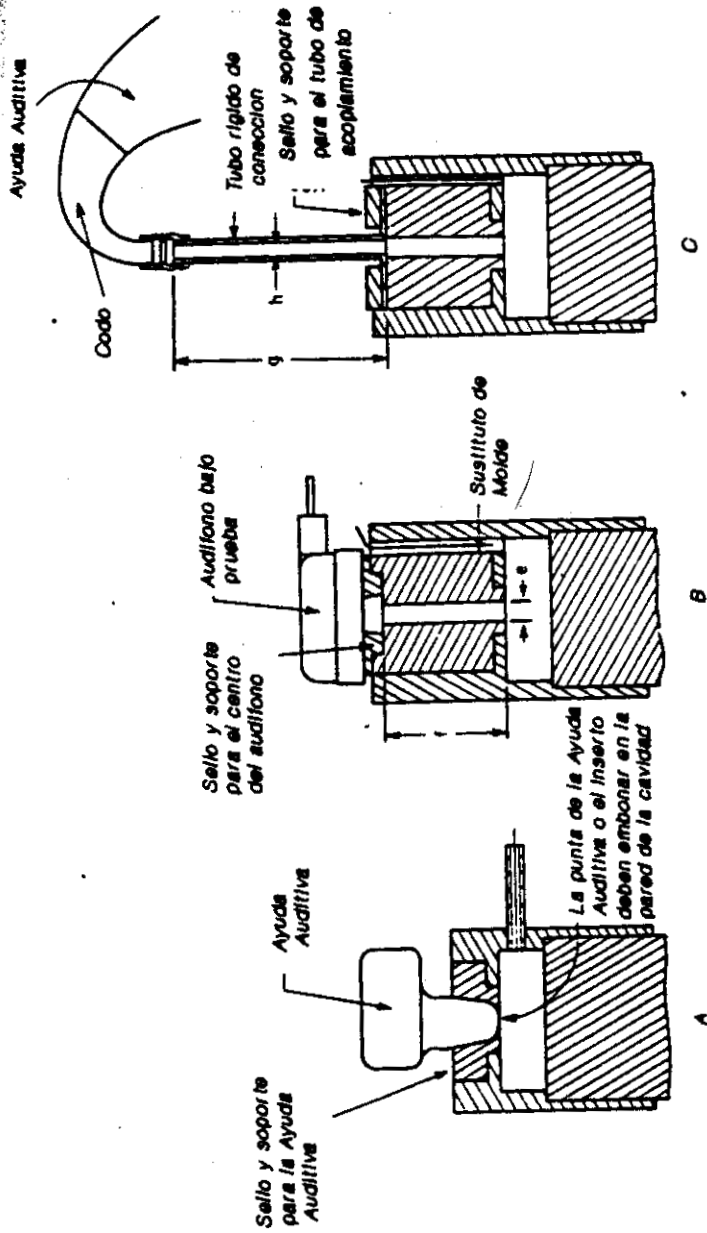


Figura 11.10. La figura muestra tres tipos de acopladores  
 A) Acoplador HA-1, B) Acoplador HA-2 y C) Acoplador HA-2 con tubo

Estos dispositivos de acoplamiento incorporan aproximadamente el mismo volumen de aire, 2 cc, contenido en el canal auditivo externo cuando se halla ocluido por el molde. De ahí que se les denomine oídos artificiales. Sin embargo existen diferencias acústicas entre estos dispositivos de paredes rígidas y el comportamiento del canal auditivo. Debido a este inconveniente si bien las mediciones realizadas con el acoplador de 2cc. no representan la ganancia real de la ayuda situada ya en el oído, sí permiten contar con una forma estandarizada de comparar diferentes A.A.s.

#### II.5.- Experiencia previa en el diseño de A.A.s en México.

Los trabajos realizados en nuestro país encaminados al diseño de una A.A. tipo caja, de uso preponderante en la habilitación de niños hipoacúsicos profundos, se han sucedido desde el año de 1982. El tipo de población al que van dirigidos estos primeros trabajos se justifica en el hecho de que está en el niño la capacidad para superar más fácilmente, con un adecuado entrenamiento, los problemas asociados a una audición disminuida.

De entre las motivaciones de estos trabajos se aducen, además del problema de diseño en sí mismo, razones de costo.



Esto es que el precio de estos equipos de marca los coloca fuera del alcance de la mayoría de los pacientes. Véase sección IV.4.

Pareciera que un camino conservador a seguir es comenzar con el diseño de A.A. tipo caja y después en forma gradual llegar al diseño y fabricación de A.A.s del tipo intracanal. Debido a ésto en la relación cronológica siguiente, el factor común es el diseño de una A.A. tipo caja.

El primero de los trabajos que se tiene referencia fue realizado en 1982 por Berdichevsky ( 5, 31 ) en el CINVESTAV-IPN en Mérida. Consistía de un amplificador de compresión LD511 como preamplificador de micrófono y un amplificador LD549 tipo push-pull clase "B", ambos fabricados por Linear Technology, micrófono electret marca Knowles modelo BT-1750, y utilizaba alimentación por batería de 1.5 volts "AA". Los controles que incorporaba eran volumen, CAG y tono. La evaluación electroacústica se practicó, en el año de 1985, utilizando dos equipos diferentes ( Fonix 5000 y Fonix 5500-Z ). Los resultados obtenidos indicaron un efecto indeseable del control de tono sobre la ganancia total de la A.A., ésto es, que para diferentes posiciones del control de tono se modificaba sensiblemente la ganancia total aún sin cambiar de posición

el control de volumen. Esto se debe a que el control de tono se colocó entre las etapas de preamplificación y potencia. Por otra parte los porcentajes de distorsión armónica total eran altos, mínimo de 33% para 1600 Hz y máximo de 66% para 1000 Hz, medidos sobre un receptor del tipo "Power" ( de potencia ) de 470 ohms de impedancia.

En 1988 Vega y colaboradores del Instituto de Ciencias de la Universidad Autónoma de Puebla ( 36 ) reportan un estado de avance en el desarrollo de una A.A. a nivel de circuito integrado en base a tecnología híbrida de película gruesa.

Por otra parte, también en ese mismo año de 1988, el Centro de Instrumentos de la UNAM ( 33 ) desarrolla una A.A. que el Instituto Nacional de la Comunicación Humana "adaptó" a varios pacientes niños. En la mayoría de estos casos de adaptación se tomaba la A.A., se adaptaba al paciente y se obtenían los umbrales ayudados, sin embargo ésto no significaba que el paciente utilizara de manera continua esta A.A. ya que no se fabricaron suficientes ejemplares.

En el año de 1989 se diseñó en el CINVESTAV-IPN ( 28 ) un prototipo de A.A. de ganancia lineal. El prototipo utiliza micrófono del tipo electret, preamplificador de micrófono y

amplificador de salida basado en amplificadores operacionales de la serie TL080 y alimentación mediante una batería de 9 volts. Carecía de un control de potencia máxima de salida ( MPO ) y es de notar que tanto el micrófono como el receptor empleados eran del tipo de los utilizados en equipos de audio comerciales.

Este prototipo ha evolucionado y el estado que guardaba hasta el mes de noviembre de este año de 1990 es el de una A.A. de amplificación lineal definido en un intervalo de frecuencias de aproximadamente 300 a 5,000 Hz. El diseño está basado en amplificadores operacionales de la serie TL080, teniendo como amplificador de salida un circuito integrado del tipo LM386 de National. Conserva la alimentación mediante una pila de 9 volts, pero ahora del tipo recargable, así como también el micrófono y receptor de la primera versión. Hace un manejo de la curva de respuesta en frecuencia mediante dos ajustes continuos, uno para frecuencias altas y otro para frecuencias bajas. Al momento de la evaluación electroacústica se observaron niveles de amplificación excesivos aún con el control de volumen y el control de ganancia interno colocados en posición de ganancia mínima. Un hecho interesante es que los primeros resultados de la evaluación electroacústica indicaban un comportamiento "extraño" de la curva de respuesta en

frecuencia así como altos porcentajes de distorsión armónica (mayor al 40%). Corrigiéndose de forma importante esta situación, cuando se cambió el receptor ( audífono de radio comercial ) por un receptor de uso específico para A.A. Aún carece de un control de potencia máxima de salida (MPO). En esta última versión, el conjunto se encuentra alojado en un gabinete de acrílico transparente de aproximadamente 7x5x2 cm. Se sabe que los trabajos por mejorar el diseño continúan.

En 1990 el Centro de Desarrollo y Aplicaciones Tecnológicas dependiente de la Secretaría de Salud ( 14 ) desarrolla un prototipo de A.A. por bandas. En el trabajo referido no se muestra información acerca del diseño del circuito. Está constituido por un micrófono electret omnidireccional, un equalizador de 6 bandas que comprenden un intervalo de frecuencias de 250 a 8,000 Hz en intervalos de octavas implementado con amplificadores operacionales, un circuito de CAG, un amplificador de salida basado en un circuito de audio comercial del tipo TBA810 y una alimentación por batería de 9 volts.

Los resultados de la evaluación electroacústica, mostrados en el trabajo, indican una curva de respuesta en frecuencia donde se observan los picos correspondientes al efecto

combinado de la etapa de equalización, además de mostrar la gráfica correspondiente al comportamiento del CAG. Aún cuando no se indica la posición relativa de los controles de la A.A. significan características útiles para una posible adaptación al paciente hipoacúsico. Por lo que se refiere a los tiempos de ataque ( cero milisegundos ) y relajamiento ( menor a 3 milisegundos ) del CAG, contrastan con los valores típicos de 10 y 50 milisegundos, respectivamente, que sugieren un modo más "gradual" de la activación/desactivación del circuito de CAG de una A.A. Tampoco se especifica si este control de CAG es fijo, continuo o en pasos. Por otra parte, también carece de un control de potencia máxima de salida (MPO).

Los valores de distorsión armónica por intermodulación son bastante buenos, pues indican una distorsión máxima de 2%. En este sentido cabe mencionar que un diseño como este debe considerarse de tipo "especial", debido a la etapa de equalización, y que el equipo empleado para evaluarlo no incorpora en sus protocolos de prueba el cálculo de la distorsión en fase introducida por los filtros de la etapa de equalización. A lo largo de este trabajo no se alude este tema.

En cuanto a la apariencia física, a la vista del prototipo, el conjunto es grande y un tanto voluminoso debido

principalmente a que aloja en toda una de sus caras laterales el conjunto de potenciómetros del tipo deslizable necesarios para el ajuste de la etapa de equalización. Esta disposición y tamaño de controles es inconveniente pues permite que de manera intencional o casual el paciente pueda manipularlos, siendo que esta tarea descansa únicamente en el médico especialista.

Puede citarse como denominador común en todos estos trabajos el hecho de que sufren de una incompleta, cuando no equivocada, interpretación acerca de lo que debe entenderse por una A.A. Esto los ha conducido a filosofías de diseño en donde se busca adecuar elementos no específicamente diseñados para una A.A., obteniendo por consecuencia un dispositivo que en la mayoría de los casos no cumple con los requisitos de funcionamiento normalizados internacionalmente.

El argumento principal que se maneja en estos trabajos es el bajo costo asociado a las componentes y a la facilidad con que se encuentran en el mercado nacional. Pero este argumento puede significar lo contrario cuando se emplean componentes, principalmente circuitos integrados amplificadores de audio, dedicados al mercado de equipos de audio convencionales, que no garantizan una disposición oportuna, pues aún éstos son circuitos integrados de importación, que permanecen vigentes en

el mercado en tanto el fabricante de equipos de audio lo mantenga en su línea de productos.

Aunado a esto existe el hecho de que hasta hace poco tiempo no se disponía en el país, de manera accesible, equipos capaces de realizar la valoración electroacústica de los prototipos de A.A. generados por estos grupos de trabajo. De ahí que en muchos casos sólo se evalúen las características eléctricas del dispositivo.

No es intención de este trabajo analizar en detalle esta situación, sin embargo lo dicho aquí podría dar alguna pauta en torno al por qué, a pesar del trabajo de estos grupos, todavía ningún prototipo de los antes mencionados cumple requisitos mínimos de desempeño y funcionalidad que permita llevarlos a una línea de producción.

2.- Diseño de una A.A. tipo caja normalizada.

### 2.1.- Consideraciones para el Diseño.

El estado de cosas que se expresa en este tesis tiene como punto de inicio el trabajo realizado por el M. en I. Fernando Berdichevsky del CINVESTAV-IPN en su unidad Mérida ( 5,31 ). La particularidad del trabajo del Maestro Berdichevsky, como se mencionó en II.6, radica en que se avocó a buscar, a través de un trabajo de investigación, todos aquellos proveedores y fabricantes de componentes para la construcción de A.A. Paralelamente a ésto, buscó cuáles eran las especificaciones de funcionamiento que debía cumplir una A.A., recurriendo para ello a las normas internacionales. Fruto de esta investigación fue el conocimiento del "estado del arte" en cuanto a los diversos componentes empleados en la fabricación de A.A. Con esta información estuvo en condiciones de obtener muestras de micrófonos electret y circuitos integrados miniaturizados de muy bajo consumo, que le permitieron llegar a un diseño, que desde el inicio es mucho más eficiente que cualquiera de los construídos con componentes nacionales ( 31

El énfasis que se hace en torno a los materiales no es



casual, pues el problema a vencer en el diseño de una A.A. es fundamentalmente de materiales. El diseño de un "amplificador de audio", por si mismo, no ofrece dificultades importantes, se trata de un problema superado desde hace mucho tiempo. Empero el pasar de este "amplificador de audio" a una A.A. es un paso que no es tan sencillo como pudiera parecer a simple vista. Se deben considerar aspectos muy propios de la audición alterada del paciente, asimismo, hacer consideraciones en cuanto a la preservación de la audición residual, modalidad de la amplificación y calidad de la señal acústica entregada por la A.A., además de garantizar dicho desempeño por períodos largos considerando que en el común de los casos una A.A. tiene un uso promedio diario de 12 a 15 Hrs y que muy rara vez aquel paciente usuario dejará de utilizar una A.A. a lo largo de toda su vida.

Cuando se colocan en primer lugar consideraciones como las antes expuestas, resulta muy difícil pensar que todos estos requisitos queden satisfechos utilizando como elementos de diseño sólo aquellos componentes activos y pasivos comunes disponibles en el mercado nacional.

Para los propósitos de este trabajo ha prevalecido la idea de que si bien el diseño de una A.A. no representa, en apariencia, un problema difícil de vencer, si involucra serios

problemas en cuanto a los materiales para su manufactura. Esto se debe a que se precisa de componentes miniaturizados de alta calidad (aún en el caso de ayudas auditivas tipo caja) que van desde los transductores de entrada-salida a los componentes activos y pasivos y accesorios.

Esto condujo a buscar los componentes necesarios en el mercado internacional ( Canadá, Japón, E.U.A. y Dinamarca ) que permitieran concretar las siguientes metas de diseño.

- 1 ) Nivel de amplificación idóneo para tratar hipoacusias de severas a profundas.
- 2 ) Alimentación por batería tipo "AA".
- 3 ) Un diseño flexible orientado hacia el desempeño de sistema y no de componente, para personalizar los ajustes de ganancia y respuesta en frecuencia que cada paciente necesita.
- 4 ) Costo de gabinete, incluyendo materiales y fabricación, menor a cuarenta dólares.
- 5 ) Costo de componentes, incluyendo circuito impreso, micrófono y audífono, menor a cincuenta dólares.
- 6 ) Costo de evaluación de características electroacústicas por cada prueba de control de calidad, menor de diez dólares.
- 7 ) Protocolo de evaluación de las características electroacústicas de acuerdo a la norma IEC-118, 1983.

En la determinación de estas metas de diseño se tomaron en cuenta aspectos muy particulares acerca del tipo de población

involucrada para las pruebas de campo. Es por esto que aún cuando el tipo de componentes electrónicos empleados permite alojarlos en un espacio muy reducido, idealmente una curveta, se haya optado por un gabinete tipo caja y alimentación por batería "AA".

Para satisfacer las necesidades de amplificación planteadas, se eligió utilizar la combinación de circuitos integrados LC511 junto con el LD549 acompañados por un micrófono electret omnidireccional de respuesta plana.

De esta manera se logró conjuntar un sistema que incluye un preamplificador de micrófono y un circuito de CAG, comprendidos en el LC511 y un amplificador de potencia con control de potencia máxima de salida (MPO) representado por el LD549.

Se optó por situar el control de tono a la entrada del preamplificador de micrófono y así evitar interacciones indeseables con el control de volumen.

De esta manera con el empleo de receptores del tipo "normal", "wide" (respuesta plana) y "power" (de potencia), poder cubrir una mayor gama de modalidades de amplificación y curvas de respuesta en frecuencia.

### III.2.- Modo de Operación

La A.A. incorpora dos modos de funcionamiento: como amplificador de ganancia lineal y como amplificador de compresión.

Como se muestra en el diagrama eléctrico de la figura III.1, está constituido fundamentalmente por dos circuitos: el LC511 (U2) como preamplificador de compresión excitador y el LD549 (U1) como etapa de potencia de salida del tipo push-pull.

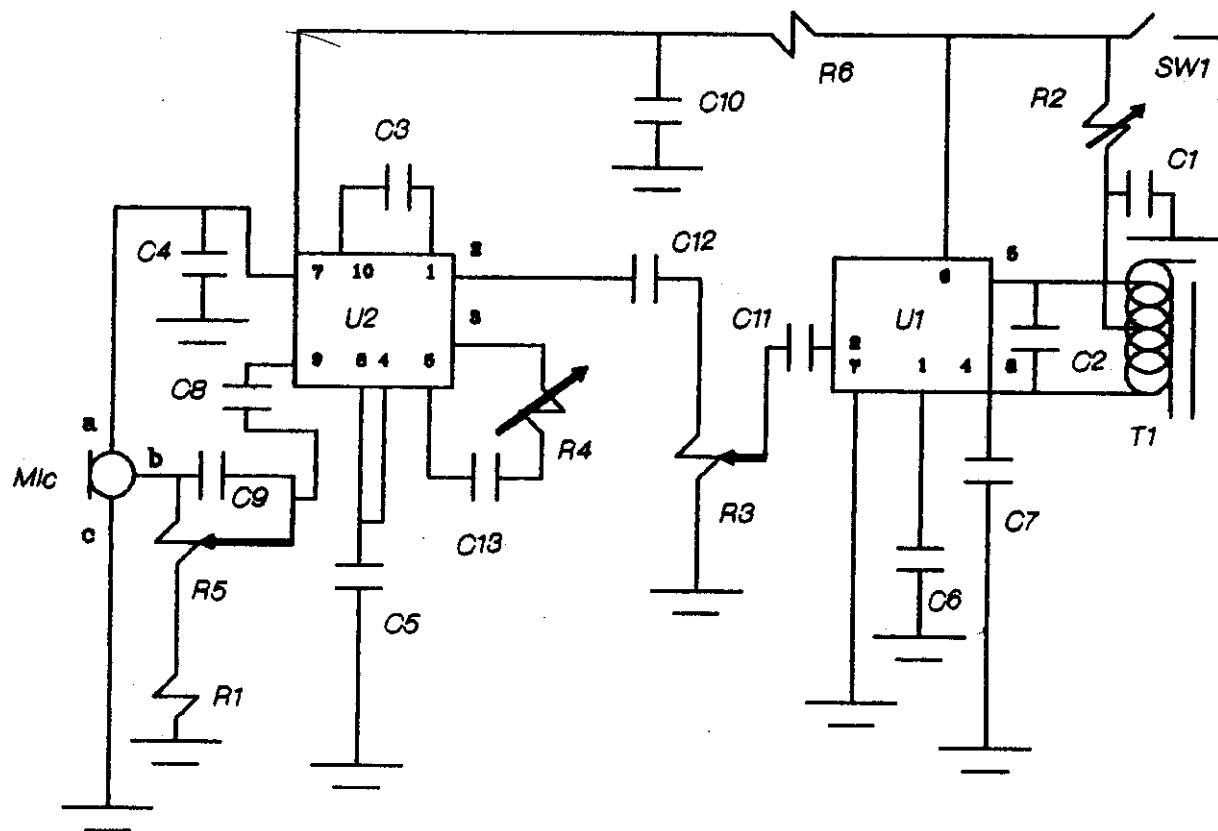


Figura III.1 Diagrama eléctrico.

El amplificador de compresión U2 funciona en clase A, con un intervalo de alimentación de 1.1 V. a 2.4 V. Asimismo incluye un regulador de voltaje que es "independiente" del voltaje de alimentación cuya salida es de 0.94 V. necesario para alimentar el micrófono de entrada.

Permite un ajuste de hasta 15 dB ( 4 ) en el umbral cuando se utiliza en modo de compresión y una función de relación de compresión de infinito:1. Los tiempos mínimos de ataque y liberación se ajustan de forma simultánea; los valores promedios para éstos son de 5 y 29 ms respectivamente.

El amplificador de salida U1 es del tipo push-pull con una sola entrada desbalanceada. Posee dos lazos de retroalimentación negativa a fin de estabilizar su punto de operación a DC a pesar de los cambios de temperatura, así como para linearizar su función de transferencia en un intervalo amplio de frecuencias. Opera en clase B en condiciones casi ideales, con mínima distorsión y consumo de corriente muy bajo, logrando con esto prolongar la vida de las baterías.

### III.3.- Descripción de las etapas.

#### III.3.1.- Etapa de Salida.

El circuito descrito en la figura III.1 es capaz de proveer una salida pico de 133 dB SPL a una frecuencia de 1250 Hz. con un voltaje de alimentación de 1.5 V. sobre una carga de 100 ohms. Este valor pico puede reducirse, sin demeritar la ganancia, colocando en serie con el potenciómetro R2 denominado MPO una resistencia de valor adecuado. El capacitor C2 colocado entre las terminales de salida de U1 ayuda a mantener estable la etapa al desacoplar los picos transitorios, mientras que los capacitores de desacoplo C6 y C7 ayudan a mantener el ancho de banda.

Cuando se hace variar el voltaje de alimentación Vcc de 2.0 a 1.1 V. se observa poco cambio en las características descritas en la Tabla No.II. Sin embargo cuando el voltaje de alimentación cae por debajo de 1.1 V el amplificador U2 deja de funcionar. Según el fabricante, cuando la impedancia de la batería se incrementa por razones de agotamiento la distorsión armónica acústica no aumenta más allá del 1.05 % a 50 dB SPL @ 1 KHz (4).

### III.3.2.- Etapa de Preamplificación.

En modo amplificador de compresión U2 se comporta esencialmente como amplificador limitador sin distorsión, en contraste con el circuito recortador de picos que es un limitador con una alta distorsión. Sin embargo ambos tipos de limitadores tienen características de compresión. Esto es, comprimen el intervalo dinámico de la señal de entrada en un intervalo de salida más estrecho. A pequeña señal, U2 funciona como un amplificador lineal. Conforme la señal de entrada se aproxima a un cierto "umbral" se activa el circuito de compresión, manteniendo la señal de salida constante aún cuando la señal de entrada siga incrementándose. Este amplificador emplea un CAG retardado para lograr su acción de compresión.

En general existen tres parámetros importantes que definen las características de compresión, ganancia, umbral y límite en la salida. El manejo de estos tres parámetros depende de las características particulares de cada diseño.

La A.A. utiliza un modo de compresión en el cual el umbral permanece constante. Esto se logra con la configuración que se muestra en la figura, donde el potenciómetro de volumen ( R3 ) ajusta la ganancia y el valor límite de la salida, mientras el umbral permanece constante. El potenciómetro R4 funciona como

control del circuito de CAG, lo cual permite generar una familia de curvas como las de la figura III.2 donde para cada valor de este potenciómetro se obtiene una nueva curva de igual morfología, pero para la cual se ha incrementado el valor límite de salida.

### III.3.3.- Control de Tono.

Se utiliza un control de tono a la entrada que tiene como ventajas el no interactuar con el control de volumen, reduce el ruido del micrófono, aunque por otra parte no reduce el ruido del preamplificador de entrada. Esta configuración tiene ventajas sobre la que sitúa este control entre la etapa preamplificadora y de potencia, siendo la principal que el control de tono no depende de la posición que guarde el control de volumen.

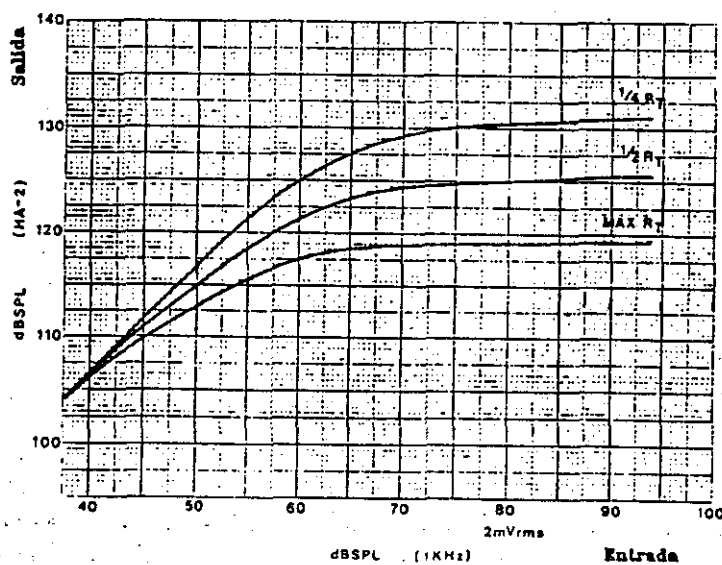


Figura III.2.- Desplazamiento del valor límite de la salida para diferentes posiciones del control de CAG (Rt).



Este control se acopla directamente a la salida del micrófono, logrando con ésto una impedancia a tierra aproximada de 50 ohms o más. La corriente de fuga debida a esta carga no es lo suficientemente importante como para alterar la polarización interna del micrófono.

En la posición de corte en bajas frecuencias, el capacitor C9 se encuentra cortocircuitado por el cursor del potenciómetro R5 y el capacitor C8 junto con la impedancia de salida del micrófono más la impedancia de entrada de U2 determinan la frecuencia de corte de -3 dB en 250 Hz. Para el corte en altas, se pueden observar dos picos. El primero y dominante se debe al capacitor C9 y está determinado fundamentalmente por la resistencia del potenciómetro R5 en paralelo con la combinación serie de la resistencia R1 y la impedancia de salida del micrófono. Sin embargo la combinación de la reactancia del capacitor C8 y la impedancia de entrada de U2 abate la impedancia real de la resistencia R1 a tierra, llevando la frecuencia de quiebre a aproximadamente 1.6 KHz. El punto de quiebre del capacitor C8 se ve desplazado ahora por la presencia del capacitor C9.

### III.4.- Lista de Partes.

#### Resistencias

R1 Resistencia de carbón depositado	18 kohms
R2 Preajustable de MPO	3.3 kohms
R3 Control de volumen	10 kohms
R4 Preajustable de CAG	180 kohms
R5 Control de tono	50 kohms
R6 Resistencia de carbón depositado	100 ohms

#### Capacitores

C1 Tantalio	1 uF/3V
C2 Tantalio	.047 uF/3V
C3 Tantalio	.033 uF/3V
C4 Tantalio	10 uF/3V
C5 Tantalio	2.2 uF/3V
C6 Tantalio	6.8 uF/3V
C7 Tantalio	6.8 uF/3V
C8 Tantalio	.022 uF/3V
C9 Tantalio	.0068 uF/3V
C10 Tantalio	10 uF/3V
C11 Tantalio	.1 uF/3V
C12 Tantalio	.1 uF/3V
C13 Tantalio	.0047 uF/3V

#### Circuitos integrados

U1	LC549
U2	LD511

#### Misceláneos

Micrófono	1842-EA
Receptor de tipo botón	de 100 ohms

Nota: Mayor información en la hoja de especificaciones en el apéndice C.

#### IV.- Evaluación.

La evaluación practicada al prototipo está centrada en el conjunto de características electroacústicas mencionadas en la sección II.3. Las pruebas necesarias, para la determinación de estos parámetros, se realizaron utilizando un equipo, específicamente diseñado para estos propósitos, marca Madsen Electronics, modelo IGO-HAT 1500. Con el empleo de este equipo sólo hay que tener cuidado en posicionar adecuadamente la A.A. dentro del recinto de prueba, mencionado en la sección II.5, y dejar correr el programa de evaluación. Véase la referencia 3. Los resultados obtenidos se detallan a continuación.

##### IV.1.- Características Electroacústicas.

Las curvas de funcionamiento que se muestran a continuación son representativas de los modos de operación lineal y de compresión.

OBSERVACION: En las gráficas siguientes no debe tomarse en cuenta el parámetro Max. Induction /Pick Up coil Sens. Debido a que la A.A. diseñada no posee bobina telefónica.

Date: 09.12.90

Operator: JMC

Reference: UAM-I

Serial No.: 00

Linear/AGC: Trazo

0

Standard:

1

2

3

4

Estim dB SPL

TONC 90

TONO 90

TONC 90

TONO 90

Test Level

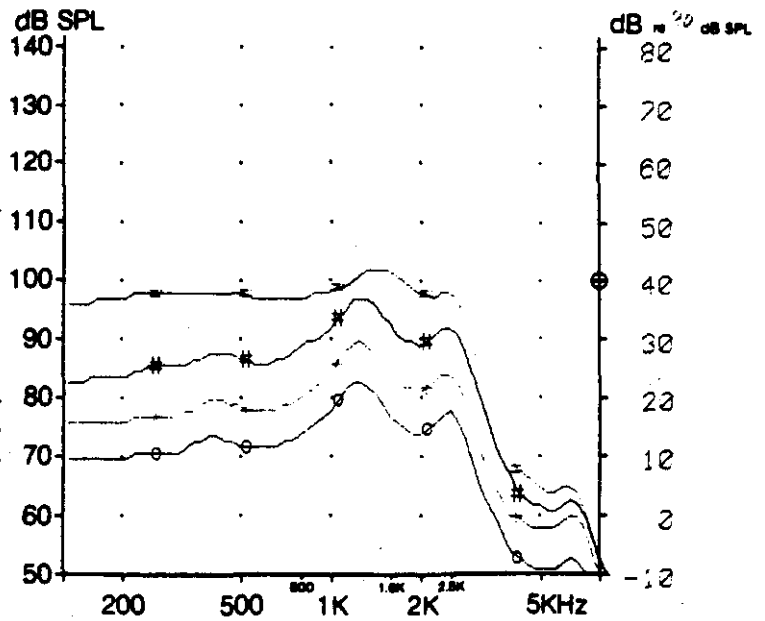
dB SPL

dB SPL

dB SPL

dB SPL

mA/m



dB SPL @ 20 µPa

Figura IV.1.- Efecto del control de MPO sobre el valor de SSPL90. Control de Tono en Posición (L). Receptor RION-71B Power de 100 ohms.

Date: 09.12.90

Operator: JMC

Reference: UAM-I

Serial No.: 00

Linear/AGC: Trazo

0

Standard:

1

2

3

4

Estim dB SPL

TONC 60

TONO 60

TONC 60

TONO 60

Test Level

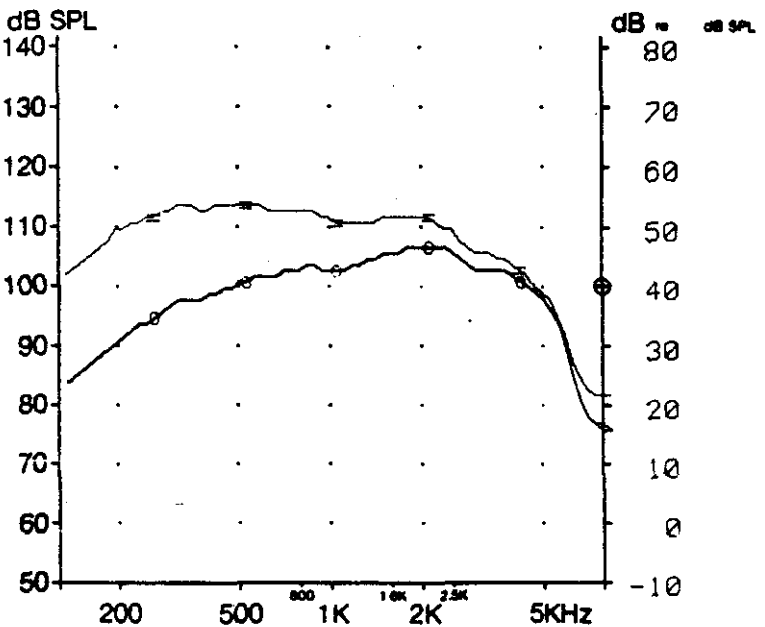
dB SPL

dB SPL

dB SPL

dB SPL

mA/m



dB SPL @ 20 µPa

Figura IV.2.- Efecto del control de tono sobre la curva de respuesta en frecuencia, para posiciones extremas. El trazo 1 corresponde a la posición (L) y el trazo (2) a la posición (H).

Date: 13.12.90

Operator: JMC

Reference: UAM-I

Serial No.: 00

Linear/AGC: Lineal Normal

Standard: IEC, 118-7, 118-2

Freq. Ref: 1000 Hz

Tipo Estim: Tonos puros

Pila: 1.5 Volts, 3.5 Chms

Test Level

Freq. Response:

Full-on Gain: —○—

SSPL90/OSPL90:

Tolerance: ———

Freq. Resp. Tele: . . .

dB SPL  
50 dB SPL  
dB SPL  
70  
60  
mV/m

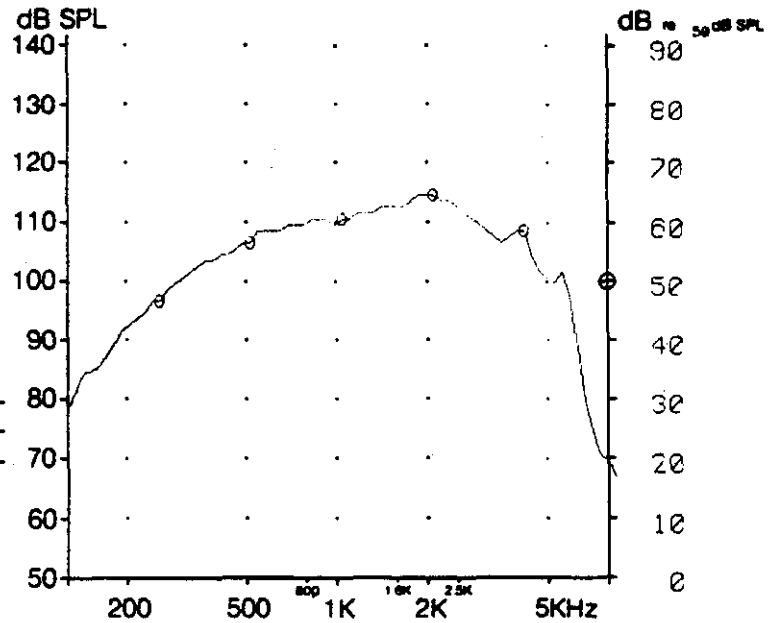


Figura IV.3.- Curva de ganancia completa. (Full on Gain ).  
Receptor RION 73B-Wide de 100 ohms.

Date: 13.12.90

Operator: JMC

Reference: UAM-I

Serial No.: 00

Linear/AGC: Trazo

Standard: 0

1 —●—

2 —○—

3 —+—

4 —\*—

Estim dB SPL

60

60

60

60

Test Level

Freq. Response:

Full-on Gain:

SSPL90/OSPL90:

Tolerance:

Freq. Resp. Tele:

dB SPL  
dB SPL  
dB SPL  
70  
60  
mV/m

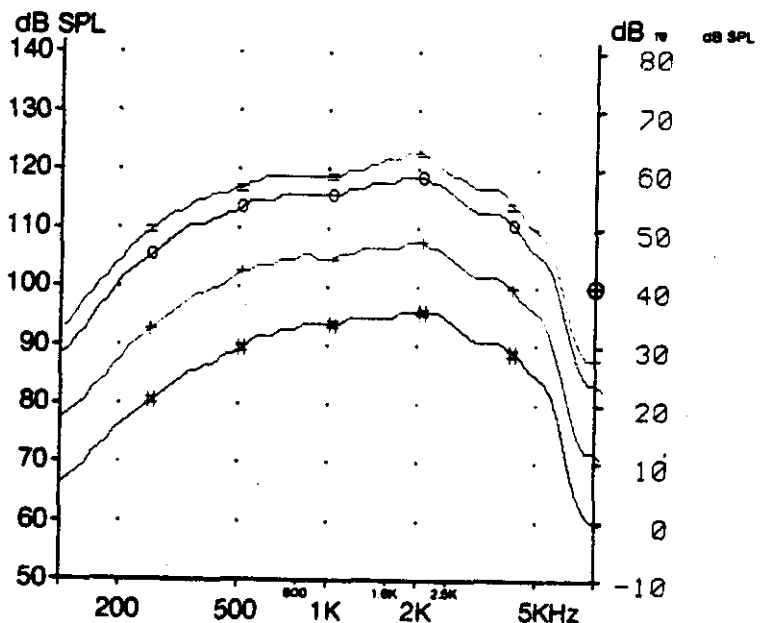


Figura IV.4.- Comportamiento básico del control de volumen.

Attack Time: 4,4 mS  
 Release/Recovery Time: 28 mS

Attack Time: 4,9 mS  
 Release/Recovery Time: 34 mS

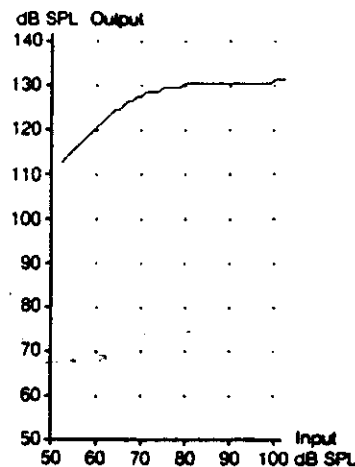
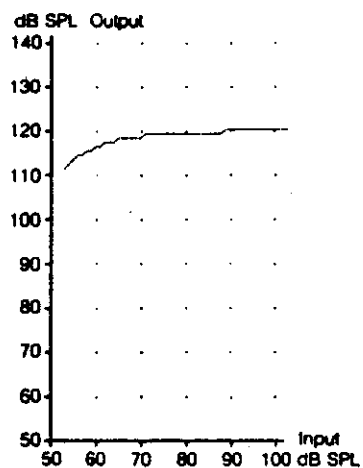


Figura IV.5. Comportamiento del control de CAG

### Resumen de Características Típicas.

Medidos de acuerdo a IEC-118-7, 1983. Con acoplador acústico de 2 cc. Con receptor RION 73B-Wide de 100 ohms.

SSPL90 máximo	124 dB SPL
HFA-SSPL90	119 dB SPL
Intervalo útil de frecuencias	225-5342 Hz.
Distorsión armónica total	
400 Hz	2.7 %
500 Hz	2.7 %
630 Hz	2.5 %
800 Hz	1.6 %
1000 Hz	1.7 %
1250 Hz	1.7 %
1600 Hz	0.8 %

Ruido de entrada equivalente <26 dB SPL  
 Corriente de batería 2.38 mA.  
 Voltaje de batería 1.5 V.

En la tabla D.2 del apéndice D se puede encontrar los parámetros máximos de funcionamiento del prototipo de A.A.

#### IV.2.- Comparación de características del prototipo vs. características de A.A.s comerciales.

Esta comparación se puede facilitar en gran medida si se atiende al resumen de características típicas del prototipo de A.A., mencionadas en la sección anterior, y por otra parte, se toman en cuenta las tablas D1 y D2 del apéndice "D".

	Prototipo	Caja	Curveta	
SSPL90 máximo .....	124	143	132	dB SPL
HFA-SSPL90 .....	119	141	130	dB SPL
Intervalo útil de frecuencias .....	225-5342	630-2832	158-4242	Hz.
Distorsión				
Armónica Total				
400 Hz	2.7	1.2	4.0	%
500 Hz	2.7	1.1	4.1	%
630 Hz	2.5	0.9	3.6	%
800 Hz	1.6	0.8	2.3	%
1000 Hz	1.7	0.2	2.2	%
1250 Hz	1.7	2.8	2.8	%
1600 Hz	0.8	0.8	3.1	%
Ruido de entrada equivalente				
	<26	<23	<22	dB SPL
Corriente de Bateria				
	2.38	7.8	**	mA.
Voltaje de Bateria				
	1.5	1.5	1.3	V.

Se observa que las características de funcionamiento son aproximadamente equivalentes y que las diferencias más importantes están en el valor del SSPL90, esto es, la máxima salida acústica cuando a la entrada del sistema se excita con

90 dB SPL. Si se toma como 100% el valor aportado por la A.A. comercial tipo caja, el valor máximo del prototipo está un 9.7% por debajo. Por lo que respecta al HFA-SSPL90 el prototipo se encuentra un 13.4 % por debajo del máximo alcanzado por la caja comercial. Por otro lado, se observa que el ancho de banda útil no es el mismo en ninguno de los casos, el más reducido corresponde a la caja y el más amplio corresponde al del prototipo. Los valores de Distorsión Armónica Total, en todos los casos, son inferiores al 5%. El ruido de entrada Equivalente del prototipo es mayor al de los otros dos situándose en <26 dB SPL. Finalmente por lo se refiere a la corriente de batería el consumo del prototipo es de 2.38 mA sobre una carga de 100 ohms contra los 7.8 mA reportados por el auxiliar comercial tipo caja para la misma carga.

Nota: Las dos A.A.s comerciales utilizadas para esta comparación están dirigidas a resolver problemas de hipoacusia del tipo severa a profunda.

#### IV.3.- Relación de Costos.

En nuestro país el costo promedio al consumidor para versiones económicas de una A.A. del tipo caja es de aproximadamente 400.00 dólares, llegando a alcanzar hasta 900.00 dólares para las versiones más sofisticadas en el tipo curveta. Esto es sin mencionar los costos de las A.A.s del tipo "todo en el oído" e intracanales donde los montos pueden elevarse todavía más, debido a que son A.A.s personalizadas



que se tienen que hacer sobre pedido a los fabricantes en sus países de origen. Resulta evidente que para la mayoría de la población de nuestro país estos costos son prohibitivos.

Esta situación se refleja en informes como el aportado por el Servicio de Audiología del Hospital Infantil de México ( 32 ) en el sentido de que sólo 1 de cada 5 niños tratados en su servicio tienen la posibilidad de utilizar una A.A. como elemento fundamental para su habilitación. Para un niño ésto es particularmente indeseable pues lo conduce, en la mayoría de los casos, a un retraso en su desarrollo mental y del lenguaje de hasta 3 ó 4 años respecto al desarrollo de un niño normoyente ( 7,12 ).

Las diferencias de precio se deben a factores como tamaño, potencia acústica máxima de salida, versatilidad en el manejo de la curva de respuesta en frecuencia y la incorporación de aditamentos especiales ( CAG, supresores de ruido, control sobre la sensibilidad de la bobina telefónica, etc. ). La razón de esto se debe a que no existe, de manera comercial, una A.A. tal que permita corregir todo tipo de problemas auditivos. De ahí que se tenga una amplia variedad de A.A.s dirigida a cubrir diferentes tipos de problemas.

Una A.A. universal sería antieconómica tanto para el fabricante como para el consumidor. Desde el punto de vista del fabricante resulta anticomercial sostener una línea de aparatos

que cubra con distintos modelos cualquier tipo de problema de audición. Esto conduce a definir sólo algunos modelos que sean susceptibles de cubrir cierta gama de problemas. Esto en sí es bueno pues permite una flexibilización en el uso de las mismas y una reducción de costos. Ahora bien, desde el punto de vista del paciente/consumidor, sucede a menudo que cuando paga por una A.A. lo hace por características de funcionamiento que difícilmente va a utilizar. Por otra parte, se hace indispensable que el usuario acuda de nueva cuenta con su médico para el necesario ajuste de su A.A.

El incorporar controles que permitan personalizar la A.A. implica un incremento de costos como lo es el sustituir un elemento de valor fijo ( resistencia o condensador ) por un potenciómetro o trimmer, con los consiguientes cambios al gabinete, tarjeta de circuito impreso, etc., que va incrementando los costos de producción. Sería muy conveniente que la A.A. a pagar por el usuario reflejara estrictamente sus necesidades personales de amplificación, tal como sucede con las A.A.s del tipo "todo en el oído" e "intracanales" en donde por razones de espacio la A.A. debe personalizarse fielmente al sujeto. Esto quiere decir que no se deja ningún control externo, excepción hecha del control de volumen. Este no es el caso de las A.A.s tipo caja o curveta, debido a que la filosofía de diseño es otra, sin embargo sería del todo deseable que así sucediera.

Por lo que se refiere a este trabajo, respondiendo a las metas de diseño mencionadas en la sección III.2, el costo en componentes es de aproximadamente 120 dólares, incluyendo componentes pasivas y activas, micrófono, receptor, accesorios, tarjeta de circuito impreso y gabinete. Desglosado de la siguiente manera, costo aproximado en dólares.

A) Controles ( volumen, CAG, tono, MPO ) .....	11.30
B) Capacitores .....	50.00
C) Circuitos amplificadores .....	13.00
D) Micrófono .....	9.15
E) Portabatería .....	1.00
F) Cordón del receptor .....	10.00
G) Receptor .....	20.00
H) Accesorios .....	1.50
Total	115.95

En esta relación no se está considerando el costo que implica el pago de derechos de importación, por lo que en caso de considerar costos de importación deberá agregarse un mínimo del 20%. Este costo adicional no fué necesario pagarlo para las A.A.s. motivo de este trabajo. Por otra parte, hay que agregar el costo del gabinete y tablilla de circuito impreso, considerando razonable agregar un monto de 40.00 dólares, lo que en total significa un costo total aproximado de 156.00 dólares.

El monto de los costos que involucra este prototipo invita a hacer consideraciones acerca de la factibilidad de producción de estas A.A. Se sugiere al lector consultar la referencia ( 9 ) en donde se hacen algunas reflexiones acerca del tema.

#### V.- Discusión y Conclusiones.

Lo primero que se ocurre preguntar es de si el presente trabajo logra conseguir una ayuda auditiva que cumpla con los requisitos de funcionamiento fijados internacionalmente. Felizmente la respuesta es afirmativa. Sin embargo, cabe mencionar que la forma de abordar el problema de diseño y construcción de una A.A. es, en esencia, distinta al de la mayoría de los trabajos que le preceden y que se narran brevemente aquí ( ver sección II.5 ). Para la consecución de las partes electrónicas utilizadas en este trabajo se recurrió, además del mercado nacional, al japonés, danés, canadiense y estadounidense. Resultado de esto es que el diseño en su conjunto se ve fuertemente determinado por las características de los componentes ( circuitos integrados, micrófono, receptor, etc ). Sin lugar a duda es la utilización de estos componentes lo que permite alcanzar los resultados reportados en la evaluación electroacústica del prototipo de A.A. Esto nos lleva a asegurar que todo intento posterior al presente trabajo debe pensar en buscar tecnología más allá de lo que puede ofrecerle el mercado nacional, de no

ser así, lo más probable es que esté condenado al fracaso.

Podríamos decir que las metas de diseño propuestas en este trabajo (véase sección III.1) se han alcanzado en su mayor parte, como se describe en la sección IV. En particular, en lo que se refiere a la visión de conjunto y no de componente se cita, a manera de ilustración, las posibilidades del diseño en cuanto a las posibles variaciones de la curva de respuesta en frecuencia modificando uno de sus componentes.

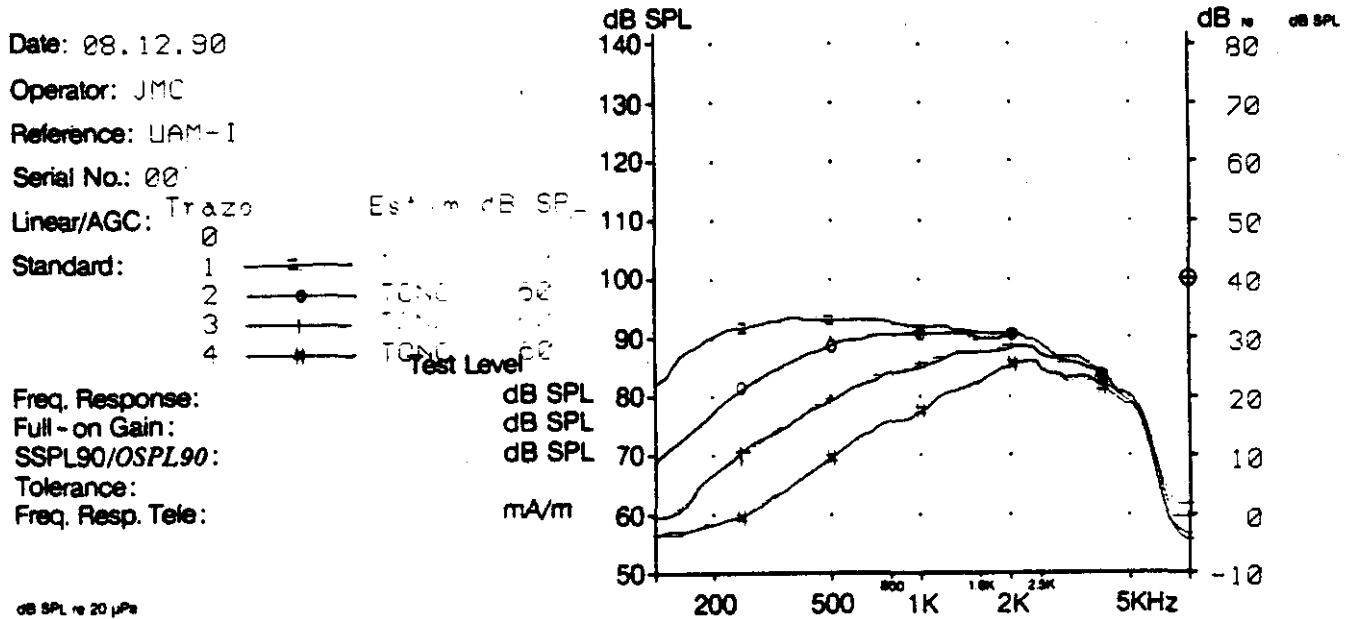


Figura V.1.- Desplazamiento de la Curva de Respuesta en Frecuencia variando un solo elemento del control de tono.

Seguramente un logro importante de este trabajo es el echar por tierra la idea de que diseñar con componentes de importación significa costos inaccesibles para la mayoría de los pacientes, así como también la idea de que estas componentes son de difícil acceso. En este sentido hay que resaltar que "aún" empleando componentes de importación los costos asociados a este prototipo (ver sección IV.4) hacen factible el hecho de que pudiese estar a disposición de un mayor número de pacientes de escasos recursos, sin que esto signifique ningún demérito en la calidad y desempeño de la A.A. Por otra parte, la experiencia obtenida en el trato con los fabricantes de componentes electrónicos, permite afirmar que si es posible tener acceso y aún disponibilidad de partes. Este acceso sería mucho más sencillo en el caso de una pequeña línea de producción, ya que la mayoría de estos fabricantes manejan cincuenta unidades como volumen mínimo de venta.

De la comparación del prototipo con otros representativos de características similares resulta que se ha logrado una A.A. de características y desempeño semejantes a las comerciales. Esto hace pensar en que sería del todo deseable que existiera un interés por reproducirlas llevando este "Paquete Tecnológico" a una forma de producto susceptible de ser utilizado por el paciente hipoacúsico. Esto permitiría la generación de los recursos humanos y materiales necesarios e

indispensables para futuros desarrollos de A.A.s y la creación de la infraestructura de respaldo para su mantenimiento preventivo y correctivo. Por otra parte a fin de reducir costos se hace indispensable considerar un programa gradual de integración nacional, que pudiera incluso llegar a sustituir los transductores y microcircuitos amplificadores.

## APENDICE A.

El propósito de este apéndice es el de brindar una explicación de la terminología y una revisión de los tópicos de audición subyacentes en el presente trabajo. Asimismo se expone brevemente la naturaleza y magnitud de los problemas de audición.

### A.1.- El oído.

Gran parte del conocimiento de la anatomía y fisiología del oído se ubica a fines del siglo XIX. Las contribuciones actuales se han hecho fundamentalmente en el terreno de la neurofisiología, psicofísica y respuesta acústica. Aunque actualmente se sabe bastante de la arquitectura y función del sistema nervioso auditivo, existen muchas lagunas en este conocimiento y muchas preguntas aún esperan una respuesta satisfactoria. En particular, poco se sabe acerca de las consecuencias que un impedimento auditivo tiene sobre la percepción del habla.

Las componentes esenciales del oído se muestran en la figura A.1. La energía sonora que alcanza la membrana del tímpano es conducida mecánicamente por el oído medio mediante los huesecillos hacia la ventana oval de la coclea. La coclea es una tira normalmente enrollada en una espiral plana de dos y media vueltas. La Figura A.2(a) muestra una sección longitudinal de una coclea desenrollada y muestra los espacios



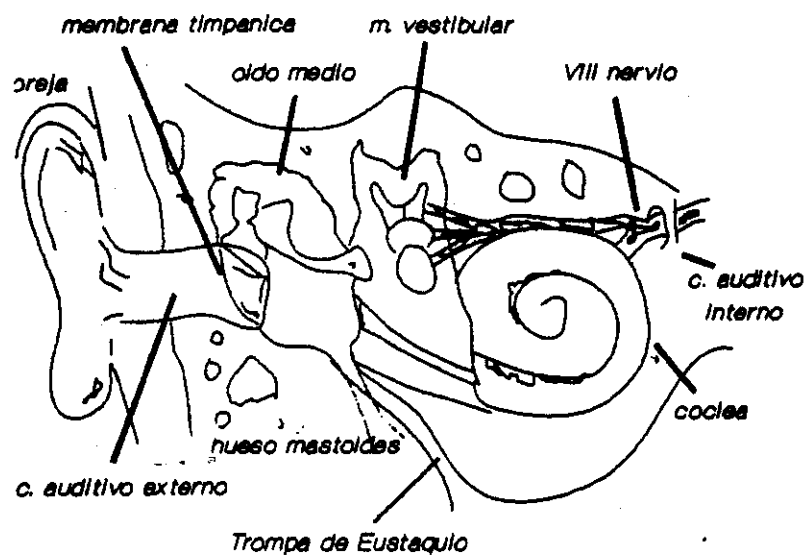


Figura A.1.- Componentes del oído.

denominados escala vestibular y escala timpánica. Estos espacios están completamente ocupados por fluido y se hallan separados por la porción coclear. La porción coclear se muestra en la figura A.2(b), se trata de una estructura triangular limitada por la membrana basilar, la placa ósea y la membrana de Reissner. Ubicado sobre la membrana basilar se encuentra el órgano de Corti del cual protruyen las células ciliadas hacia la membrana tectoria. El número de estas células ciliadas es de aproximadamente 24,000 y se distribuyen longitudinalmente en cuatro hileras, tres hileras de células ciliadas externas y una de células ciliadas internas separadas por el Arco de Corti, que se extienden en casi la totalidad de la membrana basilar desde la ventana oval hasta el helicotrema.

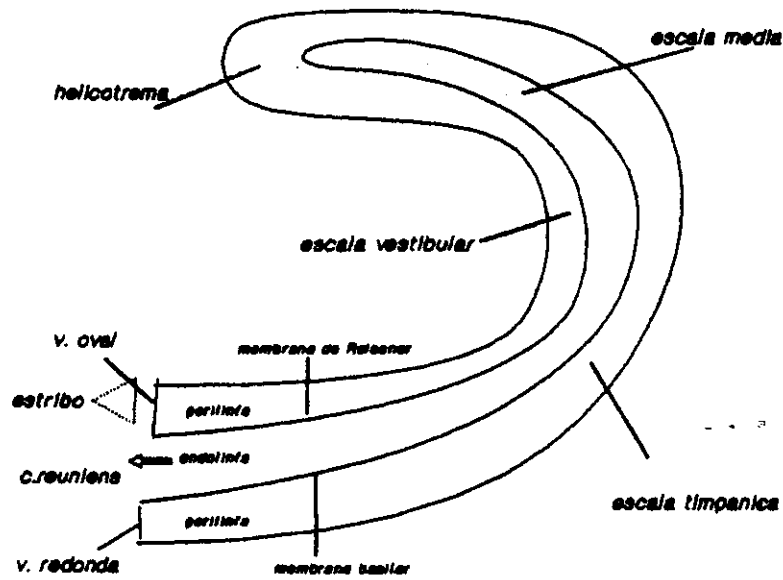


Figura. A.2.a.- Coclea.

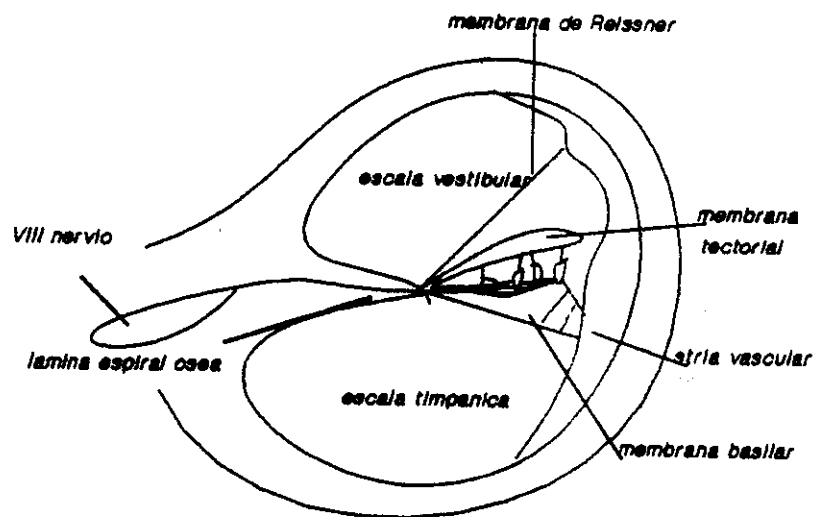


Figura A.2.b.- Corte transversal de la coclea.

La energía vibratoria que alcanza la ventana oval se transmite hacia la porción coclear ocasionando un movimiento relativo entre las células ciliadas y la membrana tectoria. Estos movimientos, resultado de un proceso que no está del todo claro, son percibidos por las células ciliadas, originando impulsos nerviosos que se transmiten a lo largo del nervio auditivo. El nervio auditivo conduce estos impulsos hacia los núcleos cocleares que están inervados por ambos oídos. De ahí la señal viaja hacia el complejo olivar superior, el cuerpo geniculado medio y finalmente hacia la corteza auditiva. En muchas de estas etapas intermedias el camino que siguen las fibras presentan divergencias y convergencias que sugieren operaciones de procesamiento de información que por ahora son objeto de especulación. Las trayectorias de algunas fibras eferentes parecen sugerir que señales de retroalimentación operan sobre la señal de entrada.

Para una descripción más detallada se sugiere consultar las referencias ( 10, 24 y 39 ).

#### **A.2.- Clasificación de los Problemas Auditivos.**

En lo que sigue se señalan brevemente algunos desórdenes anatómicos y neurológicos que pueden conducir a un problema de sordera de diverso grado.

Los padecimientos auditivos pueden clasificarse en cuatro

categorías principales. La primera es pérdida conductiva asociada con un defecto o patología del oído medio, tímpano o canal auditivo. De entre otras razones, se presenta cuando debido a una otoesclerosis el estribo se fija a la ventana oval. La incapacidad auditiva resultante, medida mediante una audiometría de tonos puros, generalmente es uniforme para todo el intervalo de frecuencias audibles donde se halla definida la comunicación humana (aproximadamente de 100 a 10,000 KHZ.), aunque puede incrementarse para frecuencias altas y bajas. Otra patología muy común es la otitis media en la cual la transmisión del sonido a través del oído medio se reduce debido a la presencia de fluido, pus o adherencias secundarias a un proceso infeccioso.

La segunda categoría de impedimentos auditivos es la denominada sensori-neural ocasionada por defectos en la cóclea o en el nervio auditivo. Las causas que originan este tipo de impedimento pueden ser factores hereditarios o congénitos, algunos tipos de padecimientos, tumores, vejez, exposiciones largas a ruido industrial, trauma acústico o agentes tóxicos. Este tipo de impedimento generalmente es más pronunciado a frecuencias altas. Este impedimento a su vez puede ser dividido en dos: coclear (i.e. sensorial) y retrococlear (i.e. neural). Dos causas comunes de impedimento coclear lo son el síndrome de Meniere( el cual afecta también los canales semicirculares ) y la exposición a ruido

traumático. Este último afecta preferentemente las células ciliadas externas del extremo basal de la coclea y ocasiona una pérdida auditiva de pendiente descendente a frecuencias altas. El impedimento retrococlear puede deberse a daños en el nervio auditivo o a las vías del tallo cerebral tales como las causadas por tumores, hemorragias o esclerosis múltiple.

La tercera clase es de naturaleza central. Este tipo de impedimento no está necesariamente acompañado de un decrecimiento en la sensibilidad auditiva, pero tiende a manifestarse en diversos grados a través de un decrecimiento en la comprensión auditiva. Por ejemplo, el sujeto puede tener una audición normal o casi normal, pero estar incapacitado de reconocer o interpretar sonidos, especialmente los del habla. Esto puede deberse a daños en la corteza auditiva debidas a hemorragias cerebrales, meningitis, trauma craneal, o defectos congénitos.

A esta breve descripción de desórdenes auditivos de naturaleza orgánica, debe agregarse una cuarta consideración denominada sordera funcional, para la cual no existe una base orgánica conocida. Frecuentemente se utiliza este término para denotar patologías que no poseen un diagnóstico e incluyen casos de sordera en los cuales las causas son psicológicas o motivacionales más que fisiológicas.

La causa más común de impedimento auditivo es la edad

avanzada. Existen cambios en el sistema auditivo asociados con la vejez, como la degeneración de las células ciliadas ( particularmente en la parte basal de la coclea), alteraciones en los fluidos cocleares y pérdida de neuronas en las vías ascendentes y corteza auditiva. Estos efectos se denominan colectivamente como Presbiacusia y se manifiesta principalmente como una pérdida a frecuencias altas que se incrementa con la edad así como una continua dificultad para discriminar voz. Un problema adicional, por otra parte muy común, es una depresión en el audiograma en la frecuencia de 4 KHz la que se puede deber en parte a una exposición prolongada a ruidos intensos.

Sin embargo, la pérdida de sensibilidad no es el único síntoma de un problema de audición. También son muy comunes diversas formas de distorsión o pérdida de claridad de la señal de entrada. Un problema sensorineural generalmente está acompañado de un problema en la discriminación de la voz. Parte de la capacidad de la coclea para analizar sonidos se pierde como resultado de la degeneración de las células ciliadas; los impedidos auditivos experimentan dificultad en hacer distinciones finas entre sonidos de voz, particularmente para aquéllos que tienen energía contenida en las frecuencias altas. Pueden escuchar fácilmente la voz de quien habla pero ser incapaces de distinguir sonidos com "fat" y "sat".

El fenómeno de reclutamiento ocurre también junto con muchos tipos de pérdidas sensorineurales. La experiencia subjetiva de este problema es un rápido incremento de la sonoridad cuando se incrementa el nivel de la señal de entrada. De donde un impedido auditivo puede tener un rango dinámico de audición considerablemente reducido debido no sólo al desplazamiento de los umbrales auditivos, sino que un cambio pequeño en el nivel de la señal de entrada puede alcanzar niveles de sonoridad incómodos (30).

Otro tipo de anormalidad es la diplacusia en la cual un tono se escucha como si tuviese más de una componente en frecuencia. Puede suceder que un mismo sonido se perciba como de diferente timbre cuando se escucha con un oído u otro. Puede ser causada por una irritación local, fatiga, o daños al órgano de corti y puede deberse también a la exposición prolongada a ambientes ruidosos (30).

Tinnitus o timbrazos en los oídos, es un fenómeno auditivo muy común que se experimenta ocasionalmente, en grados moderados, casi por todo mundo. Se cree es causado por una descarga espontánea de las células ciliadas o fibras nerviosas. Es síntoma de una irritación y puede ser inducida de varias maneras, por ejemplo, por drogas o por exposición a sonidos de alta intensidad. Sucede en muchos tipos de impedimentos sensorineurales y casos severos pueden contribuir a

interferir la comprensión de la voz y en algunos casos puede llegar a neurotizarse al paciente ( 27, 30, 38 ).

### **A.3.- Clasificación de la Hipoacusia mediante el Audiograma.**

Además de la clasificación descrita anteriormente, existe otra clasificación de acuerdo al audiograma. Aunque estas clasificaciones son un tanto empíricas tienen importancia en aplicaciones legales y prácticas.

Hay que mencionar que hasta hace muy poco tiempo se empleaban dos ceros audiológicos en la calibración de Audiómetros. La escala de la American Standards Association (ASA) se aplicó hasta el año de 1964, mientras que la escala de la International Organization for Standardization (ISO) ha sido de un uso creciente desde esa fecha. La escala ISO ha sido oficialmente aceptada por el American National Standards Institute ( formalmente ASA ) y se puede decir que es la que actualmente está en uso. La diferencia existente entre ambas escalas para la determinación de los umbrales auditivos para tonos puros es de aproximadamente 10 dB, siendo la escala de la ISO más sensitiva que la escala anteriormente utilizada por la ASA.

El método de categorización por el audiograma involucra el cálculo del nivel de audición promedio para tonos puros de tres frecuencias; 500, 1000 y 2000 Hz. El grupo I involucra niveles de audición entre 30 y 60 dB (ISO). El grupo II niveles



entre 60 y 90 dB y el grupo III contiene audiogramas con niveles de audición mayores de 90 dB ( figura A.3 ).

En la mayoría de las situaciones prácticas el factor que distingue el grupo II del grupo III es si existe audición residual más allá de los 1000 Hz. El grupo III puede todavía ser dividido en aquéllos que tienen audición residual para frecuencias altas de los que no la tienen.

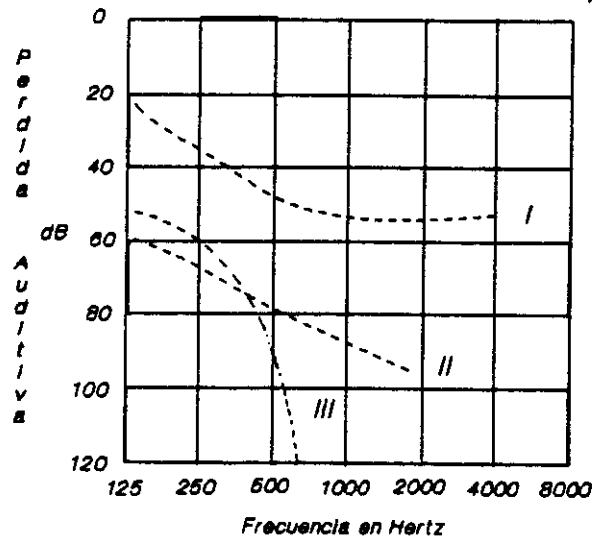


Figura A.3.- Ejemplos de audiogramas de los tres grupos de niños hipocúsicos según Hirsh.

Otra manera de clasificar el audiograma obtenido de una audiometría de tonos puros es en los términos establecidos por la Organización Mundial de la Salud ( O.M.S. ) (tabla III)

T A B L A. III

Clasificación	Umbral de Audición
Ligera .....	24 - 40 dB HL
Moderada .....	41 - 55 dB HL
Moderadamente grave ....	58 - 70 dB HL
Grave .....	71 - 91 dB HL
Profunda .....	mas de 91 dB HL

Por otra parte es de uso muy común en la clínica la siguiente clasificación basada también en la intensidad a la que se escucha un tono puro; donde además de darle una denominación al problema se le asocia el grado de disfunción que significa ( tabla IV).

Estas clasificaciones son el resultado de la cuidadosa aplicación de una batería de pruebas audiométricas que permiten al especialista determinar la gravedad y génesis del problema.

Sin embargo hay recordar que, aún con la batería de pruebas ( respuestas evocadas, audiometría de tonos puros, logaudiometría, timpanometría, etc. ) utilizadas en la determinación y evaluación del padecimiento, no es posible predecir como el adulto o el niño utilizan su audición residual o si su cerebro tiene la capacidad de procesar el sonido y darle significado.

T A B L A. IV

Nivel de Audición	Clasificación	Grado de Disfunción
0 - 25 dB HL .....	normal .....	0%
+25 - 30 dB HL .....	pérdida media .....	8%
+30 - 35 dB HL .....	pérdida media .....	15%
+35 - 45 dB HL .....	pérdida moderada .....	30%
+45 - 55 dB HL .....	pérdida moderada .....	45%
+55 - 65 dB HL .....	pérdida severa .....	60%
+65 - 75 dB HL .....	pérdida severa .....	75%
+75 - 85 dB HL .....	pérdida severa .....	90%
+90 dB HL .....	pérdida profunda	

**A.4.- Producción de voz y Lenguaje.**

La capacidad de producir voz y utilizar lenguaje está estrechamente relacionada con la audición. Si la pérdida de la audición es posterior a la adquisición del lenguaje, normalmente éste se retiene, aún cuando puede sufrir cierto deterioro. Por otra parte si el problema de audición se debe a un problema de tipo congénito, el sujeto no puede por si mismo aprender a hablar y precisa de entrenamiento especial. En esta situación la adquisición del lenguaje se ve gravemente comprometida.

La distinción entre voz y lenguaje no se puede establecer

fácilmente, en lo que sigue se entenderá como producción de voz al proceso mediante el cual el aparato vocal humano produce sonidos de una codificación aceptable, y lenguaje como la manipulación de los patrones de sonido ( y símbolos escritos asociados ) con el propósito de expresar mensajes significativos acorde a un sistema de reglas.

El proceso de la producción de voz, entendido como todo un proceso de respuesta posterior a una experiencia auditiva, significa una compleja interacción del evento acústico por sí mismo y los mecanismos fisiológicos y perceptuales (7). El mencionar este concepto aquí es de importancia pues señala los aspectos a considerar cuando se pretende brindar amplificación externa a la señal de voz de entrada o bien extraer de esta señal la información relevante, codificarla de alguna manera y hacerla llegar al individuo utilizando vías alternas mediante el uso de algún tipo de dispositivo (11, 15, 25, 39 ).

Lo dicho hasta aquí delinea algunos de los aspectos más relevantes en cuanto a lo que significa la tarea de ubicar un problema de audición. Sin embargo, este estado de cosas sólo señala el punto de partida de un proceso arduo y continuo en la habilitación de un sujeto, a fin de que adquiriera la destreza necesaria para la producción de voz y manejo del lenguaje ( 8, 29, 35 ).

#### A.5.- La población Hipoacúsica.

Hoy día en los Estados Unidos existen dos millones de personas que año con año se agregan a las listas de la población con problemas auditivos. Actualmente existen veinte millones de adultos y cuatro millones de niños que padecen problemas de audición en alguna medida. Las estadísticas muestran que los porcentajes de personas que padecen algún problema de audición se incrementan con la edad. De entre éstos, del grupo que corresponde a los mayores de 65 años, uno de cada cuatro padece algún grado de sordera. La American Association of Retired Persons, coloca a los problemas de audición como el tercer problema de salud de la vejez. Y el U.S. Census Bureau proyecta un incremento mayor en esta población, hasta alcanzar 60 millones de personas para el año 2000 ( 1, 13, 22 ).

En México se estima que el 8% de la población padece problemas auditivos cuantificables ( 5 ). También se estima que de esta población el 3% son niños que presentan cuadros severos de hipoacusia ( ver Tablas III y IV ).

Las implicaciones de un problema de sordera son muy amplias, baste señalar que, en términos generales, un hipoacúsico posee niveles educacionales inferiores a los del promedio de la población; sin embargo esto no es únicamente consecuencia del problema de audición. Como factores concomitantes habría

que considerar aspectos generales de salud, familiares, sociales  
y económicos.

**APENDICE B**

DENOMINACION DE UNA AYUDA AUDITIVA  
DE ACUERDO AL FABRICANTE.

have trouble with certain sound levels, while others have difficulty in hearing certain frequencies of sound. RIONET's hearing aids feature a host of functions geared to meet many types of hearing impairments.

### Output Controls

#### Compression Systems

These systems are for those who cannot hear weak sounds and also feel pain with loud sounds:

**ALC: Automatic Loudness Control (or AGC)**  
This control automatically suppresses loud sounds and amplifies weak sounds.

**ARC Control (Diode Compression)**  
Developed by HICON, this control suppresses loud sounds and amplifies weak sounds, giving a crisper and softer sound.

**CRC: Compression Ratio Control**  
This control compresses loud sounds into the most suitable range of hearing by adjusting input compression ratio.

#### Limiting Systems

These systems are designed to suppress sounds which exceed individual preset levels.

**MOP: Maximum Output Power Control**  
This control protects the ear from high volumes and sudden loud sounds.

**OPC: Output Power Control (AGC Limiting)**  
This control limits output sound through a compression system.

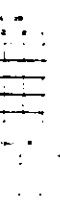
### Noise Suppressors

**ANS: Automatic Noise Suppressor**  
Developed exclusively by RION, this suppressor automatically cuts out environmental noises, facilitating conversation.

**NS: Noise Suppressor**  
This suppressor cuts out environmental noises by turning on the switch.

## PERIMU-LIC-LUI

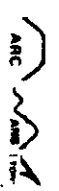
Perspiration/water-resistant,  
Powerful sound



Super power and high gain,  
CROS type available



Automatic n



Multi-functio  
noise suppre



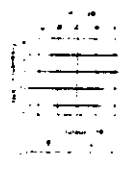
## In-the-Ear

Inconspicuo  
In the canal



## Body

Reasonably l



### Fitting Guide

Hearing Level (dB)	30	50	70	90
<b>ME: Mild</b> Some difficulty in hearing with normal conversation.				
<b>Se: Severe</b> Normal conversation impossible.				
<b>Pr: Profound</b> Only loud voices audible from close distances.				
BEHIND-THE-EAR	HB-34AS, 34HT, 34S, 36M, 36MB, 60L	HB-36PT, 71P, 7AAS	HB-75	
IN-THE-EAR EYEGLASS	HA-20, 61, 64, HE, 70L, 72	HA-20	HA-30AS, 71	HA-57D, 53B
BODY				HA-57

## HA-57



Super power  
case, Input





Type	Range	Model	IEC118-0		IEC118-7		Battery		Operation Switch	Output Control (Output, dB)	Frequency Control & Other Functions	Special
			Full-on Acoustic Gain (dB)	OSPL <sub>1m</sub> at 1600Hz/Peak (Typ.) (dB)	Full-on Acoustic Gain (dB)	OSPL <sub>1m</sub> at 1600Hz/Peak (Typ.) (dB)	Size	Life (h)*				
Mi-Mo	HB-3MS	58	127/134 (129)	—	52	120/131 (116)	400-5800	R44/675	200 (310) O-SM	MOP (0--12)	—	Flat response, wide range, Noise suppressor
Mi-Mo	HB-3AS	54	126/133 (128)	—	46	118/125 (119)	300-6500	R44/675	190 (300) O-M-S	AFC (0--12)	—	Automatic noise
Mi-Mo	HB-34HT	51	124/134 (129)	92	42	116/126 (121)	300-7000	R44/675	220 (350) O-T-M	AFC (0--13)	—	Broad fitting range, variable tone control
Mo-Se	HB-35PT	57	134/143 (138)	91	49	126/136 (131)	180-6000	R44/675*	124 O-T-M	MOP (0--19)	—	Persepiration/waterproof, Powerful sound
Mi-Mo	HB-36M	54	124/134 (129)	—	46	116/130 (125)	250-6000	R44/675	210 (320) O-M	MOP (0--15)	—	Economical, Ear
Mi-Mo	HB-36MS	54	124/134 (129)	—	46	116/130 (125)	250-6000	R44/675	210 (320) O-S-M	MOP (0--15)	—	Noise suppressor, popular
Mi-Mo	HB-68L	48	118/132 (127)	—	41	111/127 (122)	200-7000	R44/675	120 (160) O-S-M	NS	—	Super compact, Low wearers, Noise
Mo-Se	HB-71P	62	132/142 (137)	97	54	124/135 (130)	370-6500	R48/113	70 (105) O-T-M	MOP (0--14)	—	Small, Powerful
Mo-Se	HB-74AS	56	132/142 (137)	93	48	125/134 (129)	250-6500	R44/675	130 (200) O-T-M	OFC/ALC (0--14)	—	Multi-function, noise suppressor
Se-Pr	HB-75	74	136/144 (139)	114	65	127/136 (131)	150-5000	R44/675	93 (148) O-M-T-M	OFC/ALC (0--14)	—	Super power, CROS type available
Mi-Mo	HI-60	53	126/136 (131)	—	46	119/128 (123)	530-5800	R41/312	80 (107)	—	—	Highly popular, ear sizes, Economical
Mi-Mo	HI-63	56	130/136 (131)	—	49	123/129 (124)	900-7700	R41/312	67 (89) O-M	—	—	Compact, Slim
Mi-Mo	HI-64	39	115/121 (116)	—	31	106/112 (107)	400-6000	R41/312	110 (150)	—	—	Inconspicuous, canal
Mi-Mo	HE-71G	62	132/137 (132)	—	56	125/131 (126)	850-5300	R44/675*	260 (400) O-I	AFC (0--15)	—	Various sizes
EYEGLOSS												
Mi-Mo	HE-72	12 (dB)	53dB	82dB	16dB	—	—	R44/675*	Mic. 317	MOP (0--12)	—	Bone Conduction
Mi-Mo	HA-20	61	140/145 (140)	—	55	133/138 (133)	200-3000	R6/AA	Vibrator 87 O-I	—	—	Economical, Light
Mi-Se	HA-39AS	63	130/135 (130)	101	58	123/131 (126)	110-5500	R6/AA	140 O-T-M, N-S	OFC/ALC (0--12)	—	Automatic noise, Plastic case
Mi-Se	HA-41	67	138/144 (139)	97	61	131/138 (133)	170-3600	R6/AA	180 O-T-M	MOP (0--10)	—	Reasonably priced
Mo-Pr	HA-51D	75	143/149 (144)	101	68	137/143 (137)	220-5500	R6/AA	130 O-T-M	AFC (0--10)	—	Powerful sound
Mo-Pr	HA-53B	76	146/152 (147)	115	69	138/144 (139)	200-7000	R6/AA	140 O-T-M, M-T-T	MOP (0--20)	—	Powerful sound, induction (T) only
Se-Pr	HA-57	82	144/150 (145)	115	76	137/143 (136)	150-5200	R03/AAA	90 O-S-I, M-M-T-T	MOP (0--18) OFC/ALC	—	Super power, Input control

Gain (Gain Control): This control is equipped with a power type hearing aid for making volume control setting easier.  
T: Induction (T) coil sensitivity is measured at 1 mA/cm

\*Zinc-air battery can not be used  
\*\*Parenthesized figures are with zinc-air battery, others with mercury battery.



On the following pages a brief discussion or explanation is given for each graph provided on the specification sheet. The new format is designed to provide useful fitting information in an easy to read format. All the test conditions, input levels and hearing aid control settings, are always indicated underneath the appropriate graph. Although in the following example the 905H specification sheet has been used, corresponding information is contained on each specification sheet for all Unitron hearing aid models.

This graph shows the ANSI SSPL90 curve with the MPO control set to maximum and minimum positions. The shaded area illustrates the range through which the MPO can be adjusted. This graph indicates the maximum output level or ceiling of amplification for the hearing aid.

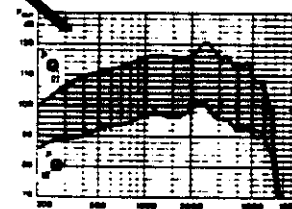
From this graph you can see how the gain changes as you turn the volume dial from its minimum (1) to maximum (4) position. Remember that the numbers on the volume dial are only equal division markers and may not always represent equal changes in gain. The numbering system provides the hearing aid user with a method of reporting his or her typical volume control setting.

This graph shows the ANSI frequency response for the hearing aid with the tone control set to normal and high tone positions. The shaded area shows the range of adjustment available from the tone control. Be careful to check the 'LIST OF SPECIAL FACILITIES' described on the previous page to see whether or not the hearing aid has compression. According to ANSI, compression aids are tested with an input level of 50 dB SPL and volume control set to full-on. Hearing aids without compression must be tested with an input level of 60 dB SPL and the volume control reduced to the Reference Test Position (RTP).

This graph shows two hearing aid gain curves measured with KEMAR (Knowles Electronic Manikin for Acoustic Research). The most common curve, curve A, is the 'in situ' gain. It is the difference between the sound pressure level measured at KEMAR's eardrum (aided KEMAR response with full closed earmold and hearing aid) and the sound pressure level of the sound field without KEMAR. This gain curve; however, is not very useful for fitting purposes because it compares an empty sound field to an aided response. For practical fitting information a gain curve is needed which represents the difference between the aided (with earmold, occluded ear canal) and unaided (without earmold, open ear canal) pure tone threshold. Such a 'functional' or 'etymotic' gain curve is shown in curve B.

A major advantage in using KEMAR in hearing aid measurements is that a number of physiological effects, such as ear canal resonances, head and torso diffractions, etc., are included in the measurement results. These KEMAR conditions more closely approximate real user conditions than measurements obtained on the standard 2cc coupler. These KEMAR results can be used as a general guideline to provide gain and frequency information for a typical adult hearing aid user. Remember, venting and other earmold modifications will further alter the relative high frequency versus low frequency gain depending on the type of modification made.

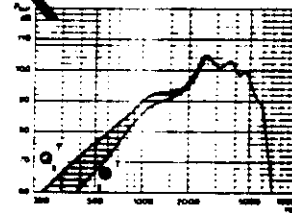
905H



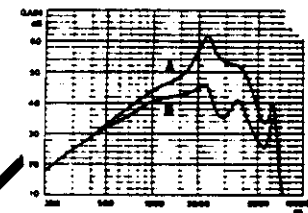
SATURATION OUTPUT FREQUENCY RESPONSE  
ANSI-PTB-IEC  
Input sound pressure level 90 dB  
Volume Control: full on  
(T) Tone Control: H



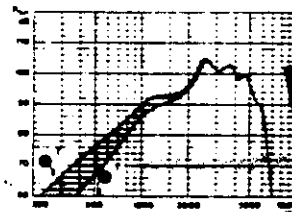
VOLUME CONTROL RANGE - FREQUENCY RESPONSE  
ANSI-IEC  
Input sound pressure level 60 dB  
(T) Tone Control: N  
(P) MPO Control: maximum  
NOTE: These graphs were obtained through a special narrow band filter



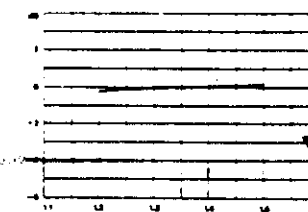
BASIC FREQUENCY RESPONSE  
ANSI  
Input sound pressure level 50 dB  
Volume Control: full on  
(P) MPO Control: maximum



FREQUENCY RESPONSE ON KEMAR  
Input sound pressure level 50 dB  
Volume Control: full on  
'A' is the 'in situ' or free field gain  
'B' is the amplification provided to the typical user, known as the etymotic or functional gain.



BASIC FREQUENCY RESPONSE  
ANSI-PTB-IEC  
Input sound pressure level 60 dB  
Volume Control: full on  
Highest gain input level  
(P) MPO Control: maximum

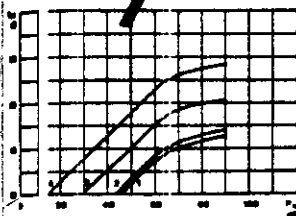


ACOUSTIC GAIN CHANGE VERSUS SOURCE DISTANCE  
Input sound pressure level 50 dB at 1000 Hz  
Volume Control: full on

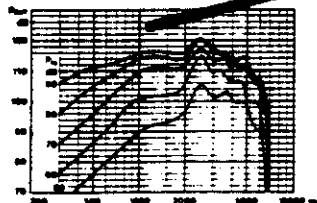
This graph shows the international (DIN, PTB, IEC) frequency response. Again, the shaded area shows the range of adjustment available from the tone control. Note that the specified control settings and frequency response are different from ANSI, that is, the volume control is set for 40 dB gain at 1000 Hz.

Information about Unitron's Input Compression System, directional microphone, or other special features, are always presented on this page. In this example, it can be seen that the 905H is an input compression aid with the following features.

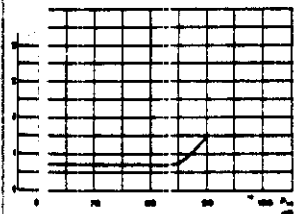
This graph shows how the output of the hearing aid increases as the input entering the microphone increases, using an input signal of 2000 Hz. This information demonstrates that Unitron has an input compression system. For each of the volume dial positions (1 to 4) the output of the hearing aid increases directly and linearly with the input until a certain critical level is reached. In this example, when the input level reaches 65 dB SPL all the curves start to bend over demonstrating that the input compression circuit has been activated. Now, the output still increases with the input but by a smaller amount. This critical input level is called the threshold of compression. A feature of input compression is that the threshold does not change with volume control setting. The compression threshold has been chosen to give good intelligibility in various acoustic environments and will not change as the volume control is varied from minimum (1) to maximum (4).



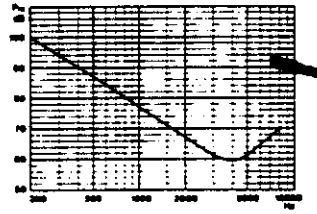
Output Transfer Characteristics  
Input at 2000 Hz  
Volume Control: as shown  
(1) Tone Control: M  
(2) HPO Control: Maximum



Frequency Response for Different Input Levels  
Volume Control: Full on  
(1) Tone Control: M  
(2) HPO Control: Maximum



Total Harmonic Distortion versus Input Levels  
The level range shown at 1600 Hz  
Volume Control: Full on  
(1) Tone Control: M  
(2) HPO Control: Maximum



AGC Threshold Frequency Response  
Input required for 2 dB of compression shown  
Volume Control: Full on  
(1) Tone Control: M  
(2) HPO Control: Maximum

This graph demonstrates the change in amplification across the frequency range as the sound level entering the microphone is increased in 10 dB steps. From this example you can see the frequency dependent nature of Unitron's input compression system. You can see, at any given frequency, what input level will cause the compression to be activated. For instance, 80 dB at 500 Hz will not activate the compression circuit. The 905H has very little gain in this region. When compression is not in effect the basic frequency response remains unchanged and the gain in the higher frequencies is not affected. Now look at 2000 Hz. A loud high frequency signal, 80 dB at 2000 Hz, would activate the compression circuit. Once the compression is activated the gain of the hearing aid would be automatically reduced across all frequencies (AGC).

This graph shows the compression threshold. Unitron's frequency dependent input compression (FDC) system is matched to the gain and frequency response of the hearing aid. It is designed to be most sensitive where the gain is greatest. In the frequency range where the hearing aid does not amplify as much, the threshold of compression is set higher. Think of this curve as an activation or triggering line. If the sound level reaching the microphone of the hearing aid is below the line, the compression circuit is not working and the hearing aid is amplifying in its normal linear fashion. If, however, the input to the microphone is at or above the line, then the compression circuit is triggered. Once the compression circuit is activated, the gain of the hearing aid is automatically turned down (AGC) just as if the user had turned down the volume dial. Unitron's FDC system prevents the common low frequency components of speech, wind and background noise from needlessly activating the compression system and thus preserves the important high frequency speech sounds. It is designed to provide better speech perception in noisy environments as well as protection from sudden loud sounds.

This graph demonstrates the level of total harmonic distortion at various input levels. In this example, with input levels as high as 90 dB SPL, the 905H will produce only a small change in total harmonic distortion at 1600 Hz.

This graph is volunteered by Unitron to provide information about the stability of the amplifier as the battery voltage changes. The overall flatness of the graph indicates there will be almost no change in gain as the battery voltage drops. In general use, changes of less than 2 dB over this voltage range are not considered significant. To the user this means that as the battery wears down, fewer volume control adjustments are required. It also means switching from mercury to silver oxide batteries will not produce any useable increase in gain. This stability also will help to compensate for any momentary voltage fluctuations when using zinc-air batteries, especially helpful with push-pull hearing aids. In the winter, when the hearing aid user moves indoors from being outside, there can be a sudden annoying increase in gain associated with temperature/battery voltage change, and a stable hearing aid amplifier can help to compensate for these fluctuations as well.

APENDICE C

ESPECIFICACIONES DE MICROFONO,  
RECEPTOR Y AMPLIFICADORES

PART NUMBER	DESCRIPTION	APPLICATION	OPERATING VOLTAGE V	GAIN RANGE dB	BANDWIDTH kHz
LC505	Single input amplifier providing class 'A' output.	Low power hearing aids, microphone amplifiers, stethoscopes, communications helmets.	1.0-1.6	68-76	0.5; 1000
LD505	As LC505 with additional preamplifier supply decoupling.		1.0-1.6	68-76	0.5; 1000
LC506	Low voltage monolithic amplifier with on-chip voltage regulator.	Linear preamplifier or low power amplifier.	1.1-1.5	38-44	0.1; 10k
LC507	A 3 stage class 'A' amplifier with a frequency response to 20 kHz; direct replacement for OM 200 & TAA 141.	Hearing aids, active filters and microphone amplifiers.	1.3-3	66 min	0.2; 1500
LE507	As LC507 with additional pins for increased flexibility.		1.3-3	66 min.	0.2; 1500
LR505	As LD505 with on-chip Schottky diodes connected in a shunt configuration across the load for symmetrical peak clipping.	Low power BTE and ITE aids, microphone amplifiers, communications helmets.	1.0-1.6	68-76	0.5; 1000
LS505	As LD505 with on-chip Schottky diodes connected in a feedback configuration for symmetrical peak clipping.		1.0-1.6	68-76	0.5; 1000
WC501	Single Input AGC amplifier with class 'A' output, on-chip voltage regulator, tel-coil preamplifier.	Low-medium power compression aids, microphone amplifiers, electronic stethoscopes, miniature tape recorders.	1.3-1.8	58-62	0.5; 600
LD501	As WC501 without tel-coil preamplifier.		1.3-1.8	58-62	0.5; 600
LD511	Low voltage monolithic AGC amplifier with adjustable attack and release times; low transient during AGC, on-chip voltage regulator.		1.2-1.8	60-68	0.5; 600
WE530	Differential input, low voltage monolithic amplifier with class 'B' output.	Medium and high power hearing aids.	1.0-1.6	67-73	2; 1000
WL530			1.0-1.6	72-78	2; 1000
WV530			1.0-1.6	77-83	2; 1000
WS531			1.3-1.8	82-88	3; 1000
WC535			High power output, differential input amplifier with class 'B' output.	Bone conduction hearing aids, remote intrusion detectors and microphone amplifiers	1.0-1.6
WV535	1.0-1.6	77-83			6; 400
LC547	Low voltage monolithic class 'B' audio amplifier.	Medium and high power hearing aids, wireless microphones, electronic stethoscopes.	1.0-1.6	74-82	2.5; 1000
LD547			1.0-1.6	74-82	4; 600
LU547			1.0-1.6	74-82	4; 600
LC548			1.3-1.8	74-82	3.6; 1000
LD548			1.3-1.8	74-82	5.6; 600
LC549			Single input amplifier with class 'B' output, low voltage operation, low distortion and low consumption.	Hearing aids or general low voltage applications.	1.0-1.6
LC550	Low voltage monolithic amplifier combining a preamplifier and a medium power output stage.	Medium power BTE and ITE hearing aids.	1.0-2.5	63 nominal	2; 1000

PART NUMBER	DESCRIPTION	APPLICATION	SUPPLY CURRENT $\mu$ A	OUTPUT NOISE $\mu$ A @ 1.3 V	$R_{out}$ k $\Omega$ @ 1.3 V	$C_{in}$ pF
LA800X	Low voltage, monolithic buffer with low output noise and near unity gain.	Hearing aids, tape recorders, communications equipment, telephones, medical electronics.	50	2.0	2.2	1.0
LB800X	Low voltage, low current monolithic buffer with high supply line rejection ratio and near unity gain.		28	2.5	3.0	0.7

PART NUMBER	DESCRIPTION	APPLICATION	MIN. SUPPLY VOLTAGE	SUPPLY CURRENT $\mu$ A	VOLTAGE GAIN dB	UNITY GAIN BANDWIDTH MHz
LC700	Low voltage, internally compensated, general purpose operational amplifier integrated circuit which combines both J FET and bipolar transistors on a single chip.	Portable equipment operating from a single power cell. Also in demanding general purpose applications.	1.3 V	270	80	1

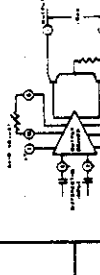
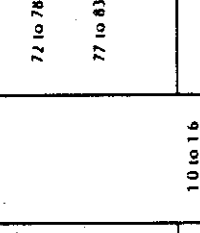
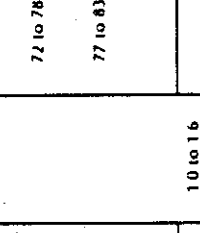
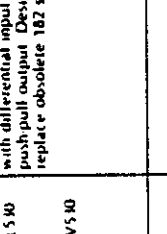
PRODUCT SELECTION GUIDE



CLASS 'A' COMPRESSION AMPLIFIERS	TYPICAL CHARACTERISTICS						RECEIVER TYPE ④			
	PART NUMBER	DESCRIPTION AND COMMENTS	OPERATING VOLTAGE RANGE V	GAIN RANGE ① dB	POWER OUTPUT AND LOAD IMP: Ω	MAXIMUM QUIESCENT CURRENT mA		BLOCK SCHEMATIC	APPLICATIONS	PACKAGING
LR505	Identical to LD505 except on-chip Schottky diodes available for peak limiting	1.0 to 1.6 Recommended Battery Types: Silver Mercury Zinc-Air Carbon-Zinc Alkaline Retractable	68 to 76	0.5, 1000	Adjustable		<p>Low power BTE and IFE hearing aids, integral microphone preamplifiers, wireless microphones, electronic stethoscopes, communication helmets with added feature of maximum output control by peak limiting</p>	PB CHIP	Ceramic or TET reel with IET buffer, WC501 also suitable for magnetic microphone	2 Terminal 1kΩ to 4kΩ
LS505										
WC501	Low voltage monolithic A.C.C. amplifier with single input and class 'A' output. Has on-chip voltage regulator and tel-coil preamplifier	1.1 to 1.8 Recommended Battery Type: Silver	56 to 62 Additional 20 dB in Tel-Coil Preamplifier		Adjustable		<p>Low and medium power compression hearing aids, integral microphone preamplifiers for P.A. and communications applications, wireless microphones, electronic stethoscopes, communication helmets, oscillators with automatic output control LD511 suitable for use as compression preamp with LC549</p>	P14		2 Terminal 60Ω to 4kΩ
LD501	As WC501 except tel-coil preamplifier not included		56 to 62	0.5, 600						
LD511 ‡ 155	Pin for pin replacement for LD501 offering wider operating voltage range, increased release time and reduced transient during ACC. Use as a preamp for LC549	1.2 to 1.8 Recommended Battery Types: Silver Mercury Zinc-Air Alkaline	60 to 68		Adjustable			P10-CHIP		

① Production tested at maximum gain parameters. ② When used as a microphone amplifier. ③ When used as a hearing aid amplifier.

**PRODUCT SELECTION GUIDE**

CLASS 'B' AMPLIFIERS	TYPICAL CHARACTERISTICS							RECEIVER TYPE ①		
	PART NUMBER	DESCRIPTION AND COMMENTS	OPERATING VOLTAGE RANGE V	GAIN RANGE ② dB	POWER OUTPUT AND LOAD mW; Ω	MAXIMUM QUIESCENT CURRENT mA	BLOCK SCHEMATIC		APPLICATIONS	PACKAGING
WE530	Low voltage monolithic amplifier with differential input and push-pull output. Designed to replace obsolete 182 series.	10 to 16 Recommended	67 to 73	2,1000	1.0		Medium and high power cosmetic hearing aids	P10	Magnetic	3 Terminal 800Ω to 2kΩ
WE540			72 to 78							
WV540			77 to 83							
WC535	Low voltage monolithic amplifier with differential input and push-pull output. Greater power output capability than 530 type.	Recommended Battery Types - Mercury Zinc-Air Carbon-Zinc Alkaline	67 to 84	6,400	2.0		Bone conduction hearing aids, remote intrusion detectors, integral microphone amplifiers.	P10	Magnetic	3 Terminal 300Ω to 1kΩ
WV535			77 to 83							
LC547	Replacement for obsolete 545 types.	Recommended Battery Types - Silver Mercury Zinc-Air Carbon-Zinc Alkaline	74 to 82	2.5,1000	0.8		Medium and high power cosmetic hearing aids, wireless microphones, electronic stethoscopes	P14	Ceramic or Electret with FET Buffer	3 Terminal 1kΩ to 4kΩ 400Ω to 1kΩ 400Ω to 1kΩ
LD547			74 to 82							
LU547			74 to 82							
LC549	Low voltage monolithic amplifier with single input and push-pull output. Designed to operate either as complete amplifier or as an output module. Use LC506 or LD511 as preamplifier.	Recommended Battery Types - Silver Mercury Zinc-Air Carbon-Zinc Alkaline	38 to 42	6,300	0.77		All types of hearing aids. Good general purpose amplifier for use in equipment in which small size, low voltage operation, low distortion and low current consumption are required.	P8 P10, 8 CHIP	Ceramic or Electret with FET Buffer where single input, balanced output is required	3 Terminal 500Ω to 4kΩ

① Pinches from typical or maximum gain parameters. ② Where used as a microphone amplifier. ③ Where used as a hearing aid amplifier.



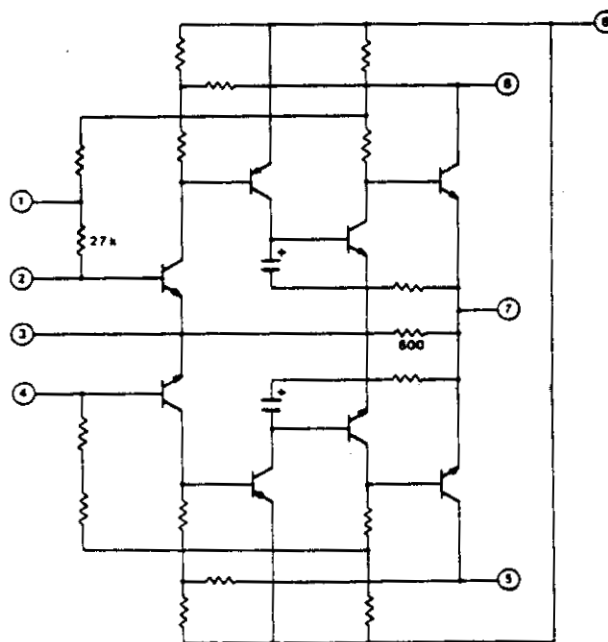


**LC549**  
**LV549**  
**LD549**  
DATA SHEET

No. 500-25-6

## HIGH POWER CLASS B OUTPUT STAGE

- 40 dB of electrical gain
- 1.0 to 1.6 V DC supply operating range
- current trim capability ( $R_T$ )
- high efficiency Class B output stage
- may be used with a linear or compression preamplifier



Resistor U.S.A. 1976 Circa 1980 US 1001  
All resistors in ohms, all capacitors in  $\mu\text{F}$  unless otherwise stated

## Description

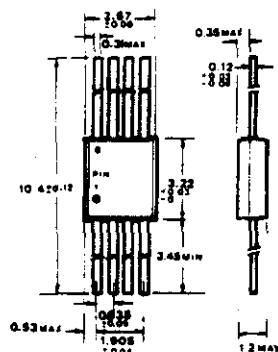
The LC/LD549 is an 8 pin, low voltage, push-pull audio frequency output stage amplifier with a single unbalanced input. The circuit utilizes two internal negative feedback loops to stabilize the DC operating point for temperature stability and to linearize the transfer function over a wide dynamic range. The circuit operates near ideal Class B conditions resulting in low distortion and very low quiescent current, required for extended battery life.

The LC549, LV549 and the LD549 differ in only one respect, the LV549 and LD549 are selected devices which are capable of delivering from 10 mA to 41 mA and from 36 mA to 75 mA of output current respectively. These values are the maximum current drawn with both output stage transistors in saturation. Thus the LD549 is capable of producing a higher output power in a low impedance load, the LV549 is selected to have lower peak currents, extending the life of the battery.

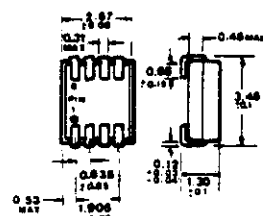
## Absolute Maximum Ratings

PARAMETER	VALUE	UNITS
Supply voltage	3.0	V DC
Power Dissipation	60	mW
Storage Temperature	- 20 to + 70	°C
Operating Temperature	- 10 to + 60	°C

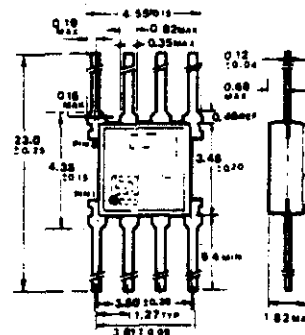
## Available Packaging



LC549 only  
MICROPAC M8



LC549 only  
PLID® 8

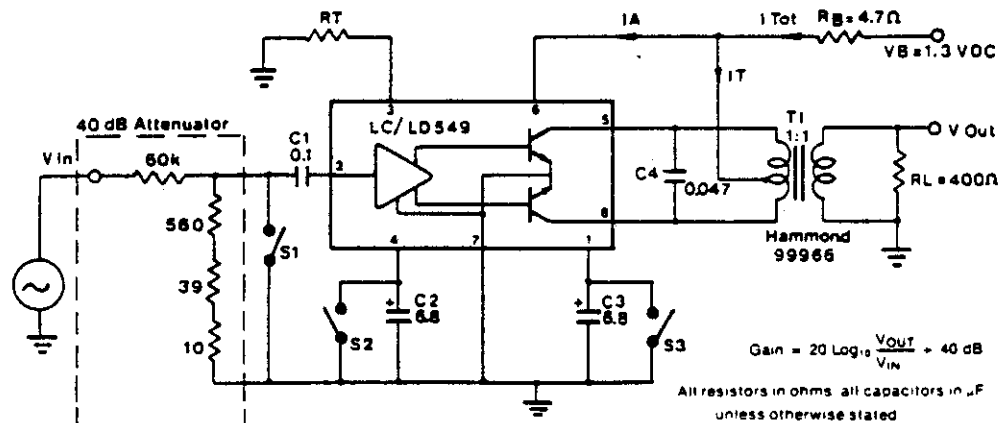


LC549 available in Minipac only  
LV549 available in Minipac only  
LD549 available in Minipac only  
MINIPAC P8

Note: Package widths refer to body proper, flash or lead frame material may add 0.15 mm to PLID® and MICROPAC, 0.20 mm to MINIPAC.  
Dimensions in millimetres

**Electrical Characteristics (Refer to Test Circuit and Conditions)**

PARAMETER	MIN.	TYP.	MAX.	UNITS
Gain	38	40	42	dB
Quiescent Current ( $S_2, S_3$ open)				
$I_{\text{Amplifier}}$	100		400	$\mu\text{A}$
$I_{\text{Transducer}}$	170		370	$\mu\text{A}$
$I_{\text{Total}}$		500	770	$\mu\text{A}$
Max. Drive Current ( $S_2, S_3$ closed)				
LC549	10	35	75	mA
LV549	10		41	mA
LD549	36	50	75	mA
Input Impedance	18	27	36	$k\Omega$
Total Harmonic Distortion & Noise				
@ $V_{\text{out}} = 0.707 V_{\text{RMS}}$		0.5		%
@ $V_{\text{out}} = 1.3 V_{\text{RMS}}$		2.5	5.2	%
Input Referred Noise ( $S_1$ closed)		1.2	2.5	$\mu\text{V}$
Start Up Time			3	sec.



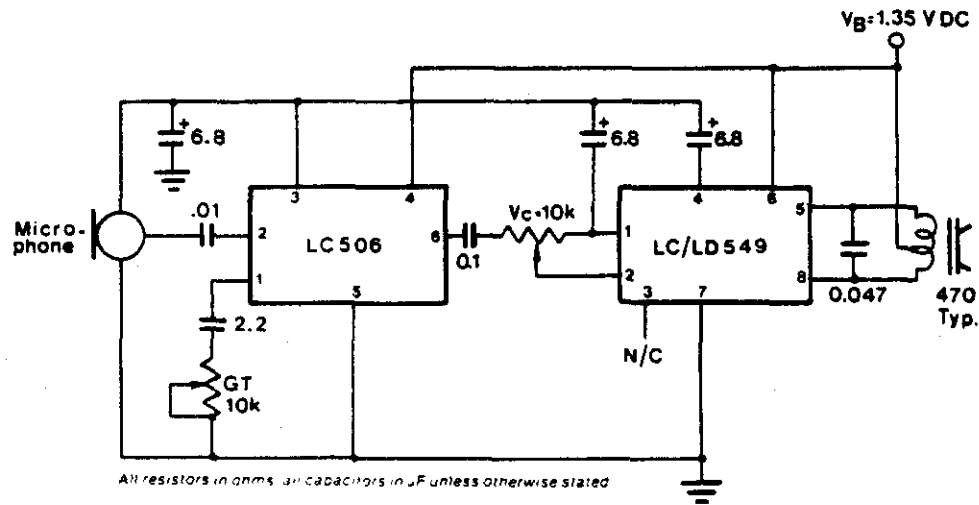
**Test Circuit**

Test Conditions (Refer to Test Circuit)

PARAMETER	VALUE	UNITS
Supply Voltage	1.3	V DC
Test Frequency	1.0	kHz
Source Impedance	600	$\Omega$
Load Impedance	400	$\Omega$
Gain — Set $V_{OUT}$ to: — Measure $V_{IN}$ :	0.707	$V_{RMS}$
Battery Resistance	4.7	$\Omega$
Current Trim Resistor ( $R_T$ )	$\infty$	$\Omega$
Noise Filter Bandwidth @ 12 dB/oct	0.2 to 10	kHz
Ambient Temperature	25	$^{\circ}C$

Start-Up Time Test (Refer to Test Circuit)

SEQUENCE	CONDITIONS	COMMENT
1. Power Supply	Off	—
2. S1	Closed	Removes $V_{IN}$
3. S2/S3	Closed	Discharges C2 & C3
4. S1	Open	Applies $V_{IN}$ ( $V_{IN}$ level is determined from Gain Test)
5. S2/S3	Open	Removes Short from C2 and C3
6. Power Supply	On	—
7. Gain must be within specification, within 3 seconds after Power Supply is turned on.		



Typical Hearing Aid Application

# Knowles

## SUBMINIATURE TRANSDUCERS

# LOW PROFILE EA-SERIES MICROPHONES DATA SHEET

The EA series of subminiature condenser microphone elements use an exclusive electret construction. They contain a FET amplifier stage and are intended for microphone applications requiring high sensitivity, small size, high resistance to mechanical shock, and low sensitivity to vibration conducted thru the case. The patented diaphragm and electret system is virtually unaffected by the severe temperature and humidity of the hearing aid environment. EA microphones are offered in two case thicknesses: the original or Regular EA and the thinner Low Profile cases. (See Data Sheet S-524 for Regular EA models)

Low Profile EA Series patented under U.S. 3772133, 4063050; W. Germany 22 54 892, 27 58 666; Canada 961973; U.K. 1585157; Japan 871831; Denmark 140528; Sweden 7211730-2; France 2159372; Switzerland 556628. Other patents pending.

### Low Profile EA Characteristics

Supply Voltage Range: 0.9 to 20 Vdc  
 Battery Drain: 23µA Nominal @ 1.3 Vdc  
 Output Impedance: 3500 ohms (Nominal)  
 (2000 to 6000 ohm Range)

A-Weighted Noise Level: 28 dB (Nominal) 1 kHz SPL equivalent noise pressure\*  
 Weight: 0.12 grams (Nominal)

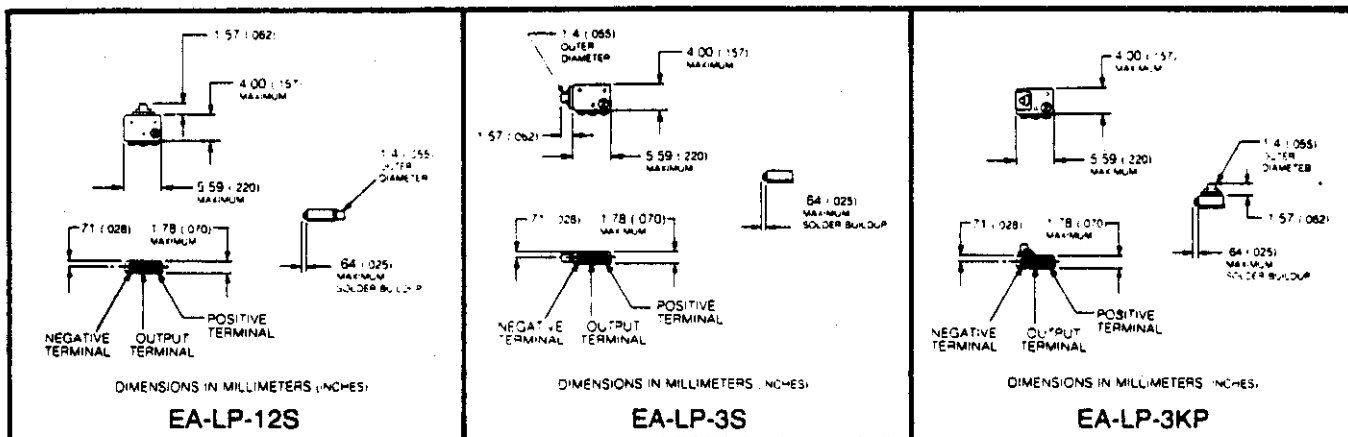
\*Except Ski-Slope types

### TABLE OF MODELS OF LOW PROFILE EA

LP EA Model Number	Description	Similar** To Regular EA Model
<b>LP-12S CASE &amp; SIGNAL PORT CONFIGURATION</b>		
EA-3003	Basic "hearing aid response", undamped	EA-1842
EA-3008	Basic "hearing aid response", damped	EA-1939
EA-3006	6dB per octave ski-slope, undamped	EA-1868
EA-3022	6dB per octave ski-slope, damped	EA-1996
EA-3005	12dB per octave ski-slope, undamped	EA-1867
EA-3023	12dB per octave ski-slope, damped	
<b>LP-3S CASE &amp; SIGNAL PORT CONFIGURATION</b>		
EA-3015	Basic "hearing aid response", undamped	EA-1843
EA-3016	6dB per octave ski-slope, undamped	EA-1945
<b>LP-3KP CASE &amp; SIGNAL PORT CONFIGURATION</b>		
EA-3007	Basic "hearing aid response", undamped	EA-1886
EA-3014	Basic "hearing aid response", damped	
EA-3010	6dB per octave ski-slope, damped	
EA-3011	12dB per octave ski-slope, damped	

\*\*Low Profile EA model response is similar but not same as on EA model.

### Low Profile EA Case & Signal Port Configurations



LOW PROFILE EA-SERIES MICROPHONE DATA SHEET

Knowledge

SUBMINIATURE TRANSDUCERS

# EA SERIES MICROPHONES DATA SHEET

The EA series of subminiature condenser microphone elements use an exclusive electret film. They contain an FET amplifier stage and may be used in microphone applications requiring high sensitivity, small size, and high resistance to mechanical shock. The patented diaphragm and electret system is virtually unaffected by normal temperature ranges and has low sensitivity to vibration.

Model EA patented under U.S. 3740498; 3772133; 4063050; W. Germany 2254892; Canada 96973; 953410; Japan 871831; Switzerland 556828; Sweden 7211730-2; France 159372. Other patents pending.

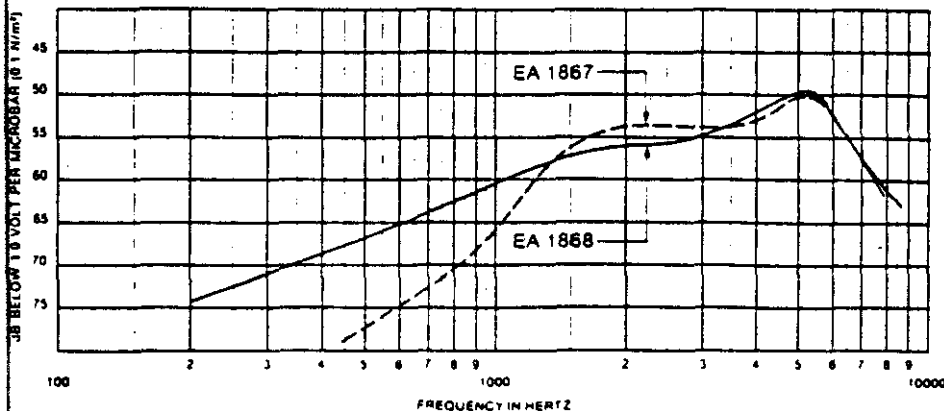
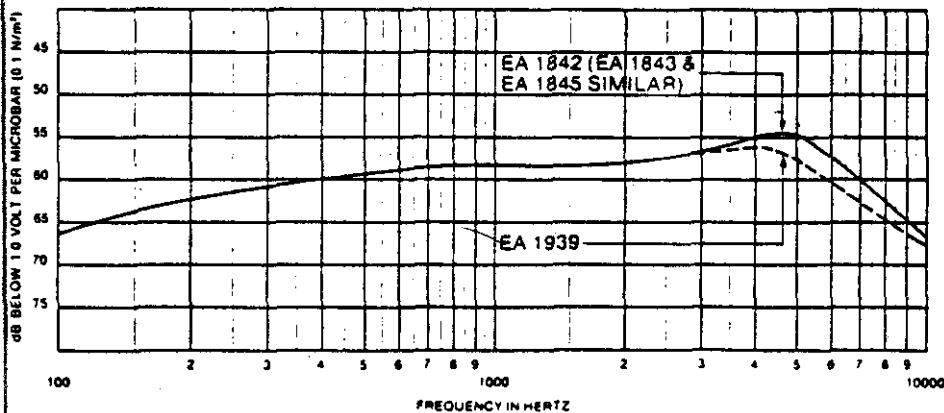
## EA Characteristics

Supply Voltage Range: 0.9 to 20 Vdc  
Battery Drain:  $23\mu$  A Nominal @ 1.3 Vdc  
Output Impedance: 3500 ohms (Nominal)  
(2000 to 6000 ohm Range)  
A-Weighted Noise Level: 26 dB (Nominal)  
1 kHz SPL equivalent noise pressure \*  
Weight: 0.13 grams (Nominal)

For EA microphone with broadband frequency response refer to separate data sheet to obtain detailed characteristics.

\* Except Ski-Slope types

### Open Circuit Sensitivity (1.3 Vdc supply)

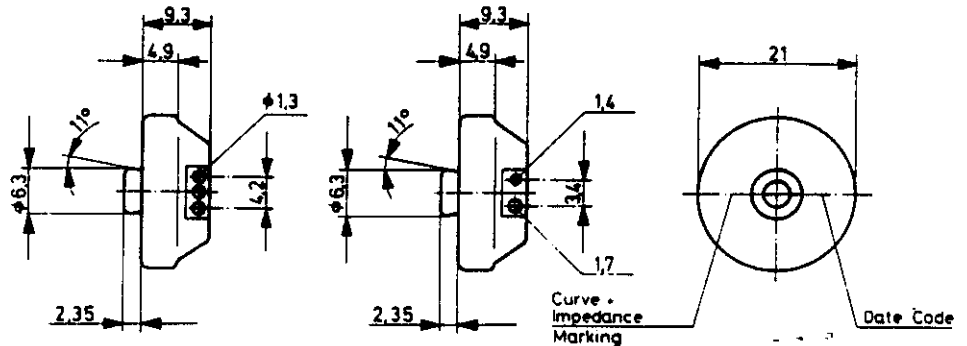


EA SERIES MICROPHONES

## Miniature Earphone ME-21 «Standard»

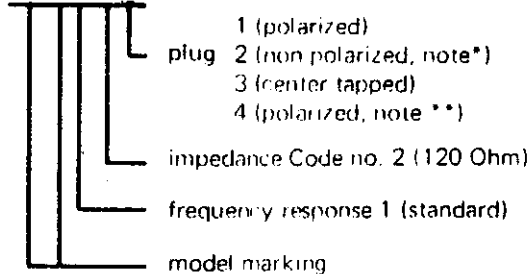
2.85

High quality miniature earphone for hearing aid and similar applications. Excellent acoustical characteristics and sturdy mechanical construction are united in a light-weight, elegantly styled housing. Reliable operation under all climatic conditions.

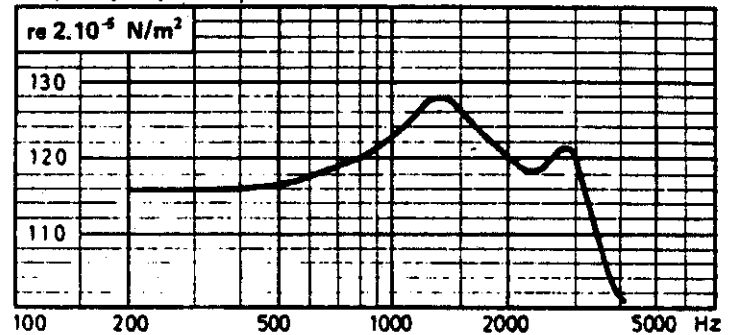


### Coding example

ME 21-21



### Frequency response



Measuring conditions: 2 cm<sup>3</sup> coupler (IEC 126, 1973, Fig. 1), constant current, standard pol. DC, 1 mVA into nominal impedance at 1 kHz.

### Mechanical Data

Weight: approx 5.8 g  
 Dimensions: see drawing  
 Material: Acetalcopolymer / Anodized aluminum  
 Connector: 2 pin or 3-pin plug acc. to IEC 90

### Electrical Data

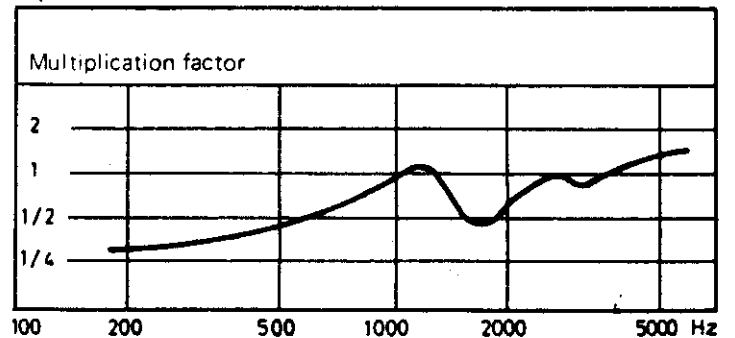
Sensitivity: at 1 kHz: 122 dB ± 3 dB  
 re 20 µPA  
 Max. Power Handling: 50 mVA

\*) Available only on request for larger quantities

\*\*) Since low-impedance earphones are mostly used on push-pull stages, the 60 and 120 Ohm earphones are trimmed for zero pol. DC in the normal version, i.e. with 1 as last coding digit. If 60 or 120 Ohm earphones with pol. DC are needed, replace the last coding digit by the number 4, e.g. ME 21 - 14 or ME 21 - 24. Earphones with non polarized plug are trimmed for zero pol. current in all cases.

Subject to changes without notice.

### Impedance curve



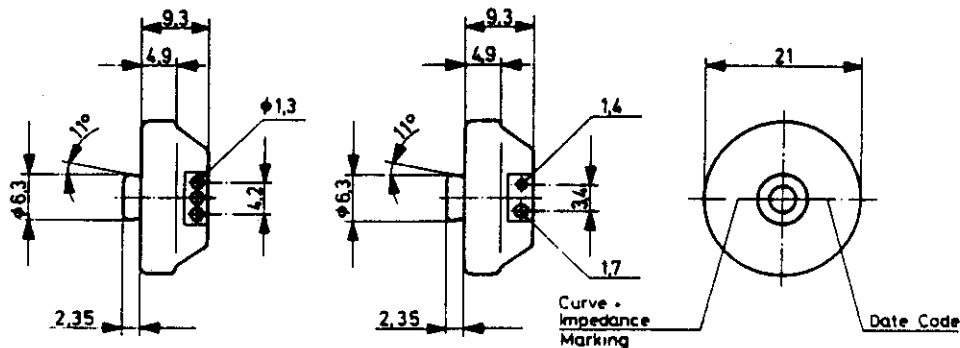
Code No.	Nominal impedance at 1 kHz Ohm	DC-resist. Ohm	Stand. pol. DC mA	Max. pol. DC mA
ME 21-11 *)	60	14	(8,5) **	(11) **
ME 21-21	120	30	(6) **	(8) **
ME 21-31	300	57	4	6
ME 21-41 *)	500	88	3	4
ME 21-51 *)	1000	185	2	2.5

± 25 %      ± 10 %

## Miniature Earphone ME-23 «Wide Range»

2.85

High quality miniature earphone for hearing aid and similar applications. Excellent acoustical characteristics and sturdy mechanical construction are united in a light-weight, elegantly styled housing. Reliable operation under all climatic conditions.



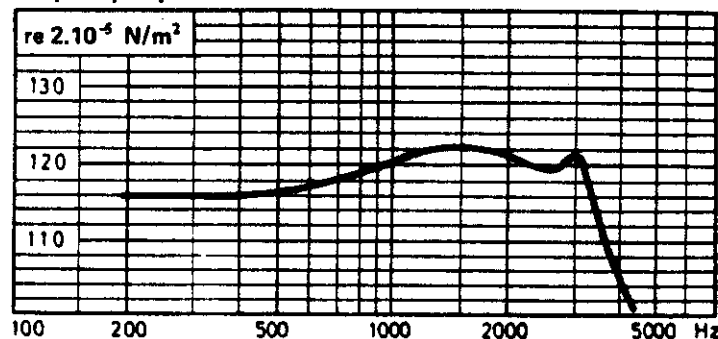
### Coding example

ME 23-21



- 1 (polarized)
- plug 2 (non polarized, note \*)
- 3 (center tapped)
- 4 (polarized, note \*\*)
- impedance Code no 2 (120 Ohm)
- frequency response 3 (wide range)
- model marking

### Frequency response



Measuring conditions: 2 cm<sup>3</sup> coupler (IEC 126, 1973, Fig. 1), constant current, standard pol. DC, 1 mVA into nominal impedance at 1 kHz.

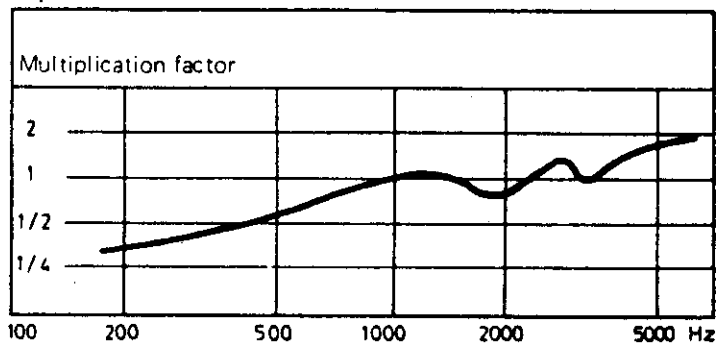
### Mechanical Data

Weight: approx 5,8 g  
 Dimensions: see drawing  
 Material: Acetalcopolymer/  
 anodized aluminum  
 Connector: 2-pin or 3-pin plug  
 acc. to IEC 90

### Electrical Data

Sensitivity: at 1 kHz: 120 dB ± 3 dB  
 re 20 uPa  
 Max. Power handling: 50 mVA

### Impedance curve



\*) Available only on request for larger quantities

\*\*) Since low-impedance earphones are mostly used on push-pull stages, the 60 and 120 Ohm earphones are trimmed for zero pol. DC in the normal version, i.e. with 1 as last coding digit. If 60 or 120 Ohm earphones with pol. DC are needed, replace the last coding digit by the number 4, e.g. ME 23 - 14 or ME 23 - 24. Earphones with non polarized plug are trimmed for zero pol. current in all cases.

Subject to changes without notice

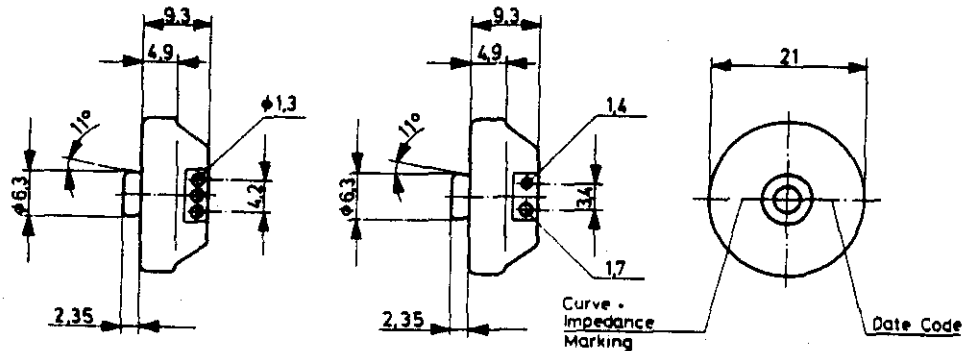
Code No	Nominal impedance at 1 kHz Ohm	DC resist. Ohm	Stand. pol. DC mA	Max. pol. DC mA
ME 23-11 *)	60	14	(8,5) **)	(11) **)
ME 23-21	120	30	(6) **)	(8) **)
ME 23-31	300	57	4	6
ME 23-41 *)	500	88	3	4
ME 23-51 *)	1000	185	2	2,5
	± 25 %	± 10 %		



## Miniature Earphone ME-22 «High Power»

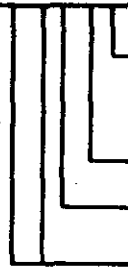
2.85

High quality miniature earphone for hearing aid and similar applications. Excellent acoustical characteristics and sturdy mechanical construction are united in a light-weight, elegantly styled housing. Reliable operation under all climatic conditions.



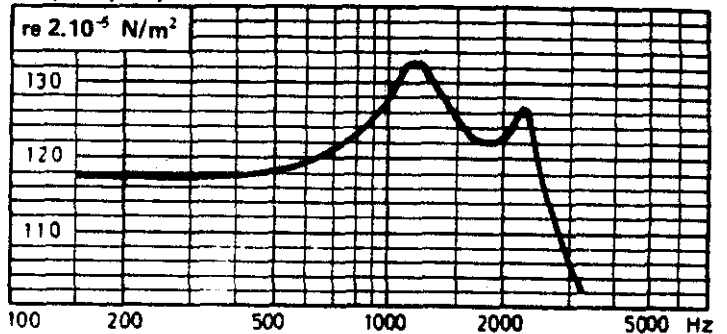
### Coding example

ME 22-2 1



- 1 (polarized)
- plug 2 (non polarized, note\*)
- 3 (center tapped)
- 4 (polarized, note \*\*)
- impedance Code no. 2 (120 Ohm)
- frequency response 2 (high power)
- model marking

### Frequency response



Measuring conditions: 2 cm<sup>3</sup> coupler (IEC 126, 1973, Fig. 1), constant current, standard pol. DC, 1 mA into nominal impedance at 1 kHz.

### Mechanical Data

Weight: approx 5,8 g  
 Dimensions: see drawing  
 Material: Acetalcopolymer/  
 anodized aluminum  
 Connector: 2-pin or 3-pin plug  
 acc. to IEC 90

### Electrical Data

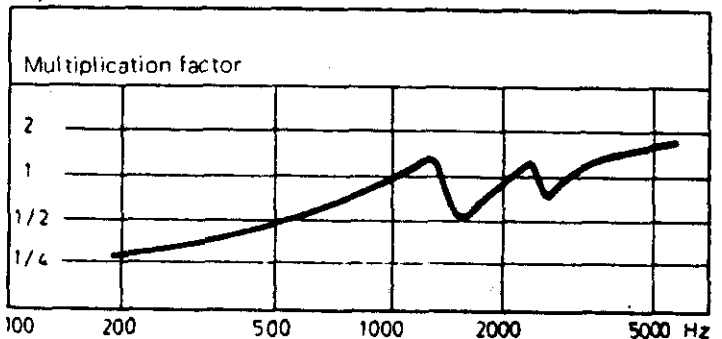
Sensitivity: at 1 kHz: 128 dB ± 3 dB  
 re 20 uPa  
 Max. Power Handling: 50 mVA

\*) Available only on request for larger quantities

\*\*) Since low-impedance earphones are mostly used on push-pull stages, the 60 and 120 Ohm earphones are trimmed for zero pol. DC in the normal version, i.e. with 1 as last coding digit. If 60 or 120 Ohm earphones with pol. DC are needed, replace the last coding digit by the number 4, e.g. ME 22 - 14 or ME 22 - 24.  
 Earphones with non polarized plug are trimmed for zero pol. current in all cases.

Subject to changes without notice

### Impedance curve



Code No.	Nominal impedance at 1 kHz Ohm	DC resist. Ohm	Stand. pol. DC mA	Max. pol. DC mA
ME 22-11 *)	60	14	(8,5) **)	(11) **)
ME 22-21	120	30	(6) **)	(8) **)
ME 22-31	300	57	4	6
ME 22-41 *)	500	88	3	4
ME 22-51 *)	1000	185	2	2,5
	± 25 %	± 10 %		

## APENDICE D

**Condensado de pruebas según ANSI S3.22-1976, 1983.**

Condensado de pruebas para ayudas auditivas dado por el estándar del American National Standard Institute (ANSI).

T A B L A D 1

CARACTERISTICAS	ENTRADA SPL	FRECUENCIA HZ	COLOCACION CONTROL VOL.	PRESENTACION
SSPL90 (Saturacion)	90	200-5000	Máximo	Curva
Max. SSPL90	90	Una frec. 200-5000	Máximo	Número (dB)
Promedio SSPL90	90	1K, 1.6K 2500	Máximo	Número (dB)
Promedio Gan. al máximo	60 o 50	1K, 1.6K 2500	Máximo	Número (dB)
Ganancia de Ref.	60	1K, 1.6K 2500	Colocar control de gan. para dar 17 dB menos que el promedio SSPL90.	
Resp. en frec.	60	200-5000	Pos. de la prueba de ref.	Curva
Distorsión Armónica Total	70	500, 800 1600	Pos. de la prueba de ref.	Número (%)
Nivel de ruido de entrada	60	1K, 1.6K 2500	Pos. de la prueba de ref.	Número (dB)
Bobina Telefónica	10 mA/m rms	1000	Máximo	Número (dB)
Corriente de la Bateria	70	1000	Pos. de ref.	Número (mA)

Curvas de entrada 50 a 90 2000  
salida (sólo CAG)

Maximo

Curva

Tiempos de ataque 55 a 80 2000  
y liberación 80 a 55

Maximo

Numeros (rms)

La siguiente tabla muestra los parámetros máximos que puede desarrollar el prototipo de A.A.

TABLA D.2

Parámetro	Valor	Unidades	Condiciones
<b>Ganancia</b>			
Acústica 5		dB SPL	60 dB SPL @125 Hz. de entrada.
	28	"	" @250 Hz. "
	40	"	" @500 Hz. "
	50	"	" @1000 Hz. "
	58	"	" @1600 Hz. "
	53	"	" @2000 Hz. "
	23	"	" @4000 Hz. "
<b>Ganancia</b>			
Eléctrica	77.3 dB		50 dB SPL @1000 Hz. de entrada.
<b>Intervalo</b>			
del MPO 25		dB SPL	90 dB SPL @1250 Hz. de entrada para posiciones extremas del MPO.
<b>Dependencia de la ganancia c/r a Vcc.</b>			
1.0		dB/V	Vcc varía de 1.1 a 1.5 V.
<b>Distorsión Armónica</b>			
Total.	<9.6	%	60 dB SPL @1250 Hz. de entrada
<b>Salida</b>			
Acústica	133	dB SPL	SSPL90 HF Average.
<b>Ruido de Entrada</b>			
Equivalente	<31	dB SPL	

Los datos consignados en esta tabla se refieren a condiciones de operación en modo lineal. Con receptor RION 71B-Power de 100 ohms.

Las siguientes especificaciones técnicas representan datos ilustrativos de dos modelos comerciales diferentes ( tipo caja y tipo curveta ) de A.A.s dirigido a pacientes con hipoacusia profunda.

D.1.- A.A. tipo caja.

Intervalo de Trabajo del control de Máxima Potencia de Salida.

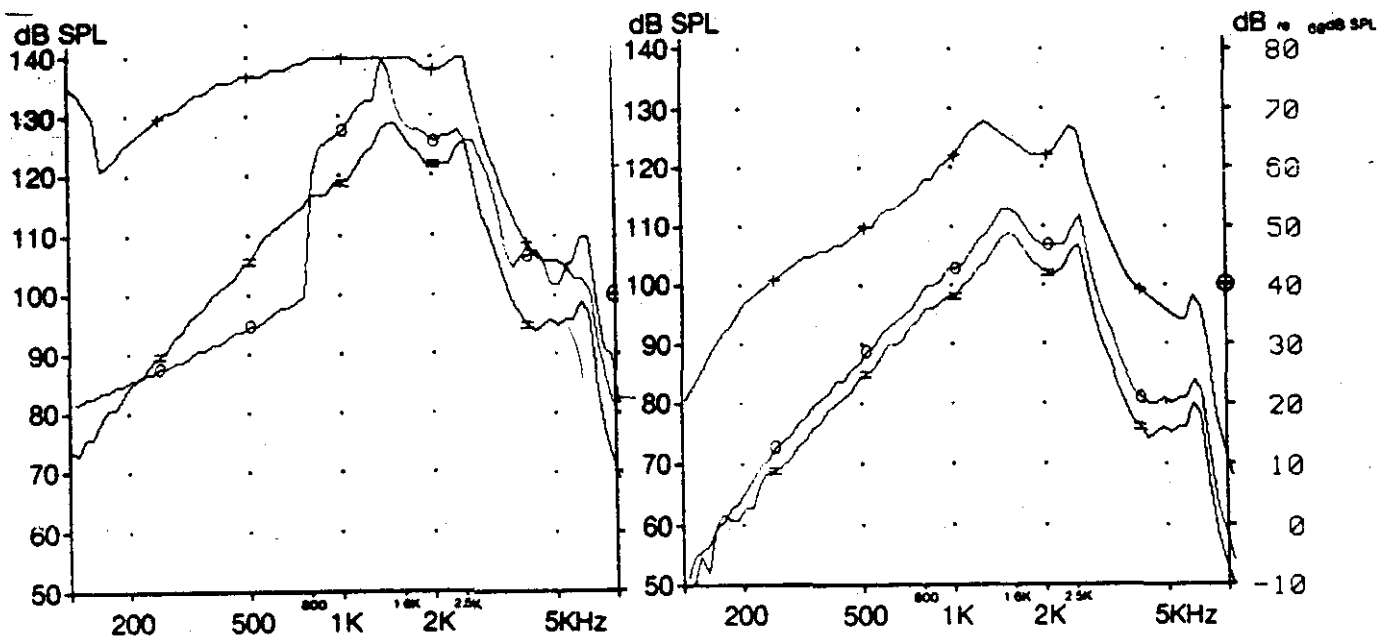
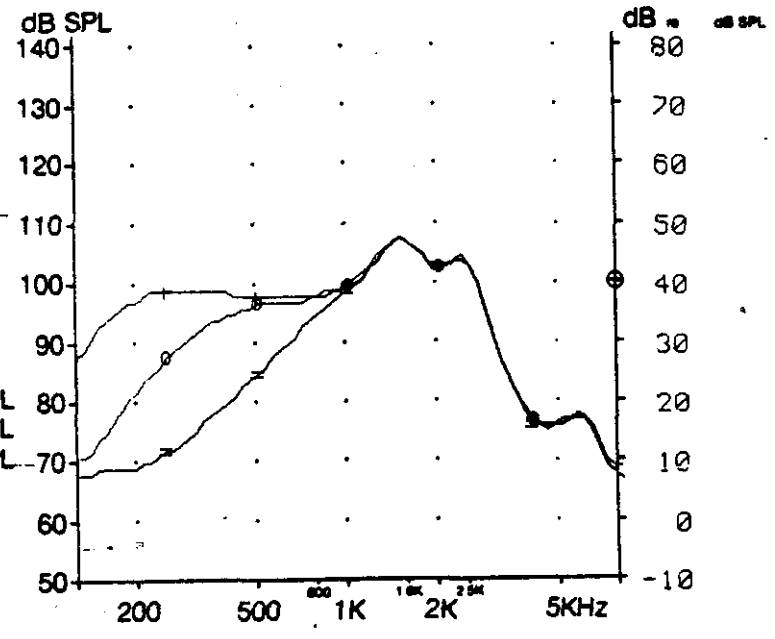


Figura D.1. Las gráficas con ( --+--+ ) corresponden a la posición mínima ( derecha ) y máxima ( izquierda ) del control de Potencia Máxima de Salida ( MPO ) (las otras 2 curvas muestran la respuesta en frecuencia y máxima ganancia).

Date: 03.12.90  
 Operator: JMCC  
 Reference: RION-HA57  
 Serial No.:

Linear/AGC: Trazo . Estim dB SPL  
 0  
 Standard: 1 —●— TONO 60  
 2 —○— TONO 60  
 3 —+— TONO 60  
 4

Freq. Response:  
 Full-on Gain:  
 SSPL90/OSPL90:  
 Tolerance:  
 Freq. Resp. Tele:



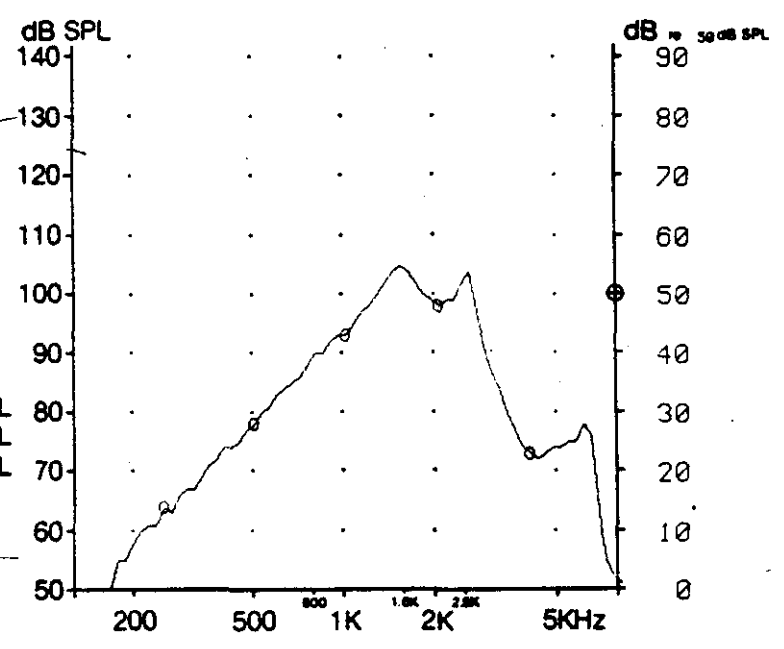
dB SPL = 20 μPa

Fig. D.2. Efecto del control de tono sobre la curva de respuesta en frecuencia para tres posiciones diferentes.

Date: 03.12.90  
 Operator: JMCC  
 Reference: RION-HA57  
 Serial No.:

Linear/AGC: Lineal Normal  
 Standard: IEC 118 (1959)  
MAG: 500, 1000, 2000 Hz  
 Tipo Estim: Tonos puros  
 Pila: 1.3 Volts, 5.0 Ohms

Freq. Response:  
 Full-on Gain: —○— 50  
 SSPL90/OSPL90:  
 Tolerance:  
 Freq. Resp. Tele:



dB SPL = 20 μPa

Fig. D.3. Curva de Ganancia total ( Full On Gain )

Date: 03.12.90  
 Operator: JMCC  
 Reference: RION-HAS7  
 Serial No.:  
 Linear/AGC: Trazo  
 Standard: 0  
 1 — TONO 60  
 2 - - - o — TONO 60  
 3 — + — TONO 60  
 4 - - - # — TONO 60  
 Freq. Response:  
 Full-on Gain:  
 SSPL90/OSPL90:  
 Tolerance:  
 Freq. Resp. Tele:

dB SPL re 20  $\mu$ Pa

Estim dB SPL

Test Level

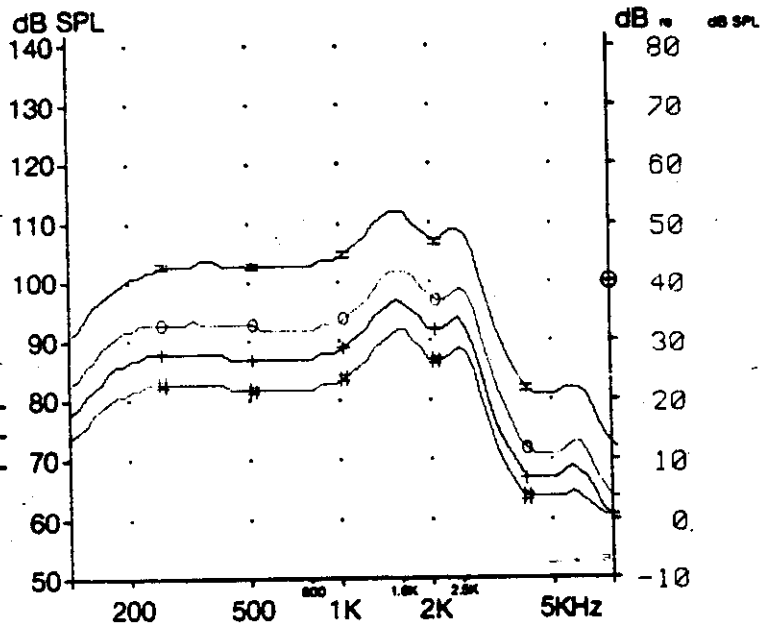


Fig. D.4. Comportamiento básico del control de volumen

Attack Time: 0,8mS  
 Release/Recovery Time: 160 mS

Attack Time: 0,8mS  
 Release/Recovery Time: 164 mS

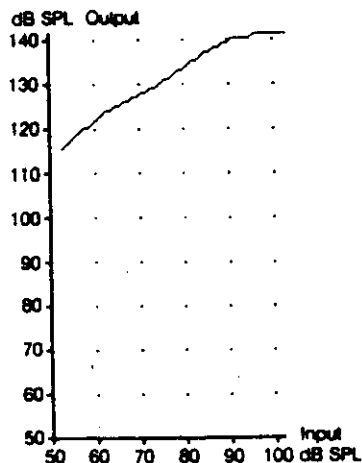
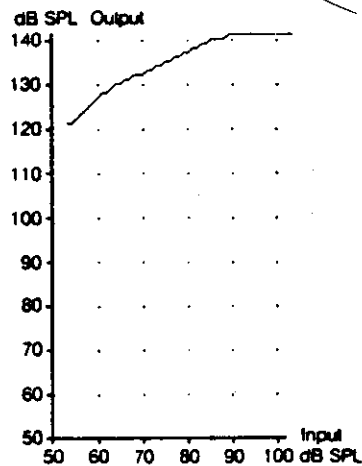


Fig. D.5. Comportamiento del control de CAG.

Parámetros más importantes medidos de acuerdo a IEC-118-7, 1983. Con acoplador acústico de 2 cc.

SSPL90 máximo				143 dB SPL a 1193 Hz.
HFA-SSPL90				141 dB SPL
Ganancia referencia de Prueba				66 dB
Intervalo útil de frecuencias				630-2832 Hz.
Distorsión	Armónica	Total		
	400	Hz	1.2	%
	500	Hz	1.1	%
	630	Hz	0.9	%
	800	Hz	0.8	%
	1000	Hz	0.2	%
	1250	Hz	2.8	%
	1600	Hz	0.8	%

Ruido de entrada equivalente	<23 dB SPL
Corriente de batería	* * * * *
Voltaje de batería	1.5 V.



D.2.- A.A. tipo curveta.

Intervalo de Trabajo del control de Máxima Potencia de Salida.

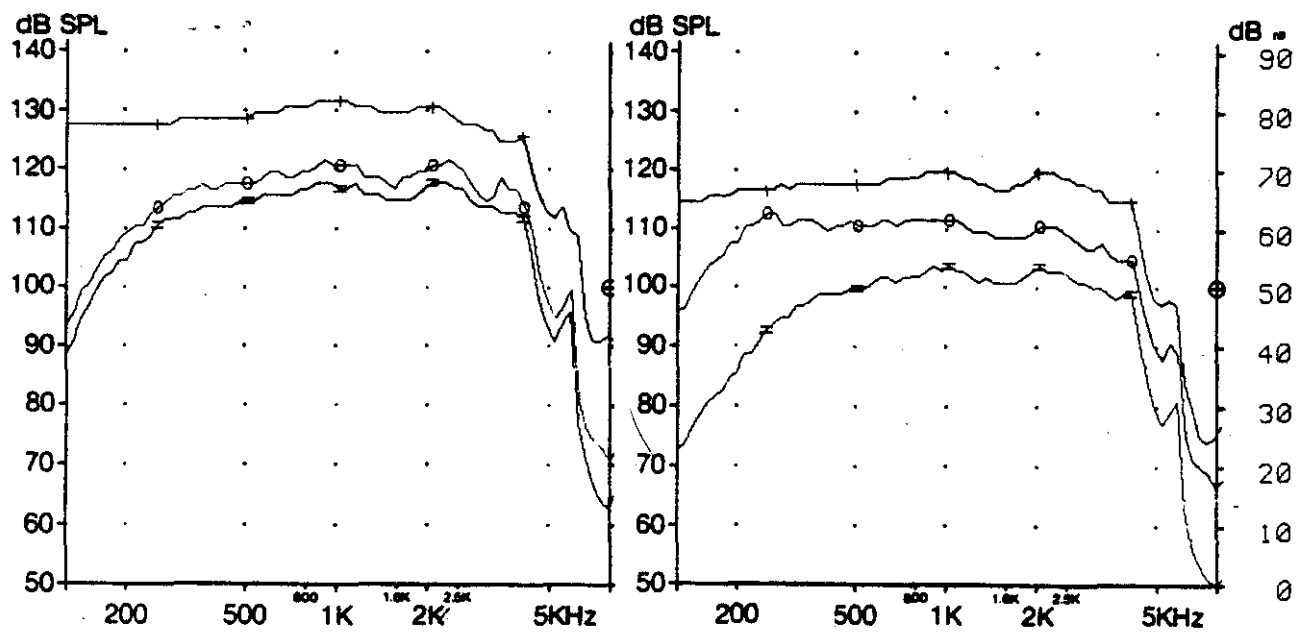


Fig. D.6. Las gráficas con ( -+--+ ) corresponden a la posición mínima ( derecha ) y máxima ( izquierda ) del control de Potencia Máxima de Salida ( MPO ).

Date: 04.12.90  
 Operator: JMCC  
 Reference: RION-HB75  
 Serial No.: 0005  
 Linear/AGC: Trazo  
 Standard: 1 — TONO 70  
 2 — TONO 70  
 3 — TONO 70  
 4  
 Freq. Response:  
 Full-on Gain:  
 SSPL90/OSPL90:  
 Tolerance:  
 Freq. Resp. Tele:

dB SPL re 20 µPa

Estim dB SPL  
 Test Level  
 dB SPL  
 dB SPL  
 dB SPL  
 mA/m

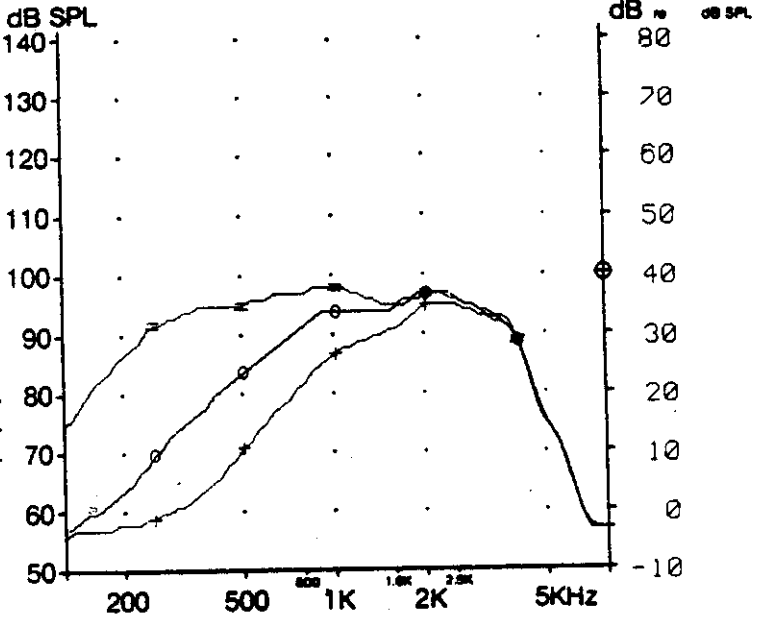


Fig. D.7. Efecto del control de tono sobre la curva de respuesta en frecuencia para tres posiciones diferentes.

Date: 04.12.90  
 Operator: JMCC  
 Reference: RION-HB75  
 Serial No.: 0005  
 Linear/AGC: Lineal Normal  
 Standard: IEC, 118-7, 118-2  
 Freq. Ref: 1000 Hz  
 Tipo Estim: Tonos puros  
 Pila: 1.3 Volts, 5.0 Ohms  
 Freq. Response:  
 Full-on Gain: —○— 50  
 SSPL90/OSPL90:  
 Tolerance:  
 Freq. Resp. Tele:

dB SPL re 20 µPa

Test Level  
 dB SPL  
 dB SPL  
 dB SPL  
 mA/m

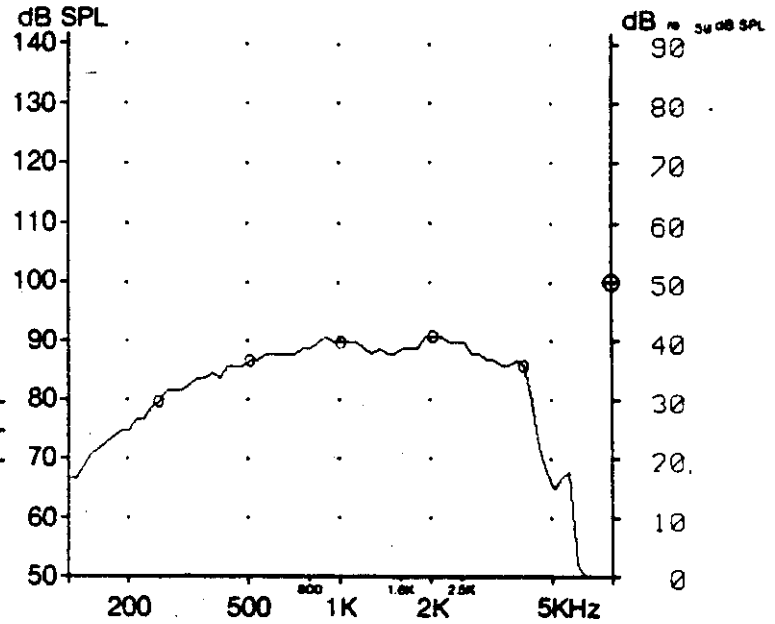


Fig. D.8. Curva de Ganancia total ( Full On Gain )

Date: 04.12.90

Operator: JMCC

Reference: RION-HB75

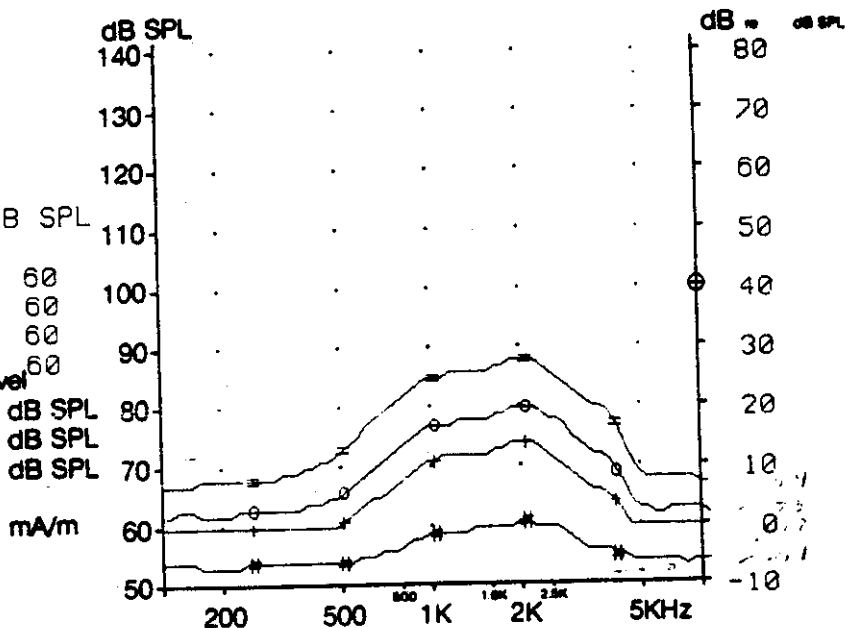
Serial No.: 0005

Linear/AGC: Trazo

Standard:

Standard	Trazo	Estim dB SPL	Test Level
1	—●—	TONO 60	60
2	—○—	TONO 60	60
3	—+—	TONO 60	60
4	—*—	TONO 60	60

Freq. Response:  
 Full-on Gain:  
 SSPL90/OSPL90:  
 Tolerance:  
 Freq. Resp. Tele:



dB SPL re 20 μPa

Fig. D.9. Comportamiento básico del control de volumen

Attack Time: 0,0mS

Release/Recovery Time: <3mS

Attack Time: 0,0mS

Release/Recovery Time: <3mS

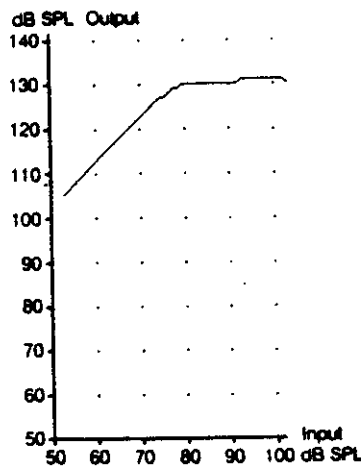
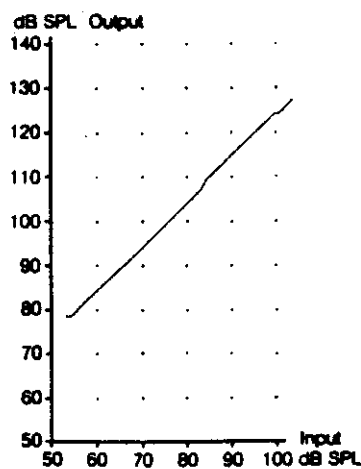


Fig. D.10. Comportamiento del control de CAG.

Parámetros más importantes medidos de acuerdo a IEC-118-7,  
1983. Con acoplador acu'stico de 2 cc.

SSPL90 máximo			132 dB SPL a 844 Hz.
HFA-SSPL90			130 dB SPL
Ganancia Referencia de prueba			55 dB
Intervalo útil de frecuencia			158-4242 Hz.
Distorsión	Armónica	Total	
	400	Hz	4.0 %
	500	Hz	4.1 %
	630	Hz	3.6 %
	800	Hz	2.3 %
	1000	Hz	2.2 %
	1250	Hz	2.8 %
	1600	Hz	3.1 %

Ruido de entrada equivalente	<22 dB SPL
Corriente de batería	* * * * *
Voltaje de batería	1.3 V.

## REFERENCIAS

1. American Association of Retired Persons (AARP), 1985 A profile of Older Americans. U.S.A.
2. American National Standards. American National Standard for Specification of Hearing Aid Characteristics. ASA STD7-1976 ( ANSI S3.22-1982). New York. 1982.
3. Anónimo. IGO-HAT 1500 Hearing Aid Dispenser System. Madsen Electronics, Copenhagen Denmark. 1989.
4. Anónimo. Technical Note No.500-35. Microphone Compression Amplifier. Linear Technology Inc. Canada, 1989.
5. Berdichevsky, Fernando. Construcción de un Auxiliar Auditivo de Bajo Costo. Memoria del VIII Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica ( SOMIB). Puebla, Pue. 1982.
6. Berger K: "Enter the transistor. In Berger K. (ed): The Hearing Aid: Its operation and Development. 3a. ed, The National Hearing Aid Society, 1984.
7. Bloom, L., and Lahey, M. "Language Development and Language Disorders". John Wiley and Sons, Inc., New York, 1978.
8. Connor, L. E. (Ed.) "Speech for the Deaf Child", Washington, D. C. A., A.G. Bell Assoc. for the Deaf (1971).
9. Cornejo, J.M., Granados, P., Cadena, Miguel. Paquete Tecnológico para la Fabricación de Ayudas Auditivas. Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica. XIII Congreso Nacional, Querétaro Gro. Vol(XI), No.1, pp.199-210.
10. Davis, H. and Silverman, S.R., (Eds.) Hearing and Deafnes, New York, Holt Rinehart and Winston (1978).
11. Denes, P. B. and Pinson, E. N., "The speech Chain; the Phisics and Biology of Spoken Language", Baltimore, The William and Wilkins Co. (1963).

12. DiFrancesca, S. "Academic Achievement Test Results of a National Program for Hearing Impaired Students". USA Spring, 1971, Series D, No.9 Gallaudet College. Office of Demographic Studies, Washington, D.C.
13. Feller, B. "Prevalence of Selected Impairments", United States. National Center For Health Statics, Series 10:34, 1981.
14. Gutiérrez, M. Calderon, J. Zarco, J. Brust, H. Auxiliar Auditivo por Bandas. Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica. XIII Congreso Nacional, Querétaro Gro. Vol(XI), No.1, pp.193-198.
15. Flanagan, J. L., "Speecha Analysis, Synthesis and Perception", New York, Academic Press (1967).
16. H.A.I.C. Standard Method of Expressing Hearing-Aid Performance. New York: Hearing Aid Industry Conference, 1961.
17. H.A.I.C. Standards for Hearing Aids. New York: Hearing Aid Industry Conference, 1975.
18. Hecox, Kurt E. Digital Hearing Aid Thecnology: Medical Perspective. Otolaryngologic Clinics of North America. Vol(22), No. 1, February 1989.
19. Hodgson, William R., Skinner, Paul H. Eds. Hearing Aid Assessment and Use in Audiologic Habilitation. Second Edition Ed. Williams & Wilkins (1979).
20. International Electrotechnical Comission. Publication 118-0, 1983. Hearing Aids "Measurement of electroacustical characteristics". Geneve, Suisse.
21. International Electrotechnical Comission. Publication 118-7, 1983. Hearing Aids "Measurement of the performance characteristics of hearing aids for quality inspection for delivery purposes".Geneve, Suisse.
22. Jaquett, Z. "The graying of America: A new Dimension in hearing impairment". Hear. Instr 39:2, 1988.
23. Jensen, Janne Hartvig. Ed. Hearing Aid Fitting. 13th Danavox Symposium, 1988.

24. Katz, J. "Handbook of Clinical Audiology", Baltimore, Williams & Wilkins, 1972.
25. Ladefoged, P., "Elements of Acoustic Phonetics", Chicago, The Univ. de Chicago Press. (1967).
26. Levitt, H., Pickett, James M. and Houde, Robert. Eds. Sensory Aids for the hearing Impaired. IEEE Press U.S.A. 1980.
27. Martin, Frederick N. "Introduction to Audiology", Ed. Prentice-Hall, Inc. Englewood Cliffs, New Jersey 07632, (1982).
28. Martínez López, G.; Hernández R., Pablo, Auxiliar Auditivo de Bajo Costo. CINVESTAV-IPN Sección de Bioelectrónica. Rev. Mex. Ing. Biomed. Vol 10 (1), 1989.
29. McNeill, D., "The Acquisition of Language, The Study of Developmental Psycholinguistics", New York, Harper and Row (1970).
30. Northern, Jerry L. Ph.D. (Ed.), "Hearing Disorders", Little, Brown and Company Inc. 1984. U.S.A.
31. Notas de diseño del M. en I. Fernando Berdichevsky para el prototipo de auxiliar auditivo CINVESTAV-IPN. Comunicación personal.
32. Protocolo de trabajo UAM-LIDTA, y Hospital Infantil de México para la construcción de 20 auxiliares auditivos de bajo costo, Diciembre 1987.
33. Prototipo de Auxiliar Auditivo Diseñado en el Centro de Instrumentos de la UNAM, Gaceta UNAM Mayo 12, 1988.
34. Smith, F. and Miller, G. A. (Eds.) "The Genesis of Language", Cambridge, Mass., M. I. T. Press (1966).
35. Smriga, David J., Huber, Thomas P, and Paparella, Michael M. Developments in Hearing Aid-Fitting and Delivery, Otolaryngologic Clinics of North America Vol(22) No. 1, February 1989.
36. Vega A, R. y colaboradores. Auxiliar Auditivo en Tecnología Híbrida de película gruesa. Revista Mexicana de Ingeniería Biomedica No. 8, 1987.

37. Wever, E. and Lawrence, M., Physiological Acoustics, New Jersey, Princeton Univ. Press (1954).
38. Whitfield, I.C., The Auditory Pathway, Monographs of the Physiological Society No. 17, Baltimore, Williams and Wilkins (1967).
39. Yost, William A. and Nielsen, Donald W., Fundamentals of Hearing. Ed. Holt, Rinehart and Winston. (1979). U.S.A.

Lecturas sugeridas

- 1.- Hudspeth, A.J. "The cellular Basis of Hearing: The biophysics of Hair Cells", SCIENCE, Vol.230, No.4727, November 1985, pp. 745-752.
- 2.- Allen, Jont B. "Cochlear Modeling, IEEE ASSP Magazine, Vol. 2 No.1, January 1985, pp. 3-29.