

**DETERMINACIÓN DE LA GANANCIA DE INSERCIÓN DE UNA  
PRÓTESIS AUDITIVA UTILIZANDO RUIDO BLANCO**

TESIS QUE PRESENTA

**NORMA CASTAÑEDA VILLA**

PARA LA OBTENCIÓN DEL GRADO DE  
MAESTRA EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

JULIO 1998

*UNIVERSIDAD AUTÓNOMA METROPOLITANA - IZTAPALAPA*

*DIVISIÓN DE CIENCIAS BÁSICAS E INGENIERÍA*

ASESOR :

M. I.B. JUAN MANUEL CORNEJO CRUZ

SINODALES:

M.C. MIGUEL CADENA MENDEZ

M. I.B. JUAN MANUEL CORNEJO CRUZ

DRA. MARTA ROSETE DE DÍAZ

DR. EMILIO SACRISTÁN ROCK

*A el M. en I. Juan Manuel Cornejo Cruz  
por su valiosa colaboración en el diseño e  
implementación de la sonda de prueba...*

*A mis padres y hermanas quienes  
han sido siempre un verdadero apoyo...*

*A todas la personas que enriquecieron este trabajo...*

*Gracias*

---

|  |           |
|--|-----------|
| <b>I. Introducción</b>                               | <b>1</b>  |
| I.1 Objetivo   | 4         |
| <b>II. Conceptos teóricos</b>                        | <b>5</b>  |
| II.1 Amplificación de una ayuda auditiva             | 5         |
| II.2 Determinación del NPS                           | 7         |
| II.3 Ventajas y desventajas de los métodos de prueba | 10        |
| II.4 Igualación del campo sonoro (calibración)       | 14        |
| II.5 Nivel y localización de la señal de entrada     | 15        |
| <b>III. Descripción del sistema</b>                  | <b>16</b> |
| III.1 Sonda de prueba                                | 17        |
| III.2 Generador de Ruido Blanco                      | 20        |
| III.3 Sistema de conversión y procesamiento          | 21        |
| III.4 Ayudas Auditivas                               | 21        |
| III.5 Maniquí  | 23        |
| III.6 Cámara anecoica                                | 24        |

---

|  |    |
|--|----|
| <b>IV. Metodología</b>   | 25 |
| IV.1 Determinación del rango lineal de las a.a.s                         | 27 |
| IV.2 Calibración del sistema   | 28 |
| IV.3 Determinación de la Ganancia de Inserción                           | 29 |
| IV.3.1 Ganancia de Inserción ( <i>IGO - HAT 1500</i> )                   | 26 |
| IV.3.2 Ganancia de Inserción (Método alternativo basado en ruido blanco) | 31 |
| IV.4 Características del proceso de adquisición de datos                 | 33 |
| <b>V. Resultados</b>   | 34 |
| V.1 Frecuencia de resonancia   | 34 |
| V.2 Ganancia de Inserción  | 35 |
| V.2.1 Método de Tonos Puros vs. Ruido Blanco                             | 38 |
| V.3 Linealidad   | 39 |
| <b>VI. Conclusiones</b>  | 40 |
| <b>VII. Bibliografía</b>   | 42 |

**Apéndices**

|  |    |
|--|----|
| A1. Concepto de variable aleatoria y Estimación Espectral      | 47 |
| A1.1 Ruido Blanco  | 54 |
| A1.2 Estimación Espectral                                      | 54 |
| A1.2.1 Método de Burg para procesos AR                         | 56 |
| A2. Características electroacústicas de las a.a.s              | 59 |
| A3. Características de los preamplificadores y los micrófonos. | 63 |
| A4. Programas  | 73 |

## 1. Introducción:

Desde que existen las ayudas auditivas (a.a.s) ha sido una preocupación determinar el método más apropiado para la selección y adaptación de éstas a un individuo hipoacúsico. Hasta hace pocos años, tanto la selección como la adaptación de las a.a.s dependía totalmente de la experiencia del médico audiólogo, lo anterior podía resultar en ciertas ocasiones en una 'sobre adaptación', esto es, se utiliza un alto nivel de amplificación el cual se traduce en una mejor discriminación de los sonidos y de la voz en general, pero también en una sensación de molestia para la persona impedida auditivamente.

En general la adaptación de una ayuda auditiva consiste en manipular los distintos controles de una prótesis auditiva con el fin de lograr los niveles de amplificación, función de la frecuencia, tales que compensen la pérdida auditiva del paciente de la mejor forma posible. Buscándose favorecer primordialmente las bandas de frecuencia donde se encuentra la voz [1]. Existen varios procedimientos por medio de los cuales se puede sistematizar el ajuste de estos controles, entre los más usados se encuentran el desarrollado en el Laboratorio Nacional de Acústica de Australia, NAL (*National Acoustic Laboratories*, 1986) [1], el POGO (*Prescription of gain/output*, 1983) [2], Berger (1977), Bryne y Tonisson (1976), De Vos (1971), Pascoe (1975), Lybargar (1963), Shapiro (1976), etc. [3]. Siendo, estos dos primeros los más utilizados actualmente en la clínica. Cada uno de estos procedimientos pondera de diferente manera las frecuencias audiométricas, especializándose en diferentes tipos de hipoacusias (pérdidas a frecuencias bajas, medias o altas).

Un buen método para adaptar a.a. debe cumplir en general con los siguientes requerimientos [2]:

1. Se debe tener en cuenta un compromiso entre la inteligibilidad de la voz y un nivel confortable de sonido.
2. Debe ser capaz de predecir las características requeridas de la a.a. en base a la información audiométrica.
3. Debe ser un procedimiento simple que pueda realizarse en una oficina o un consultorio médico.
4. Los resultados proporcionados por el método deben ser verificables.
5. El procedimiento no debe requerir excesivo equipo especializado.
6. Debe ser general, es decir, no debe estar limitado a un cierto grupo étnico o una edad específica.

Una parte importante de la adaptación es la que se refiere a la determinación de los niveles de presión sonora (NPS) en función de la frecuencia a nivel de la membrana timpánica con a.a. y sin a.a. Lo anterior se ha facilitado gracias al desarrollo de sistemas de micrófonos miniatura, con tubos de prueba (hechos de silicón y con un diámetro angosto) los cuales miden de manera rápida, segura y exacta, las características acústicas del canal auditivo, resultando en cambios significativos en la forma tradicional de evaluar y adaptar ayudas auditivas. Teniendo los NPS con y sin prótesis auditiva se puede determinar la amplificación de dicha prótesis como la diferencia entre estos dos niveles. A lo anterior se le conoce como **Ganancia de Inserción (GI)**, siendo la obtención de ésta el tema de esta tesis.

Cuando se quiere calcular la GI, se deben determinar los NPS en la vecindad de la membrana timpánica con y sin a.a., para esto, en la clínica se utilizan como excitación acústica ya sea tonos puros (TP) o tonos modulados en frecuencia (FM). Debido a las características del campo sonoro que proporcionan este tipo de excitaciones acústicas, que al chocar con las paredes del recinto, regresan e interactúan con la señal generada por el excitador, provocando con ello un campo sonoro no uniforme que induce variaciones en el NPS en la vecindad de la cabeza del sujeto, se hace necesario realizar las pruebas en un recinto tratado acústicamente (cámara anecoica o sonoamortiguada), para evitar reverberaciones. En la clínica lo anterior no siempre es posible por lo cual, para evitar cualquier efecto indeseable debido a las reflexiones de la onda sonora en las paredes del recinto de prueba, se tiene la posibilidad de usar señales complejas como el Ruido Blanco, que son mucho menos dependientes de las características acústicas del recinto de prueba para lograr un campo sonoro uniforme en la vecindad de la cabeza del sujeto [4]. Adicionalmente esta excitación de Ruido Blanco permite el empleo de algoritmos paramétricos de alta resolución (ver apéndice 1) para la obtención de la curva de respuesta en frecuencia de una a.a.; con la ventaja adicional de incrementar la resolución con la que se obtiene dicha curva. Esto se ha hecho evidente en estudios anteriores en lo que respecta a la obtención de las características electroacústicas de una a.a [5].

Actualmente se cuentan con sistemas comerciales tanto para evaluar electroacústicamente a.a.s como para adaptarlas. Entre estos equipos se encuentran, el *Rastronics 8906*, el *IGO-HAT 1500* de *Madsen Electronics*, *Fonix 6500* de *Frye Electronics*, *HA-2000* de *Acoustimed Inc.*, etc.



Sistemas como el *IGO-HAT 1500* de *Madsen Electronics* [6,7] son capaces de generar varios tipos de excitaciones acústicas como son tonos puros, tonos modulados en frecuencia, ruido blanco e incluso un ruido conformado por el usuario. Sin embargo el cálculo de la respuesta en frecuencia de los oídos ocluido y no ocluido se realiza siguiendo un procedimiento determinado de fabrica sin la posibilidad de ser modificable para utilizar algún algoritmo de alta resolución como se mencionó anteriormente. Además el rango de frecuencia de los tonos puros es de 125 a 8 kHz como máximo y actualmente se puede explorar la audición de un sujeto hasta los 20 kHz (audiómetro de alta frecuencia), de manera que este equipo no dará información para estas frecuencias.

## 1.1 Objetivo

El objetivo de esta tesis es desarrollar una metodología de medición basada en una excitación acústica de ruido blanco, alterna a la de tonos puros, para la obtención de la ***Ganancia de Inserción*** que una a.a. proporciona a un paciente hipoacúsico.

## <sup>1</sup> II. Conceptos teóricos.

A continuación se hace una revisión de los conceptos teóricos más importantes que se deben tomar en cuenta cuando se quiere determinar la ganancia de una a.a. en función de la frecuencia.

### II.1 Amplificación de una ayuda auditiva.

Una parte muy importante en la adaptación de una a.a. es la determinación de los niveles de amplificación en función de la frecuencia. Existen varias formas de representar la amplificación que proporciona al paciente la ayuda auditiva, entre estas se encuentran [8,9]:

- Ganancia de Inserción (GI). Es la diferencia de la medición objetiva (sin que participe el paciente) del nivel de presión sonora en dB SPL<sup>1</sup> en la vecindad de la membrana timpánica con ayuda auditiva (oído ocluido ) y sin ayuda auditiva (oído no ocluido), ver figura 1.

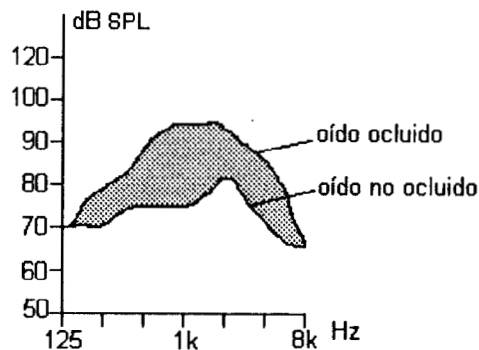


Figura 1. Ganancia de Inserción (área sombreada).

<sup>1</sup> En esta tesis los Niveles de Presión Sonora siempre se informan en decibeles SPL (Sound Pressure Level) , referenciados a 20  $\mu$ Pa.

- Ganancia Funcional (GF). Es la medición subjetiva del nivel de amplificación proporcionado por una a.a. a nivel de la membrana timpánica, obtenido por una audiometría de campo libre, ver figura 2.

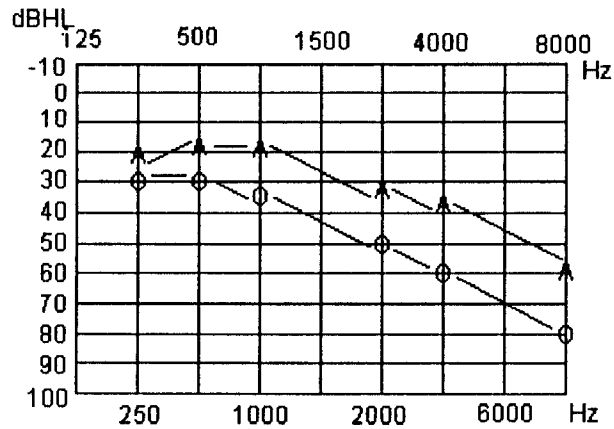


Figura 2. Ganancia Funcional.

- Ganancia in situ. Es la diferencia entre el NPS con ayuda auditiva y un nivel de referencia externo, ver figura 3.

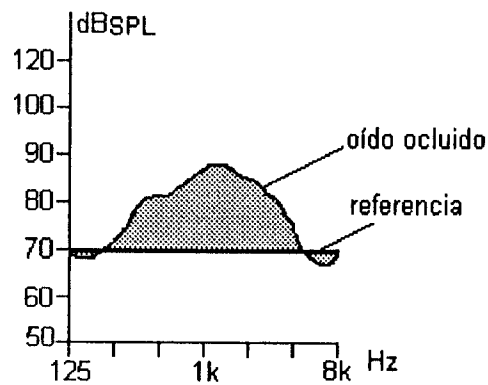


Figura 3. Ganancia in situ (área sombreada)

Algunas de las formas más utilizadas para determinar la ganancia o nivel de amplificación adicional que una a.a. proporciona al sujeto, son la **Ganancia de Inserción** y la Ganancia Funcional. Se puede decir que los resultados que se obtienen con cada una de ellas, son equivalentes, sin embargo se utiliza más la primera por el hecho de que es una prueba objetiva y requiere menos tiempo para su realización ya que en la Ganancia Funcional se tiene que obtener los umbrales de audición a cada una de las frecuencias del audiograma con y sin ayuda auditiva. Considerando lo anterior se decidió en este trabajo, representar la amplificación de una a.a. mediante la **GI**.

Para determinar la **GI** se necesitan dos micrófonos; el micrófono de referencia, el cual monitoriza el NPS que se envía al paciente por medio de una bocina y el micrófono de medida o de prueba que se encarga de determinar el NPS en la vecindad de la membrana timpánica.

## II.2 Determinación del NPS.

Dependiendo del punto donde se coloca el micrófono de referencia, se identifican cuatro diferentes métodos de prueba para determinar los niveles de presión sonora. Estos métodos están normalizados en la literatura [10]. A continuación se hace un resumen de estos métodos de prueba, para aclarar y justificar el hecho de haber usado en este trabajo el Método de Sustitución para la determinación de la **GI** con Ruido Blanco como excitación acústica de entrada.

1. Método de Sustitución. Es un método de medición en el cual el micrófono de medida y el micrófono de referencia, empleados para monitorear los niveles de presión sonora del campo sonoro, se colocan alternadamente en el mismo punto de dicho campo sonoro, como se muestra en la figura 4.

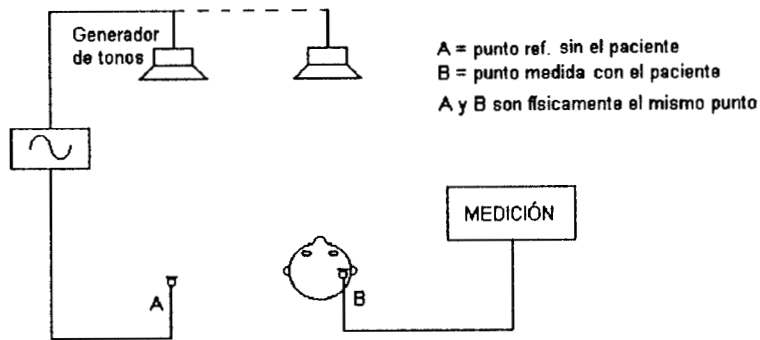


Figura 4. Método de Sustitución.

2. **Método de Comparación.** Es un método de medición en el cual el micrófono de prueba y el micrófono de referencia, empleados para medir el NPS a campo libre, están colocados simultáneamente en dos puntos acústicamente equivalentes en el campo sonoro, i.e. en cada uno de los canales auditivos, ver figura 5.

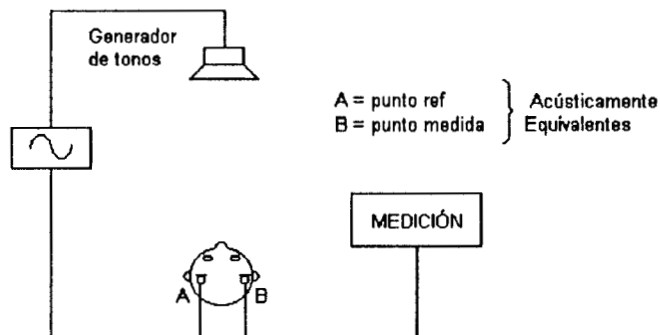


Figura 5. Método de Comparación.

3. **Método de Presión.** Es un método de medición en el cual el nivel de presión sonora que manda la bocina se controla midiendo la magnitud del NPS en un punto cercano a la entrada del canal auditivo, donde se coloca el micrófono de referencia, eliminándose substancialmente los efectos de difracción de la cabeza, torso y ayuda auditiva del paciente, ver figura 6.

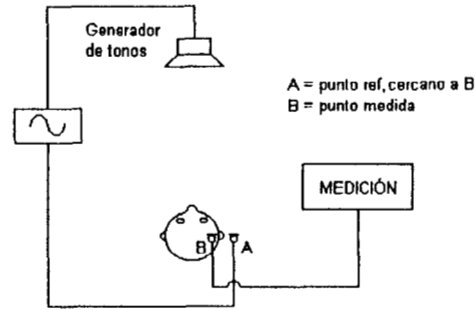


Figura 6. Método de Presión.

4. Método de Comparación Ipsilateral. Es una variante no estandarizada del Método de Comparación, es bastante similar excepto por que el micrófono de prueba y un micrófono de referencia están colocados simultáneamente en el mismo punto del campo sonoro i.e., en el mismo oído. Este método contrarresta la idea equivocada de que los oídos de un sujeto son acústicamente equivalentes, ver figura 7.

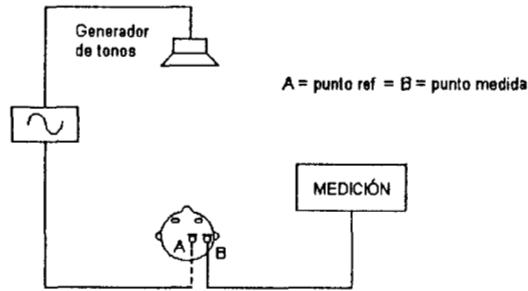


Figura 7. Método de Comparación Ipsilateral.

### II.3 Ventajas y desventajas de los métodos de prueba.

El *Método de Sustitución* mide la Ganancia de Inserción, en cierto punto del campo sonoro, obteniendo el NPS de ese punto del campo sonoro y comparándolo con el NPS constante del mismo punto sin la presencia del sujeto. Esto significa que el Método de Sustitución, no excluye los efectos de difracción del cuerpo y cabeza del paciente así como de la ayuda auditiva. Una desventaja es que el método requiere idénticas condiciones durante la calibración y medición, ya que durante el monitoreo del recinto, guarda estos datos en memoria para utilizarlos durante la medición. Además de que distorsiones ambientales y movimientos del paciente introducirán errores en las mediciones. Como se puede ver en la figura 8, el Método de Sustitución requiere una memoria para almacenar los datos de la calibración del recinto de prueba al igual que los resultados de la prueba con oído ocluido y no ocluido.

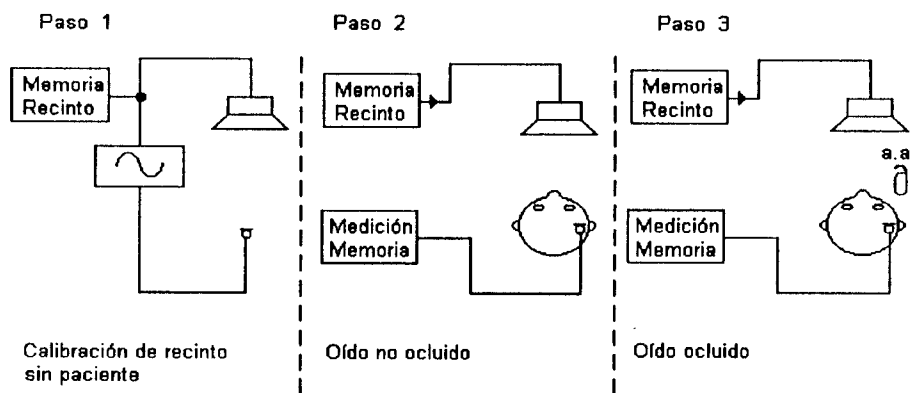


Figura 8. Pasos secuenciales para obtener la Ganancia de Inserción utilizando el Método de Sustitución.

El *Método de Comparación*, hace mediciones en línea, por lo cual continuamente se compensan las variaciones de las condiciones ambientales. Este método excluye efectos de difracción de la cabeza y cuerpo del paciente, pero requiere completa simetría de las formas del torso y cabeza así como canales auditivos idénticos. Los movimientos de cabeza del paciente, pueden tener considerable influencia en la introducción de errores en la medición. La figura 9 muestra que este método permite hacer mediciones simultáneas de los micrófonos de referencia y de prueba, de forma tal que no se requiere memoria. La posibilidad de error reside en el hecho de que el sonido se filtre desde el canal auditivo y alcance el micrófono de referencia con la suficiente intensidad como para alterar los niveles del campo sonoro. La suposición más fuerte que hace el Método de Comparación es la de considerar que ambos conductos de un individuo son iguales acústicamente lo cual podría no ser válido. Este método no requiere de la calibración del recinto de prueba ya que como se mencionó anteriormente se hacen mediciones simultáneas con el micrófono de referencia (monitoreo del ambiente) y con el micrófono de medida (determinación del NPS a nivel de la membrana timpánica), compensándose las variaciones del campo sonoro en el recinto de prueba.

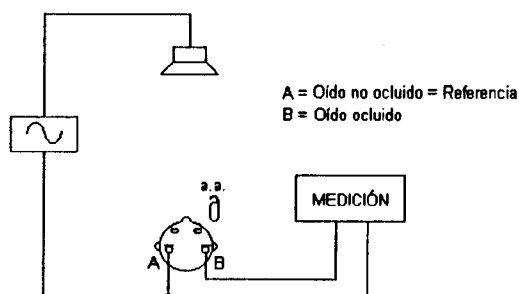


Figura 9. Ganancia de Inserción con el Método de Comparación.



Por la forma de medición del *Método de Presión* se elimina substancialmente los efectos de difracción de la ayuda auditiva, del torso y cabeza del paciente. De igual manera se compensan el ruido ambiente y los movimientos del paciente. Este método requiere memoria para almacenar los datos de las pruebas de oído no ocluido y ocluido como se muestra en figura 10.

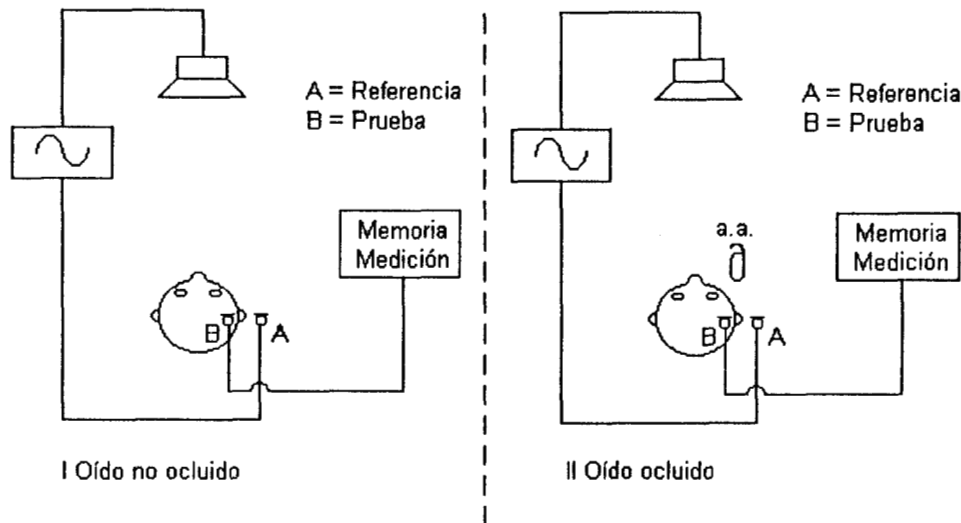


Figura 10. Ganancia de Inserción por el Método de Presión.

En el *Método de Comparación Ipsilateral* la resonancia del oído ocluido se mide y almacena. Posteriormente se considera este dato al sustraerlo de la respuesta del oído ocluido (con la ayuda auditiva). La Ganancia de Inserción es la diferencia entre el nivel de presión sonora en el punto de referencia fuera del canal auditivo y la magnitud del NPS del canal con ayuda auditiva. Este método excluye efectos de difracción extremos de la cabeza y cuerpo del paciente y tiene algunas mejoras sobre el método de comparación estandarizado:

- No requiere una completa simetría de las formas del cuerpo y la cabeza así como tampoco canales auditivos idénticos.

- Los movimientos de la cabeza del paciente, tienen solo mediano efecto sobre los errores de la medición, respecto al Método de Comparación estandarizado.
- Solo el oído de prueba tiene que ser tratado con la sonda.

El Método de Comparación Ipsilateral necesita memoria para almacenar los datos tanto de la prueba del oído no ocluido como la de oído ocluido, así como los datos de la calibración y la resonancia del canal para simular una comparación en línea con el oído de referencia (ver figura 11).

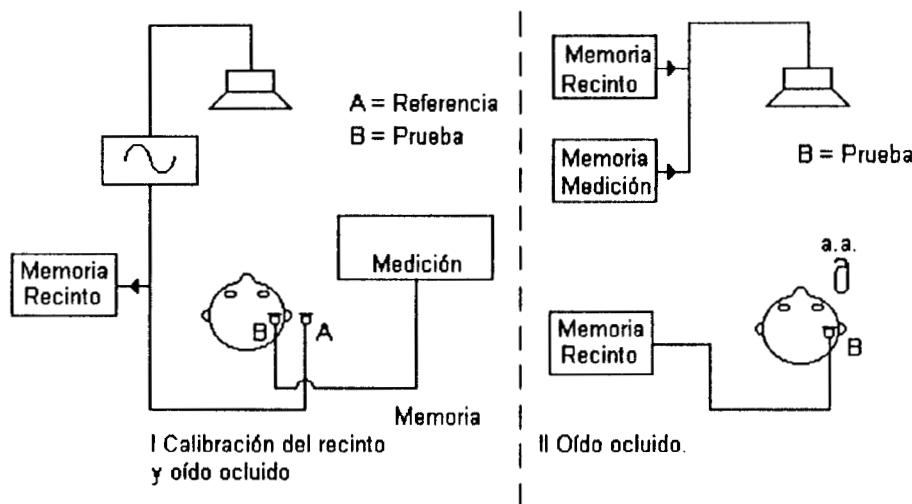


Figura 11. Ganancia de Inserción por el Método de Comparación Ipsilateral.

Como se puede observar no hay un método que tenga solo ventajas, sin embargo el Método de Sustitución es el más utilizado tanto en la clínica como en protocolos de investigación [10, 11, 12]. Autores como Nelson [12] consideran al Método de Sustitución como la representación más realista del desempeño de una a.a. Por lo anterior, sumado a la posibilidad de comparar los resultados con otros obtenidos anteriormente determinaron su elección para este trabajo.

---

## II. 4 Igualación del campo sonoro (calibración).

Existen diferentes mecanismos para asegurar que el NPS de la señal de entrada esté controlado para toda frecuencia. Entre los métodos de igualación del campo sonoro se encuentran :

- Igualación en tiempo real: Se usan dos micrófonos, el micrófono de prueba mide el NPS dentro del canal auditivo, mientras que el micrófono de referencia está monitoreando y corrigiendo continuamente las variaciones del nivel de presión sonora en un sitio externo del oído, generalmente a la entrada del canal auditivo.
- Igualación por almacenamiento de datos: Puede usar uno o dos micrófonos; la medición de los NPS externos al canal auditivo se hace antes de la prueba de **Ganancia de Inserción**. Estos datos se almacenan y se usan para hacer correcciones de los NPS medidos al realizar la prueba. El micrófono de referencia se desactiva una vez que se obtuvieron los datos para la corrección fuera de línea en el caso de que se estén utilizando dos micrófonos, uno de referencia y otro de prueba.

En esta tesis se utilizó la igualación por almacenamiento de datos, con un micrófono de referencia y otro de medida. El micrófono de referencia siempre se mantuvo activo con el fin de validar los datos proporcionados por éste. A partir de estos datos se pudo graficar la **GI** en la forma que los presenta el sistema comercial *IGO - HAT 1500* de *Madsen Electronics*, el cuál sirvió de 'blanco' para este trabajo.

## II. 5 Nivel y localización de la señal de entrada.

La señal acústica de entrada (tonos puros, ruido blanco, etc.) que se utilizan para obtener los NPS en la vecindad del oído del paciente y dentro del canal auditivo, los cuales se emplearon posteriormente para determinar la **GI**, se le presentaron al paciente a través de una bocina. Es importante tanto la intensidad de estas señales como la localización de la bocina. En este respecto se han hecho estudios para determinar como influyen estos parámetros las mediciones de los NPS. En cuanto a la intensidad, se recomienda utilizar una señal de entrada entre 60 y 70 dB SPL, ya que un nivel muy bajo puede resultar en que la medición esté contaminada por ruido de fondo así como un nivel alto puede saturar la ayuda auditiva o activar circuitos de control automático de ganancia de la misma [13]. Por otra parte, se han hecho diferentes estudios sobre el efecto que tiene el ángulo de incidencia (*azimuth*) de la señal acústica de entrada sobre la **Ganancia de Inserción**, ver figura 12. Se reportan variaciones del orden de 30 a 40 dB SPL de la señal de excitación con respecto a la distancia de acuerdo a la frecuencia de ésta que se esté utilizando, las variaciones más importantes se dan a frecuencias altas [9]. Generalmente se coloca al sujeto a una distancia máxima de la bocina de 1m y un *azimuth* de 0°, para asegurar que el campo sonoro que llega a él es uniforme y no tiene una disminución en la intensidad que se espera [13].

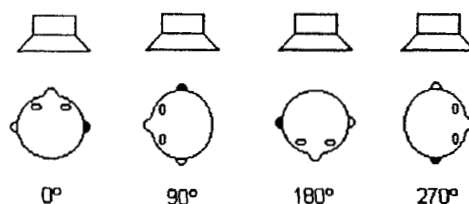


Figura 12. Ángulos de incidencia horizontal de la señal acústica de entrada.

### III. Descripción del sistema.

En la figura 13 se muestra un diagrama a bloques de la distribución del equipo utilizado en este trabajo para determinar la **Ganancia de Inserción** de una a.a. utilizando como estímulo acústico de entrada ruido blanco y tonos puros, ya que se consideró importante hacer un estudio comparativo de estas dos curvas. A continuación se explican cada uno de los bloques de esta figura.

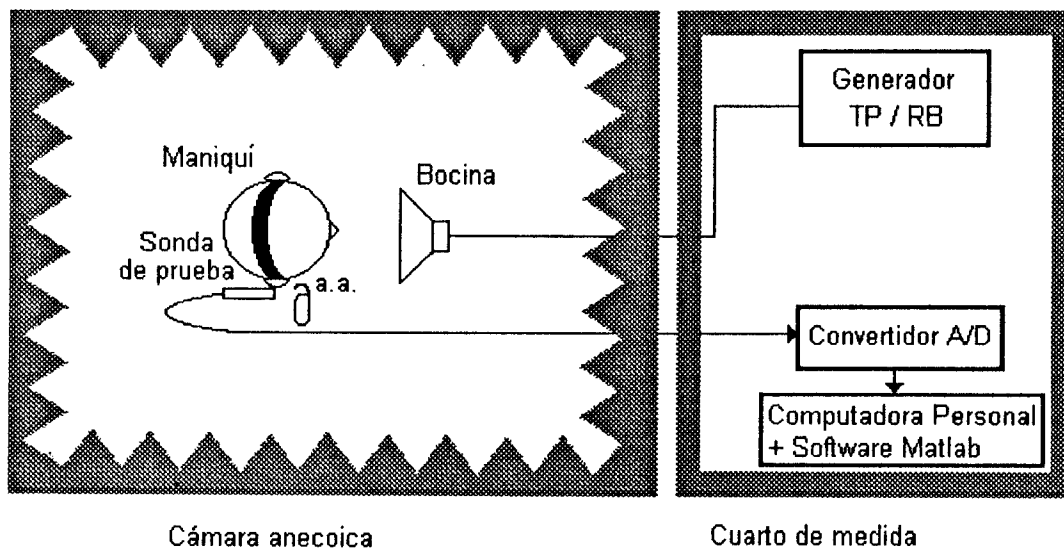


Figura 13. Sistema utilizado para determinar la GI de una ayuda auditiva con ruido blanco y tonos puros.

### III.1 Sonda de prueba

En un primer momento se pensó en la posibilidad de digitalizar la señal de los micrófonos de referencia y medida del sistema *IGO - HAT 1500*. Una vez teniendo estas señales, se procesarían con un algoritmo de alta resolución (Burg). Sin embargo esto no fue posible debido a que no se tiene acceso a las señales de los micrófonos "en crudo" es decir, sin ningún tipo de acondicionamiento (filtrado). Por lo anterior se diseñó y se implementó una sonda de prueba provista de dos micrófonos, uno para monitorear la señal que llega al paciente (micrófono de referencia, mr) y otro la señal dentro del canal auditivo (micrófono de medida, mm). En la figura 14 se muestra un diagrama a bloques de la sonda que se desarrolló para determinar la respuesta en frecuencia del oído no ocluido (sin ayuda auditiva) y ocluido (con ayuda auditiva).

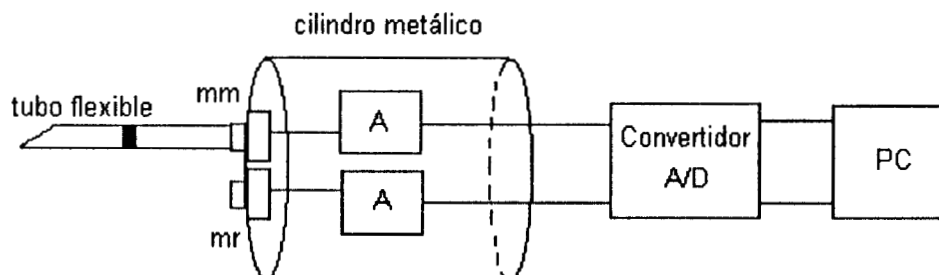


Figura 14. La sonda de prueba está formada por un micrófono de referencia (mr), un micrófono de medida (mm) y dos preamplificadores LD511 (A).

La sonda está formada por dos micrófonos electret *Knowles Electronics, BT 1752* de 7.92 x 5.59 mm (ver figura 15), uno para monitorear el NPS que se le envía al paciente (mr) y el otro provisto de un tubo de silicón flexible de 11.5 cm de largo y 1.5 mm de diámetro, para medir la magnitud del NPS en la vecindad de la membrana timpánica (mm).

Las salidas de cada uno de estos micrófonos están conectadas a preamplificadores en forma de circuitos integrados *Linear Technology, LD511P*, para dar a las señales la amplitud necesaria para su posterior digitalización. La amplitud de las señales de los micrófonos es de 0.8 Volts, de manera que se pudo utilizar el rango de  $\pm 1$  Volt de la tarjeta de adquisición. Tanto los micrófonos como los preamplificadores están encapsulados en un cilindro metálico de 5 cm de longitud por 2.5 cm de diámetro externo, con ambos extremos sellados.

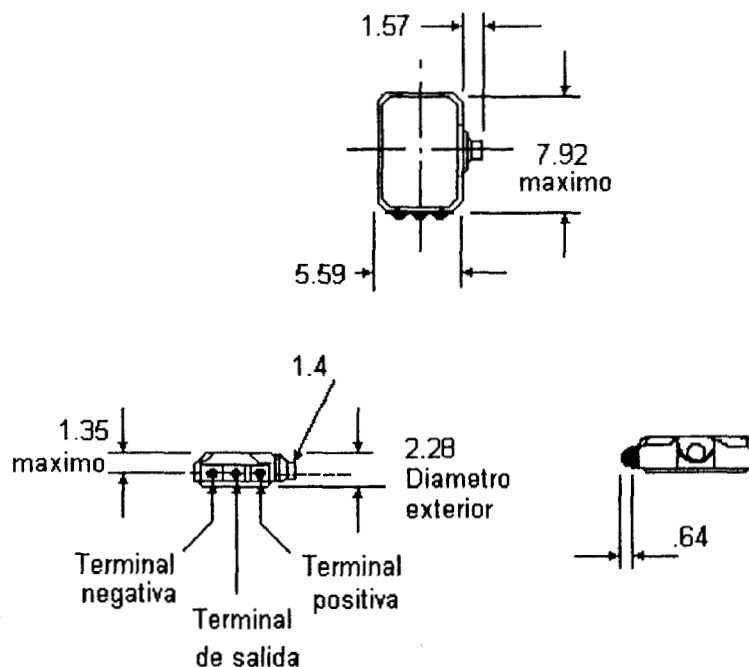


Figura 15. Dimensiones de los micrófonos *Knowles BT 1752* (en milímetros).

En la figura 16 se muestra el diagrama eléctrico de los micrófonos y sus preamplificadores contenidos en el cilindro metálico. Se buscó, en la manera de lo posible, que las dimensiones de los componentes fueran lo más pequeñas para obtener una sonda de prueba fácil de manejar.

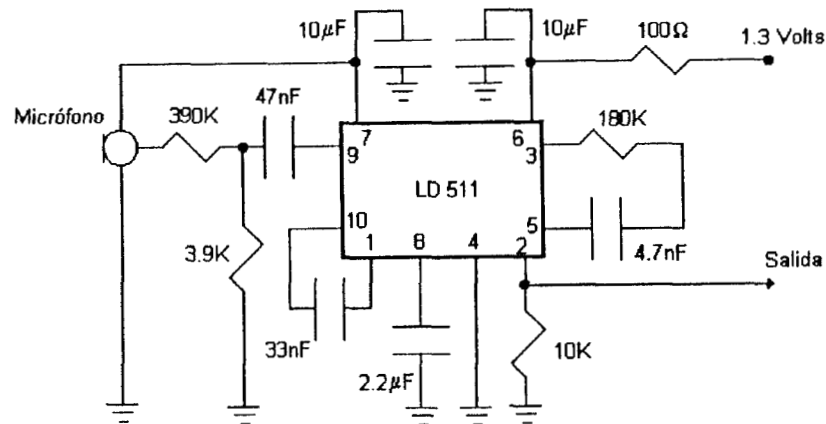


Figura 16. Diagrama eléctrico de los preamplificadores para la sonda de prueba.

En el apéndice 3 se muestran las curvas de respuesta en frecuencia de los micrófonos así como las notas de especificaciones para estos y los preamplificadores. Las salidas de los preamplificadores se digitalizaron con un sistema de adquisición que se describe en la sección III.3, los datos así obtenidos se procesaron en una computadora personal empleando las utilerías de *Matlab* [14].

Se colocó la cabeza de un maniquí a 1 m de la bocina para asegurar que el nivel de presión sonora del ruido blanco y de los tonos puros fuera uniforme alrededor de esta. Además se tuvo cuidado de no tener objetos dentro de la cámara anecoica, los cuales pudieran provocar reverberaciones que afectaran la calidad de las mediciones.



### III. 2 Generador de Ruido Blanco

La señal acústica de entrada se generó utilizando el *IGO-HAT 1500* de *Madsen Electronics*. La forma en que el *IGO - HAT 1500* genera el ruido blanco es a partir de polarizar en modo inverso la juntura de un diodo semiconductor. La señal que se obtiene se amplifica y filtra de acuerdo al tipo de estímulo que se quiera usar (Ruido Blanco, 'speech noise' o Ruido de Banda Ancha). Posterior a las etapas de amplificación y filtrado la señal pasa por un atenuador el cuál proporciona las diferentes intensidades que se enviarán al paciente vía una bocina. Dichas intensidades se encuentran en un rango de 50 hasta 85 dB SPL, en pasos de 5 dB. Este sistema cuenta con un dispositivo de protección para evitar que el paciente reciba estímulos mayores a un cierto nivel fijado por el usuario (100, 110, 120, 130 dB SPL). Cuando este nivel se alcanza, el estímulo se detiene automáticamente. El valor recomendado por el fabricante es de 120 dB SPL porque este nivel en la mayoría de los casos no causa incomodidad en una persona con audición disminuida.

En forma real no existe un generador de ruido blanco, esto es un concepto matemático que simplifica el análisis de los datos en este tipo de pruebas. En nuestro caso bastaría con tener un generador de ruido de banda ancha que cubriera el ancho de banda de la a.a., es decir superior a los 8 KHz (ver apéndice 1). En un trabajo anterior a este, se caracterizó el ruido blanco que genera este sistema, utilizando la densidad de probabilidad de las señales de los micrófonos propios del *IGO-HAT 1500*, determinándose que tiene una densidad de probabilidad tipo Gaussiana centrada en cero [5].

### III. 3 Sistema de conversión y procesamiento

Para la conversión analógica digital de las señales de los micrófonos de referencia y medida de la sonda, se utilizó la tarjeta *PC-Lab 812*, de alta velocidad y multifunciones [15]. Entre sus principales características se puede mencionar el hecho de que cuenta con un convertidor A/D de 12 bits, por aproximaciones sucesivas, con una frecuencia de muestreo máxima de 30 KHz en un modo de acceso directo a memoria (DMA). Además de un rango analógico de entrada bipolar entre  $\pm 1$  y  $\pm 10$  Volts. El convertidor A/D cuenta con 8 canales con entrada diferencial ; en este trabajo solo se utilizaron dos canales, uno para cada micrófono de la sonda. Esta tarjeta tiene la posibilidad de iniciar la conversión A/D de dos maneras: 1) de manera interna (software) y 2) utilizando un pulso de disparo externo. En este trabajo se utilizó el modo de disparo interno, programando los contadores del contador/temporizador *INTEL 8253* con el que cuenta dicha tarjeta. La tarjeta *PC-Lab 812* se controló con una computadora personal 486 utilizando un programa en C y los manejadores propios de la tarjeta (ver apéndice 4), el cuál genera también archivos con los datos digitalizados, para realizar un procesamiento fuera de línea. Para obtener la respuesta en frecuencia de estas señales digitales se desarrolló un programa en *Matlab* el cual obtiene la densidad de potencia espectral de cada una de estas señales con el estimador no paramétrico de Burg de orden 15 (ver apéndice 1).

### III. 4 Ayudas auditivas.

Aunque existe una extensa variedad de a.a. en el mercado, se decidió que para este trabajo era suficiente utilizar dos tipos diferentes de ellas. Una tipo curveta (*Behind - the - ear*) marca *RION* modelo *HB75* y otra tipo caja desarrollada en el laboratorio de Audiología de la *UAM-I* [16].

Cada una de estas a.a.s fueron evaluadas electroacústicamente en un trabajo anterior, utilizando como excitación acústica de entrada tonos puros y ruido blanco [5,20]. En el apéndice 3 se muestran las curvas de respuesta en frecuencia resultado de esta caracterización.

La a.a. tipo curveta proporciona altos niveles de amplificación, por lo cuál está recomendada para pérdidas de severas a profundas es decir umbrales audiométricos de 70 a 90 dBHL<sup>2</sup>. Cuenta con los siguientes controles:

**OPC (Output Power Control):** El cuál limita los sonidos de salida de la a.a. utilizando un sistema de compresión (limitador del control automático de ganancia).

**Tone H (Tono alto) :** Este control enfatiza las frecuencias altas.

**Tone L (Tono bajo):** Enfatiza las frecuencias bajas.

**Tel (Teléfono):** Esta función proporciona una recepción clara de sonido en el teléfono.

**Vol (Volumen):** Cuenta con 4 niveles.

La a.a. tipo caja cuenta con los siguientes controles:

**MPO (Máxima Potencia de Salida):** El cuál evita que se alcancen niveles de amplificación que pudieran dañar el oído del paciente.

**Tono H (Tono alto) :** Este control enfatiza las frecuencias altas.

**Tono L (Tono bajo):** Enfatiza las frecuencias bajas.

---

<sup>2</sup> Niveles de audición (*Hearing Level*)

**CAG** (Control Automático de Ganancia): Determina el modo de amplificación de la ayuda auditiva.

**Vol** (Volumen): Cuenta con 4 niveles.

Los controles de las a.a.s se colocaron como se muestra en la figura 17.

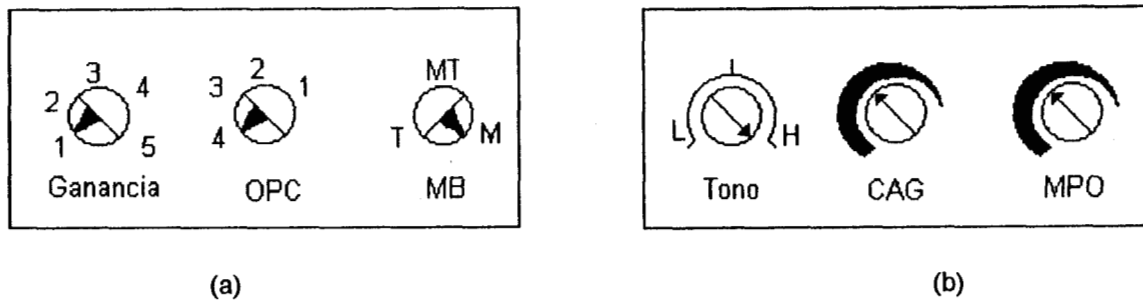


Figura 17. Posición de los controles para una ayuda auditiva tipo curveta (a) y una tipo caja (b).

Los controles de las a.a.s no se variaron, ya que esto se hace en la etapa donde se busca llevar la **GI** a una curva blanco, proporcionada por los criterios de adaptación mencionados en la introducción de esta tesis (NAL, POGO, BERGER, etc.). Sólo se varió el control de volumen para ver el comportamiento de las curvas de respuesta en frecuencia de cada una de las a.a.s ante esta variante. Antes de iniciar cada una de las pruebas, se verificaron las baterías de las a.a.s y en caso necesario se remplazaron para mantener las mismas condiciones en cada una de dichas pruebas.

### III.5 Maniquí

La sonda de prueba se colocó sobre una cabeza de unicel de 24 cm de alto; en el lado derecho del maniquí se hizo una perforación, dentro de ésta se colocó un tubo de cobre de 3 cm de largo por 1cm de diámetro, de esa manera se conocían perfectamente las dimensiones del conducto y se pudo calcular su frecuencia de resonancia teóricamente (ver apartado V.1).

### III.6 Cámara Anecoica

Todas las pruebas se realizaron en una cámara anecoica de 3.0 x 3.5 m. Esta cámara fue anteriormente evaluada para determinar si era adecuada para evaluar a.a. En esta evaluación se utilizaron tonos puros a frecuencias desde 125 hasta 8 kHz en octavas, con una intensidad de 90 dB SPL a 250, 500, 1 y 2 kHz a 70 dB SPL para 4 kHz y 60 dB SPL a 125 y 8 kHz. Resultando en que el área útil de trabajo para la valoración de una a.a. se va restringiendo a medida que se incrementa la frecuencia de la onda sonora, volviéndose crítica para las frecuencias de 2, 4 y 8 KHz [17]. En este trabajo se buscó estar siempre dentro del área útil de la cámara anecoica. Como se explicó anteriormente no es necesario un recinto tratado acústicamente para determinar la **GI** cuando se está utilizando ruido blanco como excitación acústica de entrada. Sin embargo en este trabajo también se hicieron mediciones de la **GI** con tono puros para su posterior comparación, por lo cual fue necesario realizar todas las mediciones en una cámara anecoica, ya que de esta manera se aseguran que las características del campo sonoro del tono puro no se vean modificadas por ninguna reflexión del medio [18]. Tanto el sistema *IGO-HAT 1500* el cuál se utilizó para generar el ruido blanco y los tonos puros, como el convertidor analógico digital y la computadora personal estuvieron en el cuarto de medida, externo a la cámara anecoica (ver figura 13).

## IV. Metodología

Las pruebas actuales que utilizan Tonos Puros como entrada de las ayudas auditivas, tanto para evaluarlas electroacústicamente como para adaptarlas al paciente hipoacúsico, son capaces de demostrar el desempeño en estado estable de una a.a. El uso de señales complejas y transitorias como entradas, es una simulación más realista del tipo de procesamiento que la ayuda auditiva requiere desempeñar con señales de voz. Usar un estímulo de entrada apropiado es un problema especial para la evaluación de las capacidades de procesamiento de señales de la a.a.. El uso de ruido de banda ancha como señal de entrada para una evaluación más realista y válida del desempeño de una a.a. han sido sugerido por Burnett, 1976; Preves et. al., 1985; Studebarker, 1977 [13]. La aplicación de procedimientos de identificación de sistemas lineales convencionales como magnitud y fase de la función de transferencia, espectro de potencia, autocorrelación y coherencia (ver apéndice 1) pueden aplicarse para caracterizar el desempeño de una a.a. in situ, asumiendo que los instrumentos auditivos son sistemas lineales (Burennett, Corliss & Nedzelnitsky, 1982; Reddy & Kirilin, 1979) [13]. Considerando lo anterior se propone la siguiente metodología de trabajo para obtener y comparar la **GI** de una a.a. utilizando Ruido Blanco (método alterno) con la de Tonos Puros, que es la señal acústica más empleada actualmente en la clínica.

Como se mencionó en el capítulo I se utilizó el método de Sustitución para obtener la **Ganancia de Inserción**, colocando la bocina a 1 m de la cabeza del maniquí con un ángulo de incidencia horizontal de 0° (ver figura 12). Se utilizaron dos ayudas auditivas para determinar la **Ganancia de Inserción** utilizando ruido blanco como estímulo acústico de entrada. Una de ellas tipo caja, la cual fue desarrollada en el Laboratorio de Audiología de la UAM-I [16] y la segunda una curveta marca *Rion* modelo *HB75*. En el apéndice 3 se muestra la valoración electroacústica de cada una de estas ayudas. La comparación de resultados, fuera de línea, del método de tonos puros con los obtenidos con el método alternativo de ruido blanco, desarrollado en esta tesis, se corrieron cada una de estas pruebas en forma simultánea. De esta manera se asegura siempre la misma posición de los micrófonos con respecto al canal y cabeza del maniquí.

## IV.1 Determinación del rango lineal de las a.a.s.

Para conocer el rango lineal en el que trabaja cada una de las a.a.s se utilizó el sistema *IGO - HAT 1500*, el cual obtiene una gráfica que muestra la relación entrada - salida de la a.a. con el control automático de ganancia (CAG) ajustado a su máxima posición. La prueba se realiza con una señal de excitación de 2000 Hz (Tono puro) con una intensidad de 50 a 100 dB SPL. En la figura 18 se muestran los resultados de dichas pruebas.

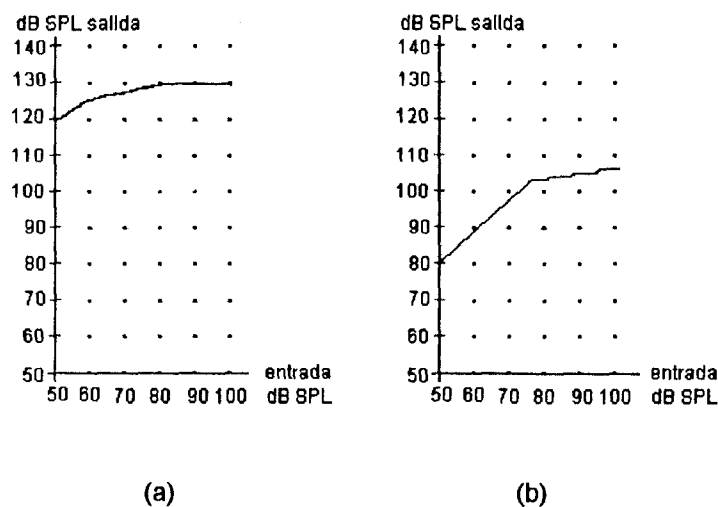


Figura 18. Determinación del rango lineal de a) caja *UAM-I* y b) curveta *RION* modelo *HB75*.

Como se puede observar en la figura 18, el rango lineal de la a.a. tipo curveta (b) es más amplio que para la tipo caja (a). Se hicieron algunas pruebas para verificar el efecto de esto en el método alternativo utilizando ruido blanco (ver apartado V.3)



## V.2 Calibración del sistema

El sistema *IGO - HAT 1500* cuenta con una rutina de calibración la cual consiste en colocar el micrófono de referencia y de medida en un mismo punto para monitorear la magnitud SPL en cada uno de ellos utilizando un nivel de intensidad del estímulo de entrada de 70 dB SPL. La calibración consiste de dos partes, en la primera se determinan las condiciones del recinto de prueba y en la segunda se verifica el desempeño del micrófono de medida. Se realiza una rutina de calibración para cada uno de los estímulos que se utilicen (tono puro, tono FM, ruido blanco, etc.). De forma simultánea a la calibración automática del sistema *IGO - HAT 1500*, se digitalizó la señal de salida del micrófono de referencia y de medida en la sonda de prueba, desarrollada en esta tesis. Se restaron estas dos señales para quitar el efecto del tubo de prueba incluido en este último micrófono.

Se sabe que si una señal  $x(t)$  tiene una función de autocorrelación  $\mathfrak{R}_{xx}(\tau)$ , su potencia promedio está en  $\mathfrak{R}_{xx}(0)$ . Sabiendo que se manda un estímulo de 70 dB SPL, se igualó  $\mathfrak{R}_{xx}(0)$  de la señal del micrófono de referencia a dicha intensidad y se toma como referencia para escalar los datos que se obtienen con el método alterno.

### IV.3 Determinación de la Ganancia de Inserción.

A continuación se explica la forma en se obtiene la **GI** utilizando el sistema comercial *IGO - HAT 1500* y el sistema alterno desarrollado en esta tesis. Las pruebas se corrieron en forma simultánea para conservar las mismas condiciones en cada una de las pruebas.

#### IV.3.1 Ganancia de Inserción (*IGO-HAT 1500*)

Este sistema cuenta con una serie de pantallas y menús que le van indicado al usuarios que debe hacer para determinar la **Ganancia de Inserción** de una a.a., después de haber calibrado el sistema.

El usuario tiene la posibilidad de modificar las condiciones de la prueba teniendo las siguientes opciones:

*Condiciones de la prueba:*

|                                       |  |
|---------------------------------------|--|
| <b>Tipo de estímulo:</b>              | Tono <sup>3</sup> , FM, Ruido BA, Ruido Blanco <sup>3</sup> , Ruido configurado por el usuario |
| <b>Nivel del estímulo (dB SPL):</b>   | 50, 55, 60, 65, 70 <sup>3</sup> , 75, 80, 85, 90   |
| <b>Métodos de prueba:</b>             | Presión, Sustitución <sup>3</sup> , Comparación  |
| <b>Salida del estímulo:</b>           | Campo libre <sup>3</sup> /Tele   |
| <b>Límite inferior de frecuencia:</b> | 125 Hz <sup>3</sup> , 250 Hz, 500 Hz   |
| <b>Límite superior de frecuencia:</b> | 4000 Hz, 5600 Hz, 8000 Hz <sup>3</sup>   |
| <b>Nivel máximo de salida:</b>        | 100, 110, 120 <sup>3</sup> , 130   |
| <b>No. de muestras:</b>               | 6/octava, 12/octava, 24/octava <sup>3</sup> , 48/octava  |

---

<sup>3</sup> Parámetros utilizados en esta tesis.

A continuación se resumen los pasos para determinar la **GI** con el *IGO - HAT 1500*:

1. *Oído no ocluido* : Colocar al paciente a 1 m de la bocina e introducir la sonda dentro del canal auditivo.

2. *Oído ocluido* : Colocar al paciente la prótesis auditiva con su molde, sin retirar la sonda del canal.

3. *Ganancia de Inserción* : Es la diferencia de la respuesta en frecuencia del oído ocluido y el no ocluido.

Con el fin de que la prueba para obtener la *Ganancia de Inserción* se realice de manera más rápida, este equipo da al usuario la posibilidad de no obtener la respuesta del oído no ocluido del paciente y utilizar datos almacenados en memoria (ver figura 19), los cuales se tomaron sobre un *KEMAR (Knowles Electronics Maniki for Acoustic Research)*. Este maniquí incorpora un simulador de oído, un torso, cabeza y oreja con las dimensiones de un adulto promedio.

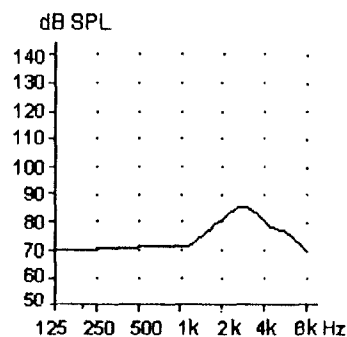


Figura 19. Respuesta de oído no ocluido sobre un KEMAR.

### IV.3.2 Ganancia de Inserción (Método alternativo basado en ruido blanco)

Tanto el canal auditivo como la combinación canal - prótesis auditiva, se pueden considerar como un sistema como el que se muestra en la figura 20. Donde  $x(t)$  es la excitación acústica de entrada (ruido blanco) y  $y(t)$  es la respuesta en el tiempo a nivel de la membrana timpánica.

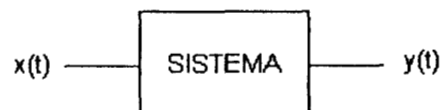


Figura 20. Respuesta de un sistema  $y(t)$  debida a una excitación acústica de entrada  $x(t)$ .

Las señales como ruido blanco pueden especificarse mediante la función de autocorrelación ( $\mathfrak{R}_{xx}(\tau)$ ) en el dominio del tiempo y de su densidad de potencia espectral ( $S_{xx}(\omega)$ ) en el dominio de la frecuencia, siendo este tipo de análisis el que se utilizó en esta tesis.

La función de autocorrelación  $\mathfrak{R}_{xx}(\tau)$  de una señal aleatoria, es una medida de su valor en ese instante u otro de tiempo. Para  $x(t)$  se tiene:

$$\mathfrak{R}_{xx}(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} \int_{-T}^T x(t)x^*(t - \tau) d\tau$$

La densidad de potencia espectral (o simplemente la densidad espectral), da la distribución en frecuencia de la potencia de una señal o ruido. Está definida como la transformada de Fourier de la función de autocorrelación

$$S_{xx}(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} R(\tau)e^{-j\omega\tau} d\tau \quad \omega = 2\pi f$$

Para el caso de ruido blanco  $\mathfrak{R}_x(\tau)$  es igual a una constante, sin embargo la medición del espectro de potencia a nivel de la membrana timpánica es diferente a una constante porque se mide la contribución del canal auditivo y de la a.a.. Calcular el espectro de potencia utilizando la FFT es relativamente simple, sin embargo se requiere disponibilidad de registros con un gran número de datos, para mantener la resolución en frecuencia necesaria en muchas aplicaciones. Entre los estimadores espectrales que no requieren lo anterior está Burg. El cual se utilizó en este trabajo.

Para el caso de la obtención de la GI con el método alterno se siguieron los pasos que posteriormente se enlistan. Anterior a esto se realizó la rutina de calibración mencionada en el apartado V.2.

1. *Oído no ocluido*: Se introdujo la sonda de prueba 5 mm en el canal auditivo de un maniquí. Se colocó la bocina del IGO - HAT 1500 a 1 m del maniquí, con un ángulo de incidencia horizontal de cero grados (ver figura 12). Se digitalizó la señal de salida tanto del micrófono de referencia (mr) como del de medida (mm) y se obtuvo la magnitud SPL contra la frecuencia como se indica en la figura 21.

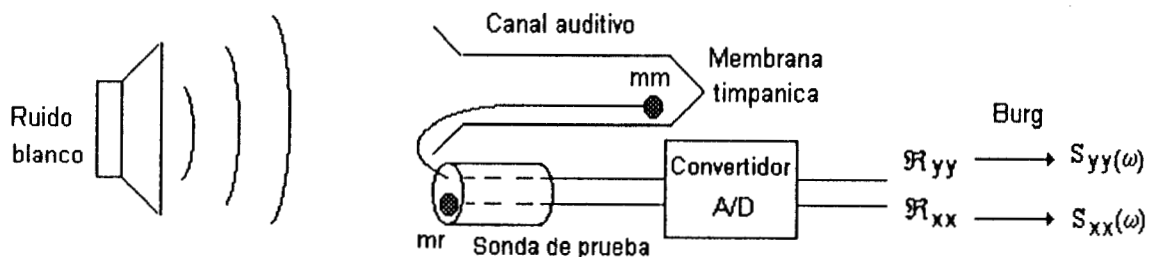


Figura 21. Respuesta oído no ocluido  $S_{ono}(\omega) = S_{yy}(\omega) - S_{xx}(\omega)$

2. *Oído ocluido*: Se colocó la prótesis auditiva en el maniquí, se selló con plastilina para evitar retroalimentación del micrófono de ésta, que pudiera causar errores en la medición. Se tuvo cuidado de no ocluir el tubo de prueba, lo cual pudiera resultar en una atenuación de la magnitud SPL (ver figura 22).

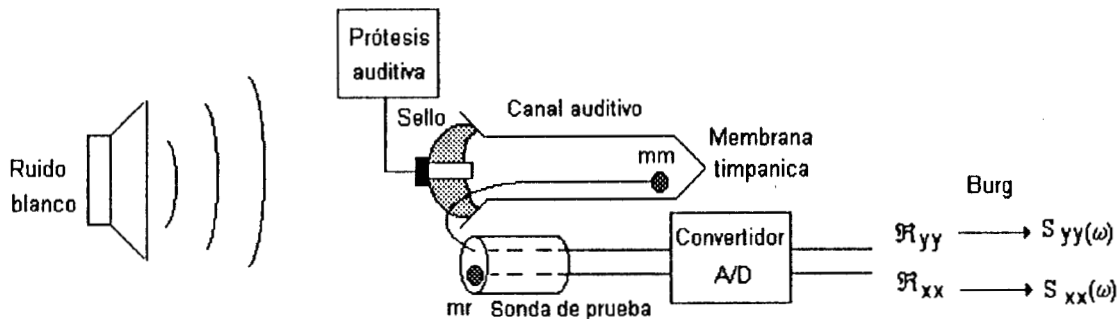


Figura 22. Respuesta oído ocluido  $S_{oo}(\omega) = S_{yy}(\omega) - S_{xx}(\omega)$ .

3. *Ganancia de Inserción*: Finalmente la *GI* se determinó como la diferencia entre la respuesta del oído ocluido y la respuesta del oído no ocluido. Es decir:

$$GI = S_{oo}(\omega) - S_{ono}(\omega)$$

Con el fin de representar los datos obtenidos con el método alterno en dB SPL (debido a que *Matlab* representa la densidad espectral en unidades arbitrarias vs. frecuencia) y facilitar la comparación con los resultados del *IGO - HAT 1500*, se utilizó el valor de la autocorrelación de la señal de referencia evaluada en cero como factor de ajuste; esto es  $\mathfrak{R}_{xx}(0) = 70$  dB SPL.

#### IV.4 Características del proceso de adquisición de datos.

A fin de validar los datos capturados se tomaron diez segmentos de 10000 puntos (5000 para cada micrófono) cada uno a una frecuencia de muestreo de 25000 Hz, para cumplir con el criterio de Nyquist y poder observar frecuencias hasta de 8 kHz. Se promediaron cada uno de estos segmentos con la idea de mejorar la calidad de la medición.

## V. Resultados

En este apartado se incluyen los resultados que se obtuvieron a lo largo de esta tesis en cuanto a lo que se refiere a las pruebas a las cuales se sometió la sonda de prueba (ver sección III.1) como al cálculo de la *Ganancia de Inserción* utilizando ruido blanco.

### V.1 Frecuencia de resonancia.

La fundamental y más importante medición de un tubo de prueba es la *Respuesta en Frecuencia* del canal auditivo (Ganancia vs. Frecuencia) y más específicamente la resonancia del canal auditivo, entendiéndose por ésta la frecuencia a la cual se tiene la ganancia máxima. Esta medición determina la amplificación natural proporcionada por el canal auditivo en relación a un punto de referencia externo. Al ser el canal auditivo un tubo cerrado por uno de sus extremos, el cual debido a sus dimensiones físicas posee una frecuencia de resonancia característica, se pensó que era importante obtener la respuesta en frecuencia de varios tubos de diferentes dimensiones. Se calculó en forma teórica la frecuencia de resonancia de cada uno de estos tubos y se compararon con las obtenidas con la sonda de prueba desarrollada en este trabajo. Se utilizaron 3 tubos: 1) 3 cm de largo por 1 cm de diámetro, 2) 12 cm de largo por 3 cm de diámetro y 3) 10 cm de largo por 0.5 cm de diámetro.

En la figura 23 se muestra la gráfica Ganancia vs. Frecuencia para el tubo 1, obtenidas con la sonda de prueba desarrollada en esta tesis (ruido blanco como señal de entrada) y con el sistema comercial *IGO - HAT 1500* (tonos puros), se tiene una diferencia de menos del 5% entre el valor calculado teóricamente y el obtenido con la sonda de prueba.

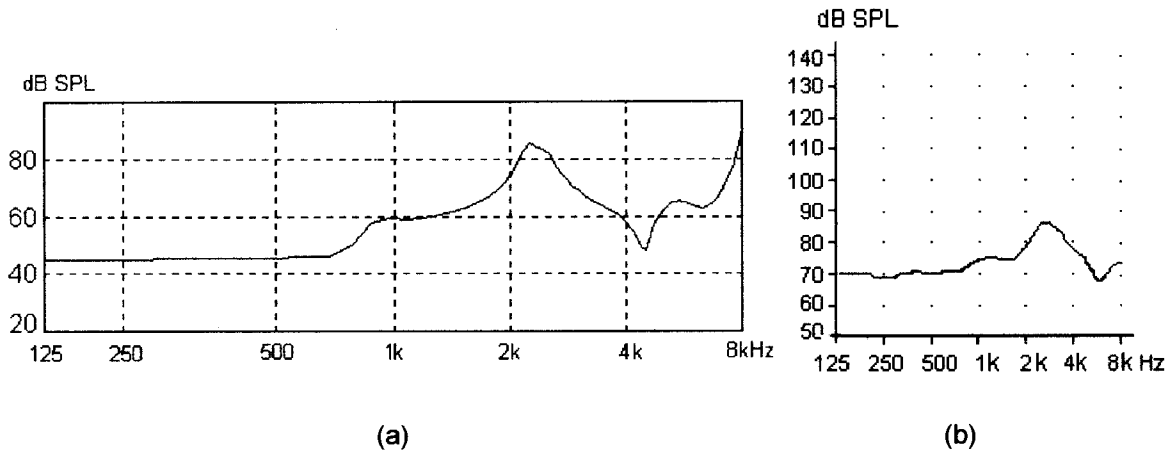
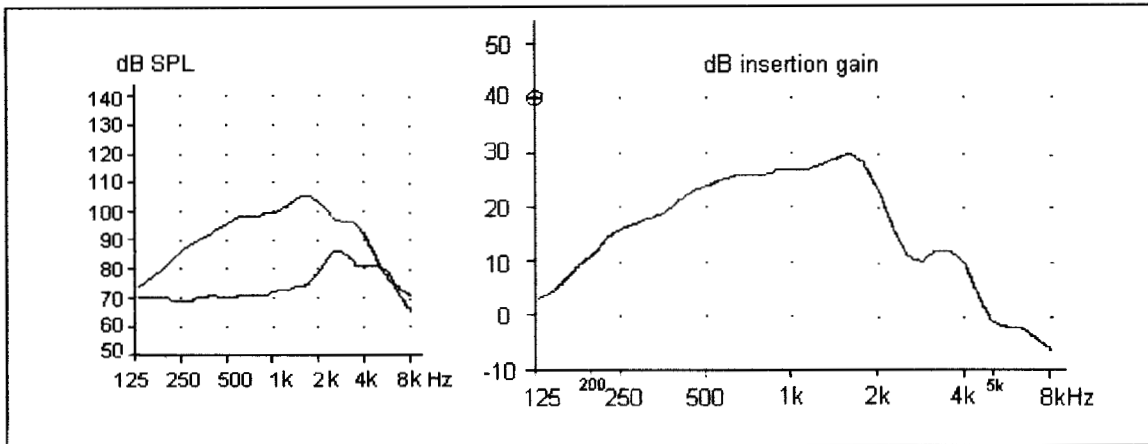


Figura 23. Respuesta en frecuencia del tubo 1 (a) sonda de prueba (b) sistema IGO - HAT 1500.

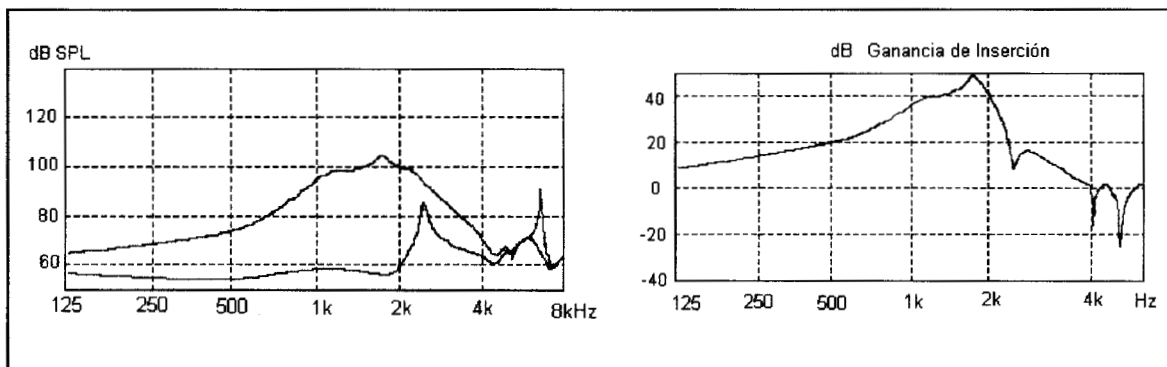
## V.2 Ganancia de Inserción

En las figuras 24 y 25 se pueden observar resultados gráficos obtenidos con el método de tonos puros y con el método alternativo de ruido blanco en lo que se refiere a la *Respuesta en Frecuencia* del canal sin ayuda auditiva, con ayuda auditiva y la **Ganancia de Inserción**. Posterior a estas figuras se explica el análisis de estos resultados para determinar las similitudes y diferencias entre estos dos métodos. Además se muestran dos tablas donde se especifican los porcentajes de error entre el método de tonos puros y el de ruido blanco a diferentes frecuencias y considerando varias posiciones de los controles de volumen de las prótesis auditivas, cuyas características se especifican en el apartado III.4.



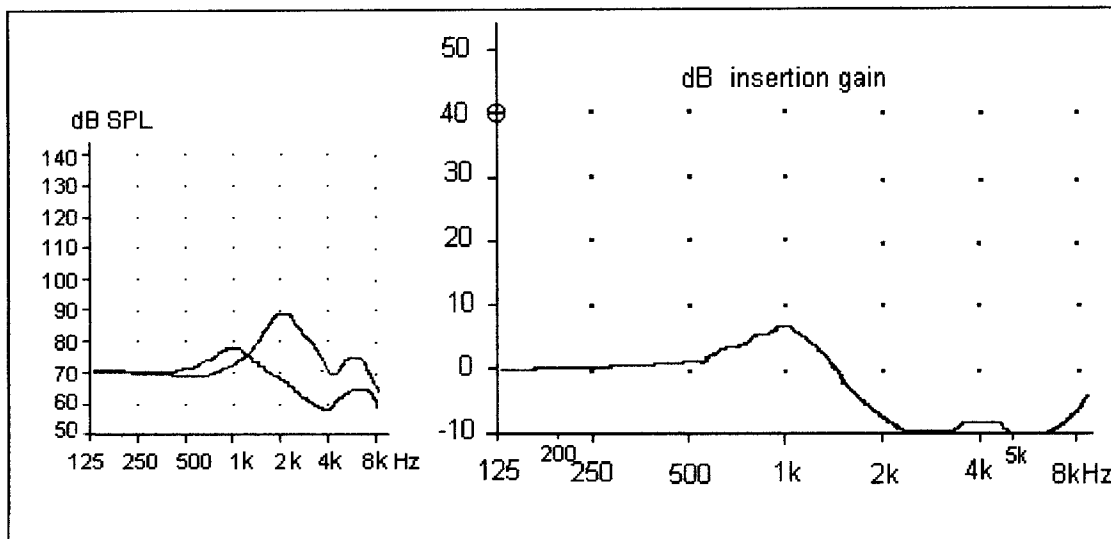


(a)

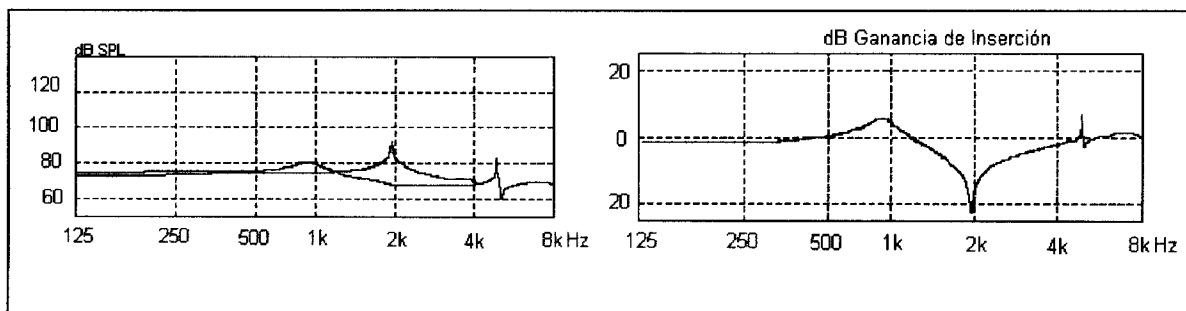


(b)

Figura 24. Respuesta del oído ocluido y no ocluido y **Ganancia de Inserción** para una curveta marca RION modelo HB75. (a) Tonos puro; (b) ruido blanco.



(a)



(b)

Figura 25. Respuesta del oído ocluido y no ocluido y **Ganancia de Inserción** para una caja UAM-I (a) Tonos Puros, (b) Ruido Blanco.

Al comparar las gráficas obtenidas con el método de tonos puros, con el *IGO - HAT 1500* y de ruido blanco, gráficas 24 y 25, se puede comentar lo siguiente. Se observa mayor resolución en las gráficas obtenidas con Ruido Blanco. Las gráficas para tonos puros se obtuvieron con una resolución de 24 muestras/octava (145 puntos) mientras que las del método de ruido blanco se obtuvieron con el algoritmo de alta resolución de Burg de 512 puntos.

### V.2.1 Método de tonos puros vs. Método con Ruido Blanco.

En las tablas 1 y 2 se muestran las diferencias entre la magnitud en dB SPL de la **Ganancia de Inserción** obtenido con el sistema *IGO -HAT 1500* el cual utiliza tonos puros como excitación acústica de entrada y el método alternativo con ruido blanco.

| Frecuencia (Hz)/Ganancia (control de volumen) | 2.0   | 3.0    | 4.0    |
|---|-------|--------|--------|
| 500   | 23.75 | 23.78  | 46.39  |
| 1k  | 20.8  | 21.09  | 43.25  |
| 2k  | 3.82  | 4.22   | 2.80   |
| 4k  | -6.42 | -19.56 | -29.07 |
| 8k  | -6.12 | -14.28 | -16.06 |

Tabla 1. Porcentaje de error entre la **Ganancia de Inserción** con tonos puros y ruido blanco para una a.a. tipo caja *UAM-I*.

| Frecuencia (Hz)/Ganancia (control de volumen) | 2.0    | 2.5    | 3.0    | 3.5   | 4.0    |
|---|--------|--------|--------|-------|--------|
| 500   | 19.35  | 10.29  | 12.5   | 8.97  | 6.09   |
| 1k  | 19.51  | 0.00   | 3.06   | 2.94  | 4.54   |
| 2k  | 0.00   | 4.08   | 0.00   | 0.99  | 2.80   |
| 4k  | -21.50 | -53.84 | -19.56 | 20.00 | -21.56 |
| 8k  | -20.00 | 2.85   | 4.28   | -2.70 | -7.50  |

Tabla 2. Porcentaje de error entre la **Ganancia de Inserción** con tonos puros y ruido blanco para una a.a. tipo curveta marca *RION* modelo *HB75*.

### V.3 Linealidad.

Una de las pruebas que se hicieron tanto con la prótesis auditiva de caja, como con la de tipo curveta, fue variar el control de volumen de estas para detectar cómo cambia la respuesta del oído ocluido y por ende la Ganancia de Inserción. En el caso de la prótesis auditiva de tipo caja, la cual tiene un rango lineal de operación limitado (ver figura 18 (a)), el método alterno no es capaz de guardar una proporción en las respuestas del oído ocluido (ver figura 26).

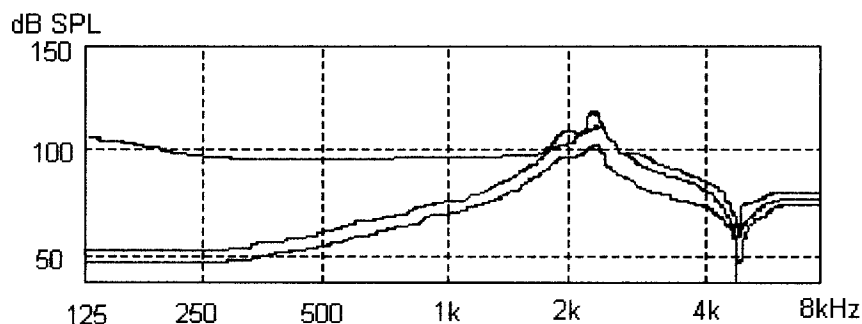


Figura 26. Variación de la respuesta del oído ocluido al variar el control de volumen de la a.a. tipo caja *UAM-I* para tres posiciones del control de volumen.

Para el caso de la prótesis auditiva tipo curveta lo anterior no sucede, como se puede ver en la figura 27, debido a que esta a.a. tiene un rango lineal de operación más amplio (ver figura 18 (b)).

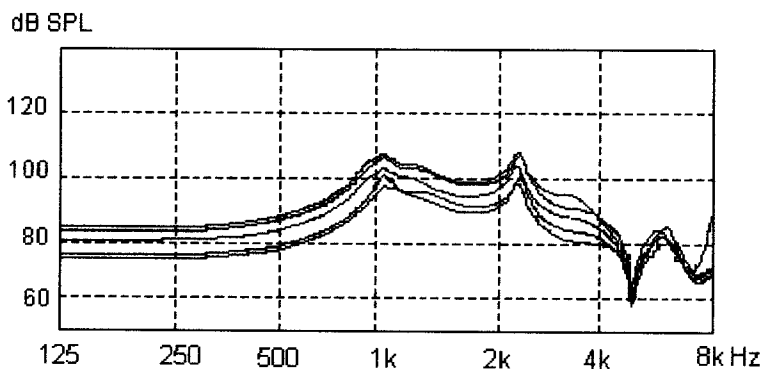


Figura 27. Variación de la respuesta del oído ocluido al variar el control de volumen de una a.a. tipo curveta marca *RION* para cinco posiciones del control de volumen.

## VI. Conclusiones

Debido a que se pudo comprobar que el método alterno con ruido blanco detecta la resonancia del canal en la misma frecuencia que el método de tonos puros, lo hace útil para usarse en diferentes personas ya que la frecuencia de resonancia depende de las dimensiones del canal auditivo y estas varían de un adulto a un niño y de hombre a mujer. En las gráficas 24 y 25, mostradas en el capítulo anterior se puede ver que las curvas para los oídos no ocluidos y ocluidos en el método de ruido blanco tienen mayor resolución que las de tonos puros. En un sistema comercial como es el *IGO HAT 1500* se pueden obtener gráficas hasta con 48 muestras/octava es decir 289 puntos, mientras que el método puede obtener gráficas de 512 puntos.

La estimación espectral con ruido blanco está por arriba de la respuesta con tonos puros con una diferencia del 20% a frecuencias bajas. Esto es consistente a los resultados obtenidos por Hellstrom [19] lo cual se atribuye al fenómeno de las ondas estacionarias dentro del canal. En altas frecuencias, el método alterno de ruido blanco, presenta una estimación espectral por debajo del método de tonos puros con un error del 50% esto probablemente atribuible al orden del estimador de Burg. Para las frecuencias medias (1 a 3 kHz) ambos métodos ajustan bien, con un error por debajo de los 5%. Es precisamente en este rango de frecuencia donde se encuentra la resonancia típica de un adulto promedio (2.7 kHz). Las diferencias obtenidas en la curveta (tablas 1 y 2), son menores que para la caja, debido a que en esta última, el control de volumen modifica su respuesta en frecuencia.

En este momento se cuenta con método alterno al de tonos puros el cual proporciona un nuevo instrumento de medición de la **Ganancia de Inserción** más simple y de bajo costo ya que se desarrolló en torno de una computadora personal. Debido a que se tienen las señales de salida de los micrófonos es posible utilizar algún otro método de estimación espectral y ampliar el rango de

frecuencia de la Ganancia de Inserción, de manera de tener información incluso en frecuencias mayores a los 8000 Hz. Lo anterior podría resultar en una mejor adaptación de prótesis auditivas en personas con pérdidas a altas frecuencias.

A continuación se enlistan algunas consideraciones pertinentes a fin de mejorar el método descrito.

1. Determinar si cambiando el orden del estimador de Burg se reducen las diferencias del método de tonos puros y el de ruido a altas frecuencias y evaluar la conveniencia de utilizar otro estimador.
2. Se hace necesario hacer una comparación entre los resultados obtenidos con ruido blanco y con los que se obtengan con tonos FM.
3. Dado que se cuenta ya con la **Ganancia de Inserción** ahora faltaría adaptar la a.a. con alguna de las fórmulas conocidas por ejemplo Pogo, NAL, Berger y establecer un protocolo para evaluar la calidad de la adaptación.

## VII. Bibliografía.

### 1. Byrne, D.

"The National Acoustical Laboratories'(NAL) New Procedure for Selecting the Gain and Frequency response of a Hearing aid".

*Ear and Hearing, Vol. 7, No.4, 1986.*

### 2. McCandless, G.

"Prescription of gain/output (POGO) for hearing aids".

*Hearing Instruments Vol. 34, No.1, 1983.*

### 3. McCandless, G.

"Hearing aid Formulae and their Application" (Capitulo 8)

*Handbook of Hearing Aid Amplification. Vol I Theoretical and Technical Considerations. pp. 221-238.*

### 4. Walker, G.

"Technical Considerations for Sound Field Audiometry" (Capitulo 6)

*Handbook of Hearing Aid Amplification. Vol I Theoretical and Technical Considerations. pp. 147-164.*

### 5. Granados, P.

"Evaluación de ayudas auditivas mediante ruido blanco".

*Tesis de Maestría en Ingeniería Biomédica. UAM-I, 1994.*

### 6. Madsen Electronics.

"IGO 1500 Insertion Gain Optimizer".

User's Manual, Version 7.2

**7. Madsen Electronics.**

"HAT 1500 Hearing Aid Test".

User's Manual, Version 7.2

**8. Madsen P.**

"Insertion gain optimization"

*Hearing Instruments Vol. 37, No.1, pp. 29-32, 1986.*

**9. Libby, R**

"Principles of Acoustic Measurement and Ear Canal Resonance". (Chapter 7).

*Handbook of Hearing Aid Amplification. Vol. 1 Theoretical and Technical Considerations, pp. 165-220.*

**10. Dirks, D.**

"Basic Acoustic Considerations of Ear Canal Probe Measurements".

*Ear and Hearing, Vol. 8, No. 5, 1987.*

**11. Humes L. E.**

"Insertion Gain Measured with Three Probe Tube Systems".

*Ear and Hearing, Vol. 9, No. 3, 1988.*

**12. Nelson, J. A.**

"Probe - Microphone Measurements with Body - Worn Instruments : Loudspeaker and reference Microphone Effects".

*Am. Acad. Audiol., Vol. 5, pp. 138 -140, 1994.*

**13. Sandlin E. Robert**

"Handbook of Hearing Aid Amplification, Volume II: Clinical Considerations and Fitting Practices".

*College-Hill Press, Capítulo 10, 1988.*



**14. MATLAB for Windows**

Manual de usuario, versión 4.2c.1

Octubre de 1994.

**15. Advantech Co.**

"PCL-812 Enhanced Multi - Lab Card (12 bit) A/D, D/A, Counter".

*User's Manual, 1990.*

**16. Cornejo, J.M.**

"Diseño y Evaluación de una Ayuda Auditiva tipo caja Normalizada"

*Tesis de Maestría. Universidad autónoma Metropolitana, Iztapala, 1990.*

**17. Duran, A. C.**

"Determinación de un campo sonoro libre para valorar ayudas auditivas".

*Rev. Mex. Ing Biomédica, Vol 10, No. 1, 1989.*

**18. Dillon, H.**

"Comparision of stimul, used in sound field audiometric testing".

*J. Acoust. Soc. Am, Vol. 71, No. 1, 1982.*

**19. Hellstrom P.**

"Miniature microphone probe tube measurements in the external auditory canal".

*Acoust. Soc. Am. 93 (2), February 1993.*

**20. Granados, P.**

"Improved white noise method in the evaluation of linear hearing-aids characteristics"

*Medical Progress through Technology, Vol. 20, pp. 37-42,1994.*

**21. Byrne, D.**

"Implications of Ear Canal Resonance for Hearing aid Fitting"

*Seminars in Hearing, Vol. 12, No. 1, pp. 34-41, 1991.*

**22. Dillon, H.**

"Hearing Aid Evaluation: Predicting Speech Gain from Insertion Gain".

*Journal of Speech and Hearing Research, Vol. 36, pp. 621-633, 1993.*

**23. Dillon, H.**

"Accuracy of Twelve Methods for Estimating the Real Ear Gain of Hearing Aids".

*Ear and Hearing, Vol 8, No.1, 1987*

**24. Fikret-Pasa S.**

"Individualized Correction Factors in the Preselection of Hearing Aids".

*Journal of Speech and Hearing Research, Vol. 35, 1992.*

**25. Kasten, R.**

"Real-Ear Measures of Changes in Real-Ear Insertion Response caused by Venting".

*Seminars in Hearing, Vol. 12, No. 1, pp. 26-33, 1991.*

**26. Mason, D.**

"Comparison of hearing aid gain using functional, coupler, and probe-tube measurements".

*Journal of Speech and Hearing Research, Vol.29, pp. 218-226, 1986.*

**27. Moskal N. L.**

"Probe Tube Systems : Effects of Equalization on Real Ear Insertion and Aided Gain".

*Ear and Hearing, Vol. 13, No. 1, 1992.*

**28. Purdy, S.**

"Insertion gain measurement : Technical and methodological considerations".

*Hearing Instruments Vol. 40, No. 2, 1989.*

**29. Preves, D.**

"Input stimuli for obtaining frequency responses of automatic gain control hearing aids "

*Journal of Speech of Hearing Research, Vol. 32, pp. 189-194, 1989.*

**30. Stelmachowicz, P.**

"Complex and Pure - Tone signals in the evaluation of hearing - aid characteristics"

*Journal of Speech and Hearing Research, Vol. 33, pp. 380 -385, 1990.*

## Apéndice 1. Conceptos de Variable aleatoria y Estimación Espectral.

### A.1.1 Definiciones:

*Muestra y Espacio muestra.* Los eventos, salidas o resultados de un experimento, son los *punto muestra* del conjunto denominado *espacio muestra* correspondiente a un experimento.

La probabilidad  $P(A)$  del evento  $(A)$ , expresada como  $P(S_A)$ , es la probabilidad de que el punto muestra  $s$ , i.e. una cierta salida del experimento, caiga en el subconjunto de puntos muestra  $S_A$  correspondiente al evento  $(A)$ .

$$P(A) = P(s \in S_A) = P(S_A)$$

*Variable aleatoria.* Una función real  $x(s)$  definida en el espacio muestra de puntos  $s$  se denomina *variable aleatoria*, si esta es *mensurable*, esto es para cada número real  $a$  existe un conjunto de puntos  $s$  para los cuales  $x(s) \leq a$ , con una probabilidad definida. Denominando a esta característica mensurabilidad. La función compleja  $z(s) = x(s) + j y(s)$  definida sobre un espacio muestra será una variable aleatoria compleja si tanto  $x(s)$  como  $y(s)$  son mensurables.

*Transformada de Fourier.* Es una técnica ampliamente utilizada para resolver una señal en términos de sus componentes de frecuencia. En el caso de señales representativas de procesos aleatorios, al menos en el caso de procesos estacionarios en un sentido amplio, esta técnica sigue siendo válida.

*Serie de Fourier.* Si  $x(t)$  es una función periódica real o compleja de la variable real  $t$  (v.gr. tiempo, si  $x(t)$  representa una señal) y si  $x(t)$  es absolutamente integrable en el periodo  $T$ , i.e., si

$$\int_0^T |x(t)| dt < \infty \quad (\text{A-1})$$

entonces  $x(t)$  está asociado con una serie de Fourier

$$\hat{x}(t) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} a_n e^{jn\omega_o t} \quad \omega_o = \frac{2\pi}{T} \quad (\text{A-2})$$

donde  $a_n$  es el n-esimo coeficiente de Fourier dado por

$$a_n = \frac{1}{T} \int_0^T x(t) e^{-jn\omega_o t} dt \quad (\text{A-3})$$

La suma del lado derecho de la ec. (A-2) converge en algún sentido a  $x(t)$ . Si  $x(t)$  es una variable acotada en el intervalo  $0 \leq t \leq T$ , entonces la suma converge a  $x(t)$ . Otra condición que debe satisfacerse es que  $x(t)$  sea cuadráticamente integrable para  $0 \leq t \leq T$ , i.e. que

$$\int_0^T |x(t)|^2 dt < \infty \quad (\text{A-4})$$

La suma al lado derecho de la ec. (A-2) converge a  $x(t)$  en el sentido que

$$\lim_{N \rightarrow \infty} \int_0^T \left| x(t) - \sum_{n=-N}^N a_n e^{jn\omega_o t} \right|^2 dt = 0 \quad (\text{A-5})$$

Esto significa que el error cuadrático medio se hace cero. Diciendo que hay convergencia en el sentido de la media.

$$x(t) = \lim_{N \rightarrow \infty} \sum_{n=-N}^N a_n e^{jn\omega_o t} \quad (\text{A-6})$$

La condición de la ec. (A-4) establece que la energía calculada sobre un periodo de  $x(t)$  sea finita. El cumplimiento de esta condición constituye el

*Teorema de Parseval.* Estableciendo que la energía promedio de la señal es igual a la suma de las energías promedio de cada una de las componentes de frecuencia de la señal.

$$\sum_{-\infty}^{\infty} |a_n|^2 = \frac{1}{T} \int_0^T |x^2(t)| dt \quad (\text{A-7})$$

*Transformada de Fourier.* La transformada de Fourier de la función  $x(t)$  se define como

$$X(f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) e^{-j\omega t} dt \quad \omega = 2\pi f \quad (\text{A-8})$$

y su transformación inversa

$$x(t) = \int_{-\infty}^{\infty} X(f) e^{j\omega t} df \quad \omega = 2\pi f \quad (\text{A-9})$$

Uno de los resultados de la teoría de Fourier es el *Teorema de Plancherel*, donde se establece que si  $X(f)$  es integrable en el intervalo  $-\infty < f < \infty$ ; es decir

$$\int_{-\infty}^{\infty} |X(f)|^2 df < \infty \quad (\text{A-10})$$

entonces existe una función  $x(t)$  la cual también es integrable y que está relacionada con  $X(f)$  por las ecuaciones

$$x(t) = \lim_{A \rightarrow \infty} \int_{-A}^A X(f) e^{j\omega t} df \quad (\text{A-11a})$$

$$X(f) = \lim_{A \rightarrow \infty} \int_{-A}^A x(t) e^{-j\omega t} dt \quad (\text{A-11b})$$

bajo las condiciones de la ec. (A-10), se establece un análogo del *Teorema de Parseval*; i.e.,

$$\int_{-\infty}^{\infty} |X(f)|^2 df = \int_{-\infty}^{\infty} |x(t)|^2 dt \quad (\text{A-12})$$

*La densidad espectral de una función periódica.* La función de densidad de potencia espectral expresa como la potencia de una señal está distribuida en sus distintas componentes de frecuencia. Sea  $x(t)$  es una función periódica de periodo  $T$ , de energía finita en cada periodo, i.e. satisface la ec. (A-4). Entonces por el *Teorema de Parseval*, el promedio en el tiempo de la energía de la señal, i.e. su potencia, es igual a la suma de los términos de la expansión en series de Fourier. De hecho cada término puede interpretarse como el promedio en el tiempo de la energía de una cierta componente de frecuencia.

Se define la función densidad de potencia espectral  $S(f)$  por

$$S(f) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} |a_n|^2 \delta(f - nf_0) \quad f_0 = 1/T \quad (\text{A-13})$$

$S(f)$  consiste de una serie de impulsos de las componentes de frecuencia de  $x(t)$ ; donde la potencia de cada uno de estos pulsos representa su contribución a la potencia de la señal. La potencia total de la señal  $x(t)$  está dada como

$$\int_{-\infty}^{\infty} S(f) df = \sum_{n=-\infty}^{\infty} |a_n|^2 = \frac{1}{T} \int_0^T |x^2(t)| dt \quad (\text{A-14})$$

El *Espectro de Potencia*  $G(f)$  de  $x(t)$ , se define como

$$G(f) = \int_{-\infty}^f S(\eta) d\eta \quad (\text{A-15})$$

El espectro de potencia de una función periódica es una función en escalera que tiene saltos en las frecuencias armónicas. De la ec. (A-13) se observa que para todas las componentes de frecuencia la información de fase, presente en la expansión de  $x(t)$  en series de Fourier, se pierde en  $S(f)$ . Dos funciones  $x(t)$  y  $x'(t)$  con coeficientes de Fourier de la misma magnitud pero de fase diferente conducen a una misma densidad espectral; si  $x(t)$  es real, sus coeficientes de Fourier  $a_n$  y  $a_{-n}$  son complejos conjugados y por lo tanto  $|a_n|^2 = |a_{-n}|^2$ . Finalmente  $S(f)$  es una función impar no negativa.

*Función de Autocorrelación.* Es la medida de la dependencia entre dos valores distintos de un proceso aleatorio a diferente tiempo, describiendo la variación en el tiempo de una señal aleatoria; definida como

$$\mathfrak{R}_{xx}(t_1, t_2) = E[X(t_1)X(t_2)]$$

para el caso de la expansión en series de Fourier definida por la ec. (A-2)

$$\mathfrak{R}(\tau) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} |a_n|^2 e^{jn\omega\tau} \quad (A-16)$$

tomando la transformada de Fourier de  $\mathfrak{R}(\tau)$  obtenemos:

$$\int_{-\infty}^{+\infty} \mathfrak{R}(\tau) e^{-j\omega\tau} d\tau = \int_{-\infty}^{\infty} \sum_{n=-\infty}^{\infty} |a_n|^2 e^{jn\omega\tau} e^{-j\omega\tau} d\tau \quad (A-17)$$

Las funciones de densidad de potencia espectral y correlación de una función  $x(t)$  son transformadas de Fourier pares.

*Densidad Espectral de una función arbitraria.* Sea una señal descrita por la función  $x(t)$  con transformada de Fourier  $X(f)$ , además de cumplir con las ecuaciones (A-11) y (A-12). Donde la energía total de la señal está descrita por



$$\int_{-\infty}^{\infty} |x(t)|^2 dt = \int_{-\infty}^{\infty} |X(f)|^2 df$$

y el promedio en el tiempo de la energía, o potencia es:

$$\lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} \int_{-T}^T |x(t)|^2 dt = 0 \quad (\text{A-18})$$

En este caso resulta inútil hablar de densidad de potencia espectral, resultando de mayor utilidad hablar de energía de la señal y no de su potencia. Conviene pensar en una función  $x(t)$  indefinidamente continua poseedora de una energía finita en un intervalo infinito.

$$\lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} \int_{-T}^T |x(t)|^2 dt < \infty \quad (\text{A-19})$$

aunque una función que satisface la ec.(A-19) no tiene transformada de Fourier, como en el caso de funciones periódicas. Sin embargo para hablar de la potencia espectral de  $x(t)$  se parte de la función de autocorrelación  $\mathfrak{R}(\tau)$  y considerando también su transformada de Fourier.

Suponga que el límite

$$\lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} \int_{-T}^T x(t)x^*(t-\tau)dt = \mathfrak{R}(\tau) \quad (\text{A-20})$$

existe para toda  $\tau$ , satisfaciendo (A-19). Puesto que

$$\left| \int_{-T}^T x(t)x^*(t-\tau)dt \right|^2 \leq \int_{-T}^T |x(t)|^2 dt \int_{-T}^T |x(t-\tau)|^2 dt$$

se sigue

$$\begin{aligned}
|\mathfrak{R}(\tau)| &\leq \lim_{T \rightarrow \infty} \left\{ \frac{1}{2T} \int_{-T}^T |x(t)|^2 dt \frac{1}{2T} \int_{-T}^T |x(t-\tau)|^2 dt \right\}^{1/2} \\
&= \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} \int_{-T}^T |x(t)|^2 dt = \mathfrak{R}(0)
\end{aligned} \tag{A-21}$$

La función de autocorrelación  $\mathfrak{R}(\tau)$  de  $x(t)$ , es una función acotada por el valor de la potencia promedio valuada en  $\mathfrak{R}(0)$ . Definiendo la densidad de potencia espectral  $S(f)$  de una función  $x(t)$  como la transformada de Fourier de la función de autocorrelación

$$S(f) = \int_{-\infty}^{\infty} \mathfrak{R}(\tau) e^{-j\omega\tau} d\tau \quad \omega = 2\pi f \tag{A-22}$$

con transformación inversa

$$\mathfrak{R}(\tau) = \int_{-\infty}^{\infty} S(f) e^{j\omega\tau} df \tag{A-23}$$

De la ec. (A-23) se sigue la densidad espectral de la potencia promedio de  $x(t)$  es igual a

$$\mathfrak{R}(0) = \int_{-\infty}^{\infty} S(f) df = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} \int_{-T}^T |x(t)|^2 dt \tag{A-24}$$

Las definiciones anteriores relativas al espectro y las funciones de densidad espectral y autocorrelación, constituyen el análisis armónico de una señal  $x(t)$ , considerada, en un amplio sentido, como una función muestra de un proceso aleatorio. Esto debido a la estrecha relación que existe entre el análisis armónico general de funciones y el análisis armónico de procesos aleatorios estacionarios en sentido amplio. Los teoremas en ambos casos son análogos.

## A1. 1 Ruido Blanco

Este término se usa para denominar a un proceso aleatorio débilmente estacionario que tiene una densidad espectral constante para todos los valores de  $\omega$ . El proceso de ruido blanco tiene una función de autocorrelación igual a:

$$R_{xx}(\tau) = \delta_0 \delta(\tau)$$

donde no existe correlación entre las muestras que forman el proceso. Su espectro de potencia es:

$$S_{xx}(\omega) = \delta\omega$$

y su valor cuadrático medio está dado por:

$$\mathfrak{R}_{xx}(0) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} S_{xx}(\omega) d\omega$$

Como  $S_{xx}(\omega)$  es una constante para toda  $\omega$ , el valor cuadrático medio es infinito. Por lo tanto el proceso de ruido blanco no es un proceso realizable. Sin embargo el concepto de ruido blanco es muy importante en el análisis de sistemas lineales con señales aleatorias. La utilización del concepto de ruido blanco simplifica los desarrollos matemáticos que surgen en la generación de las diferentes técnicas de procesamiento de señales.

## A1. 2 Estimación Espectral.

El problema de *estimación espectral* consiste en determinar la distribución de potencia de un proceso aleatorio. Los estimadores espectrales se clasifican en no paramétricos y paramétricos. Entre los primeros se pueden mencionar el *periodograma* y el método de *Blackman-Tukey*, los cuales suponen que los datos son el resultado de un proceso estacionario en sentido amplio. Los estimadores paramétricos, por su parte, están basados en funciones de transferencia o modelos a cerca de la forma en la cual se generan los datos o señales. Las ventajas de los estimadores espectrales paramétricos son que conducen a

estimaciones espectrales más precisas sin necesidad de secuencias de datos largas. Entre los estimadores paramétricos se pueden mencionar el método de *Yule-Walker* y *Burg*.

Estos estimadores se basan en modelar la señal de interés como respuesta de sistemas lineales con funciones de transferencia en el dominio  $z$ , del tipo:

$$H(z) = \frac{\sum_{k=0}^q b_k z^{-k}}{1 + \sum_{k=1}^p a_k z^{-k}} = \frac{y(z)}{x(z)}$$

donde  $x(z)$  y  $y(z)$  son las transformadas  $z$  de la señal de excitación y la señal de interés respectivamente.

Así el problema de estimación espectral se reduce a estimar los parámetros ( $a_k$  y  $b_k$ ) del filtro generador del proceso. De ahí su clasificación como métodos paramétricos.

De acuerdo a las características del filtro generador se distinguen tres procesos diferentes.

- 1) **AR** (*Autoregressive*) El proceso aleatorio se genera por un sistema consistente únicamente de polos.
- 2) **MA** (*Moving Average*) El proceso es generado por un sistema consistente únicamente de ceros.
- 3) **ARMA** (*Autoregressive Moving Average*) El proceso es generado por un sistema de polos y ceros.

De los tres modelos mencionados anteriormente el modelo **AR** es el más ampliamente utilizado. Las principales razones para esto son: 1) El hecho de que el modelo **AR** es adecuado para representar espectros con picos angostos, esto es resonancias. 2) El modelo **AR** representa de manera adecuada la señal de la voz. 3) Requiere un número menor de coeficientes comparado con los otros modelos.

### A1. 2.1 Método de Burg para procesos AR

El método de Burg para estimar los parámetros de un proceso autorregresivo se puede ver como un sistema basado en la minimización de los errores hacia atrás y hacia adelante en predicción lineal, con la restricción que los parámetros **AR** satisfacen la recursión de *Levinson - Durbin*.

Asumiendo un proceso estacionario en sentido amplio, los errores hacia adelante y hacia atrás se definen como:

$$e_{pn} = x_n - \hat{x}_n = \sum_{k=0}^p a_{pk} x_{n-k}$$

$$b_{pn} = \sum_{k=0}^p a_{pk}^* x_{n-p+k}$$

donde:

- $\hat{x}_n$  es el valor pronosticado basado en  $p$  muestras previas
- $a_{pk}$  son los parámetros pronosticados
- $p$  es el orden del modelo
- $x_n$  son muestras de datos

Con el fin de estimar los parámetros pronosticados, Burg minimiza la suma de energías de los errores de predicción hacia adelante y hacia atrás, esto es:

$$E_p = \sum_{n=p}^{N-1} |e_{pn}|^2 + \sum_{n=p}^{N-1} |b_{pn}|^2$$

los parámetros del modelo satisfacen la recursión de *Levinson - Durbin*:

$$a_{pk} = a_{p-1,k} + a_{pp} a_{p-1,p-k}^*$$

para órdenes de 1 a  $p$ .

Lo anterior asegura la estabilidad del filtro de predicción. Es posible mostrar que  $E_p$  es solamente una función de la reflexión de los coeficientes  $a_{pp}$  y de los errores de predicción de orden  $p-1$ . De esta forma si utilizamos la

recursión de *Levinson - Durbin*, solamente se requiere la estimación de  $a_{ii}$  para  $i = 1, 2, \dots, p$ , donde  $a_{ii}$  se puede obtener de:

$$a_{ii} = \frac{-2 \sum_{k=i}^{N-1} b_{i-1,k-1}^* e_{i-1,k}}{\sum_{k=i}^{N-1} (|b_{i-1,k-1}|^2 + |e_{i-1,k}|^2)}$$

El proceso de estimación espectral se obtiene mediante:

$$S(f) = \frac{\sigma_v^2}{\left| 1 + \sum_{k=1}^p a_{pk} e^{-2j\pi f k} \right|^2}$$

donde:

$\sigma_v^2$  es el error de predicción de la varianza.

El método de Burg presenta varias propiedades que lo hacen atractivo en numerosas aplicaciones. Algunas de estas propiedades son:

- 1) Proporciona una alta resolución de frecuencia.
- 2) Conduce a modelos **AR** estables.
- 3) Es computacionalmente eficiente.

Si el lector desea profundizar en los temas de este apéndice se sugiere la siguientes bibliografía:

1. "*An introduction to the Theory of Random Signal and Noise*". William L. Root. IEE Press
2. "*Probability, Random Variables and Random Signal Principles*". Peyton Z. Peebles. Mc. Graw-Hill
3. "*Probability Random Processes and Estiamtion Theory for Engineers*". John W. Woods. Prentice - Hall.
4. "*Probalistic Methods of Signal and System Analysis*". George R. Cooper. Holt, Rine Hart and Wiston, Inc.

## **Apéndice 2. Características electroacústicas de las a.a.s.**

Cada una de las a.a.s utilizadas en este trabajo fueron valoradas electroacústicamente anteriormente por Granados [5,22]. Entre las pruebas que se hicieron están la Respuesta en Frecuencia, Nivel de Saturación de Presión Sonora a 90 dB SPL de entrada y Ganancia Máxima. A continuación se resumen en que consiste algunas de estas pruebas [8].

### *Respuesta en frecuencia.*

La curva de respuesta en frecuencia de una ayuda auditiva puede obtenerse con el control de ganancia en la posición de ganancia de referencia y un nivel de presión de entrada de 60 dB SPL en el caso de a.a. lineales y de 50 dB SPL en el caso de una a.a. con control automático de ganancia (AGC). La posición de ganancia de referencia corresponde al nivel de presión sonora resultante de restar 15 dB al valor SPL de la curva OSPL90 a la frecuencia de 1600 Hz (denominada frecuencia de referencia).

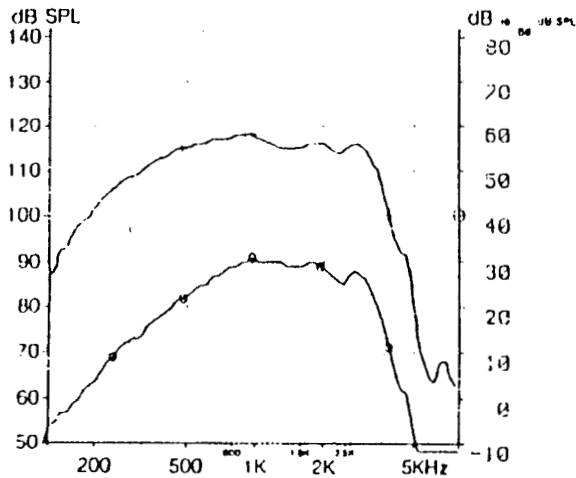
### *Nivel de Saturación de Presión Sonora a 90 dB SPL de entrada (OSPL90).*

Se define como el nivel de presión sonora desarrollado en un acoplador de 2 c.c. cuando el nivel de la señal acústica de excitación de entrada es de 90 dB SPL y el control de ganancia de la a.a. se encuentra al máximo. Se hace un barrido en frecuencia de 125 a 8000 Hz.

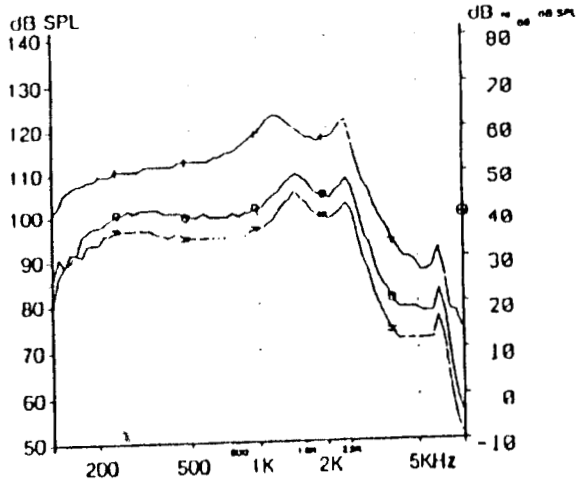
### *Ganancia Máxima (Full Gain)*

Es la ganancia acústica de la a.a. cuando su control de ganancia está en la máxima posición, para una entrada de 50 ó 60 dB SPL. Para una a.a. con CAG el nivel de entrada debe ser de 50 dB SPL de tal manera que no alcance el umbral del AGC. Esta prueba se realiza en un intervalo de frecuencia de 200 a 5000 Hz.

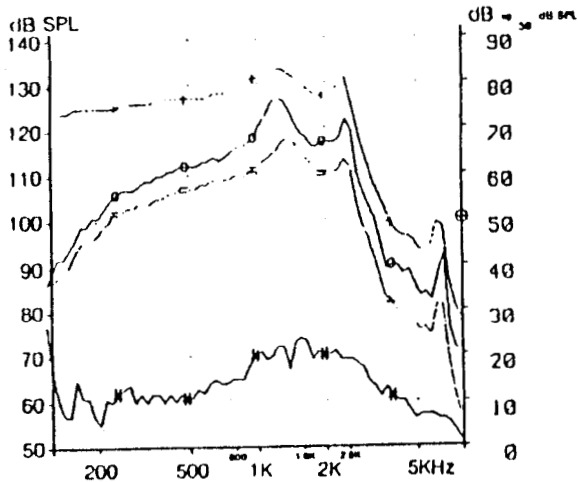




Max SSPL90/OSPL90:  
 844 Hz, 120 dB SPL  
 HFA-SSPL90/Ref. Test OSPL90:  
 117 dB SPL  
 HFA/Ref. Test Full-on Gain:  
 31 dB  
 Ref. Test Gain:  
 Goal Value: 42 dB  
 Meas. Value: 31 dB  
 Max Output Freq. Response:  
 1000 Hz, 93 dB SPL  
 HFA/Ref. Test Freq. Response:  
 91 dB SPL  
 Frequency Range:  
 315 - 3779 Hz



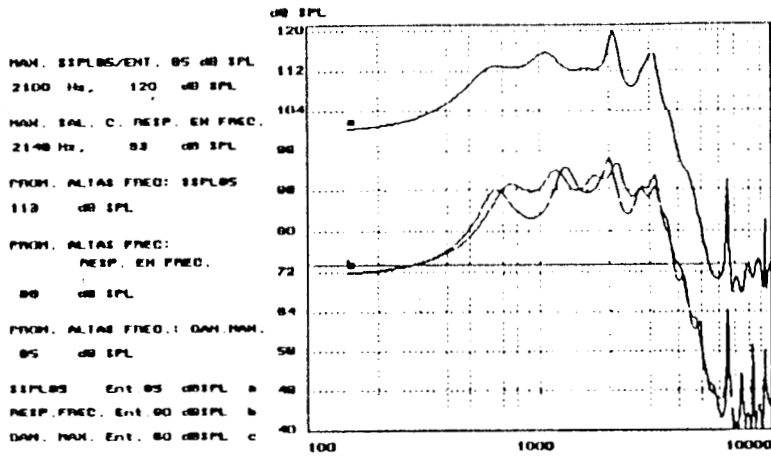
Max SSPL90/OSPL90:  
 1193 Hz, 125 dB SPL  
 HFA-SSPL90/Ref. Test OSPL90:  
 121 dB SPL  
 HFA/Ref. Test Full-on Gain:  
 51 dB  
 Ref. Test Gain:  
 Goal Value: 48 dB  
 Meas. Value: 46 dB  
 Max Output Freq. Response:  
 1500 Hz, 108 dB SPL  
 HFA/Ref. Test Freq. Response:  
 108 dB SPL  
 Frequency Range:  
 150 - 3000 Hz



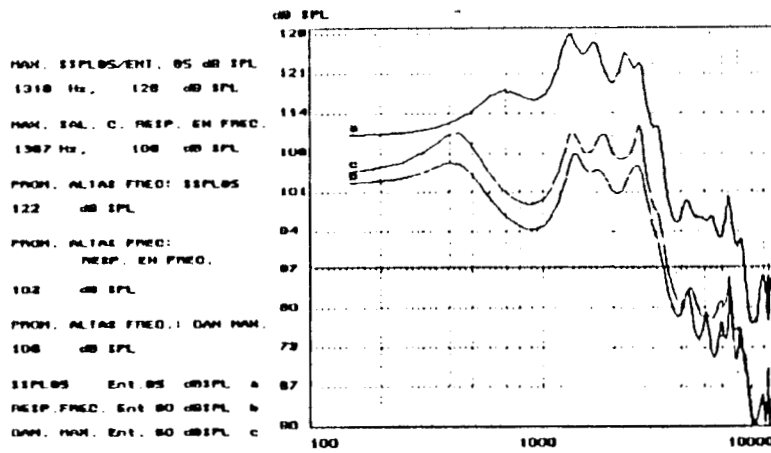
Max SSPL90/OSPL90:  
 1127 Hz, 135 dB SPL  
 HFA-SSPL90/Ref. Test OSPL90:  
 132 dB SPL  
 HFA/Ref. Test Full-on Gain:  
 71 dB  
 Ref. Test Gain:  
 Goal Value: 57 dB  
 Meas. Value: 57 dB  
 Max Output Freq. Response:  
 1418 Hz, 120 dB SPL  
 HFA/Ref. Test Freq. Response:  
 117 dB SPL  
 Frequency Range:  
 238 - 2832 Hz

Gráficas y parámetros asociados resultantes de la evaluación mediante tonos puros practicada a a.s. distintas - superior: curveta RION, medio: caja RION e inferior: caja UAM-1 - utilizando el Sistema n. (=) Curva de respuesta en frecuencia, (O) Curva de ganacia máxima y (+) Curva SSPL90.

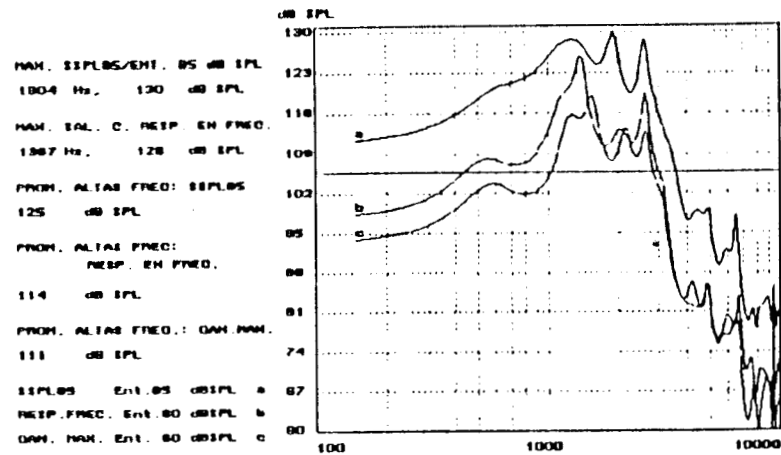
AUXILIAR AUDITIVO TIPO: curvato MARCA: rion



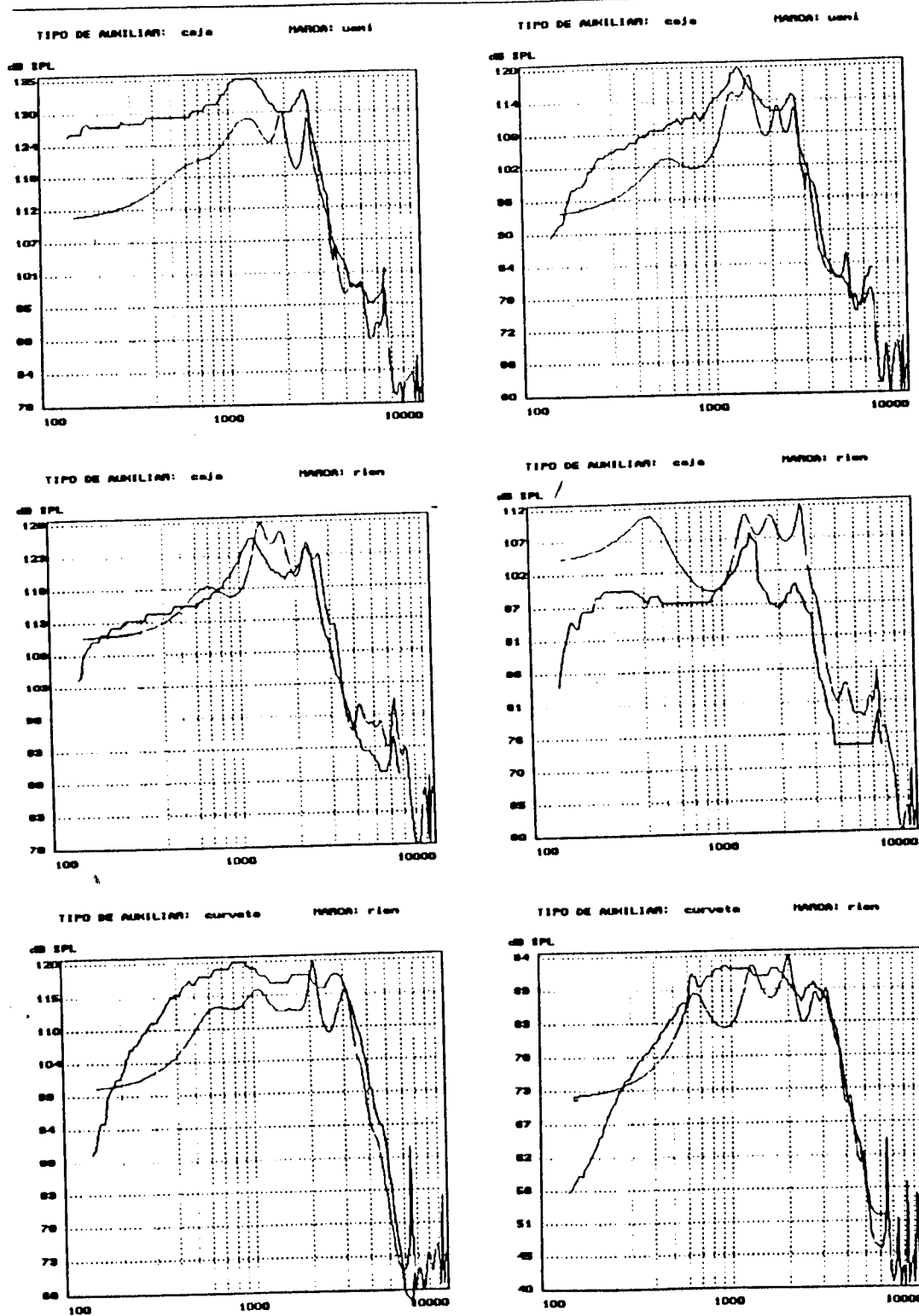
AUXILIAR AUDITIVO TIPO: oja MARCA: rion



AUXILIAR AUDITIVO TIPO: oja MARCA: uua



Ensamble de los resultados correspondientes a la evaluación con ruido blanco, icada a tres a.a.s distintas, utilizando el *Sistema Madsen*, la tarjeta PCL-812, la utadora y software desarrollado para el cálculo de los parámetros asociados.



Curvas SSPL90, columna izquierda y curvas de respuesta en frecuencia, columna  
 recha; obtenidas al evaluar con tonos puros y ruido blanco tres a.a.s diferentes.

### **Apéndice 3. Características de los preamplificadores y micrófonos**



Linear Technology Inc.  
3435 Landmark Rd.  
P.O. Box 489, Station A  
Burlington, Ontario  
L7R 3Y3 Canada

(416) 335-2996  
Cable Address:  
Linear Burlington  
Telex: 061-8525

Date: Dec. '80

No: 500-35

Microphone  
Compression  
Preamplifiers

# Application Note

## Compression Amplifier Circuits Using LD511P

Application Note

### 1. Introduction

This application note describes four methods of using the LD511P as a compression amplifier. The first three show the LD511P as a pre-amplifier in conjunction with the LC549P push-pull output amplifier. The last circuit illustrates how the LD511P can function as a "stand-alone" Class A compression amplifier.

This note is not intended to be an exhaustive dissertation on compression circuits. Instead it provides basic suggestions which can be used by the circuit designer to develop circuits to meet his own particular needs.

### 2. The LD511P as a Compressor

The LD511P is essentially a distortion free limiter in contrast to a peak clipping circuit which is a high distortion limiter. However, both types of limiter provide compression. That is, they compress the input dynamic range into a narrower output dynamic range.

At low input signal, the LD511P functions as a linear amplifier. As the input "threshold" is approached the compression circuitry is activated and serves to hold the output constant despite further increases in input signal. The LD511P employs delayed automatic gain control to achieve its compression action.

### 3. Compression Characteristics

The terms input and output compression

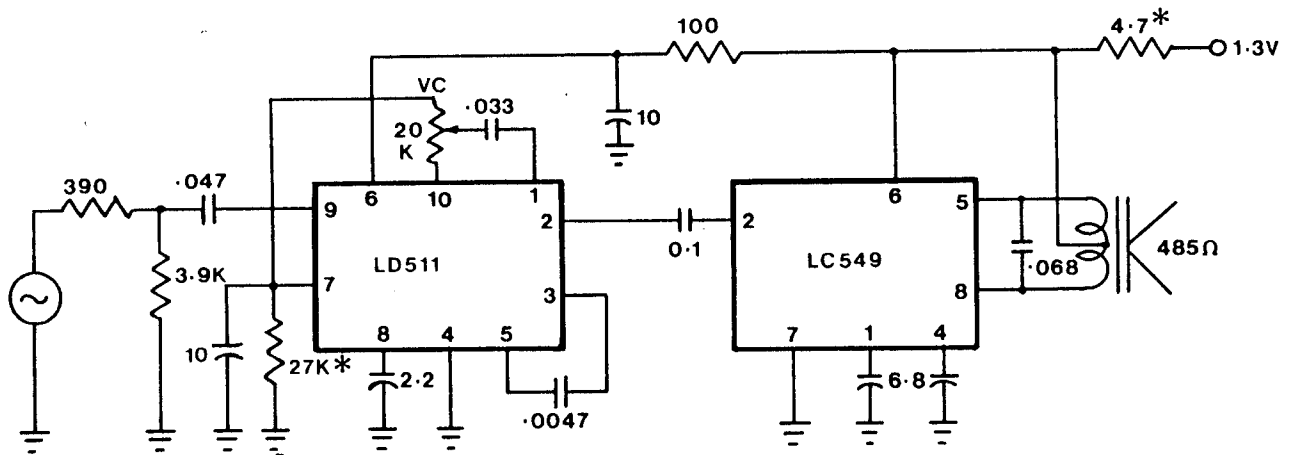
have been avoided in this note because of their varied interpretation. In addition, the use of these two terms implies that only two compression characteristics (being a graph of output vs input) are possible, whereas this note describes three types of compression characteristics (Figure No. 4 is a special case of Figure No. 1).

In general, there are three important parameters which define the compression characteristic, gain, threshold and limiting output. Each of these may be varied usually by means of a variable resistor or potentiometer. In the relatively simple circuits described in this note, a single potentiometer (or variable resistor) is used to adjust two of the key parameters simultaneously while the third remains fixed. The choice of circuit configuration therefore depends on the designer's objectives. A single design could incorporate multiple potentiometers and/or switching to achieve more than one type of characteristic.

### 4. Circuit Configurations

#### 4.1 Circuit No. 1 — Limiting Output Constant

Circuit No. 1 shows a configuration in which gain and threshold are adjusted by a single potentiometer (VC) while the limiting output remains constant. The compression characteristic resulting from this circuit is depicted in Figure 1.



\* SEE NOTES 1 & 2  
SEE NOTE 3

CIRCUIT 1

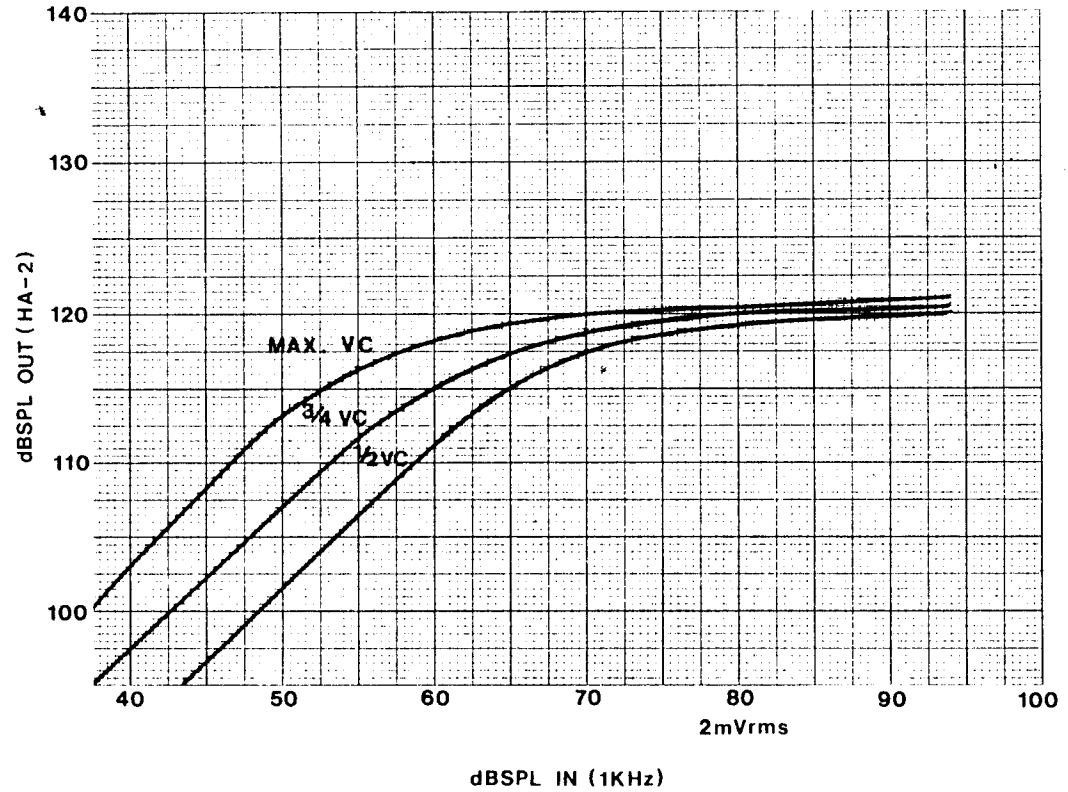
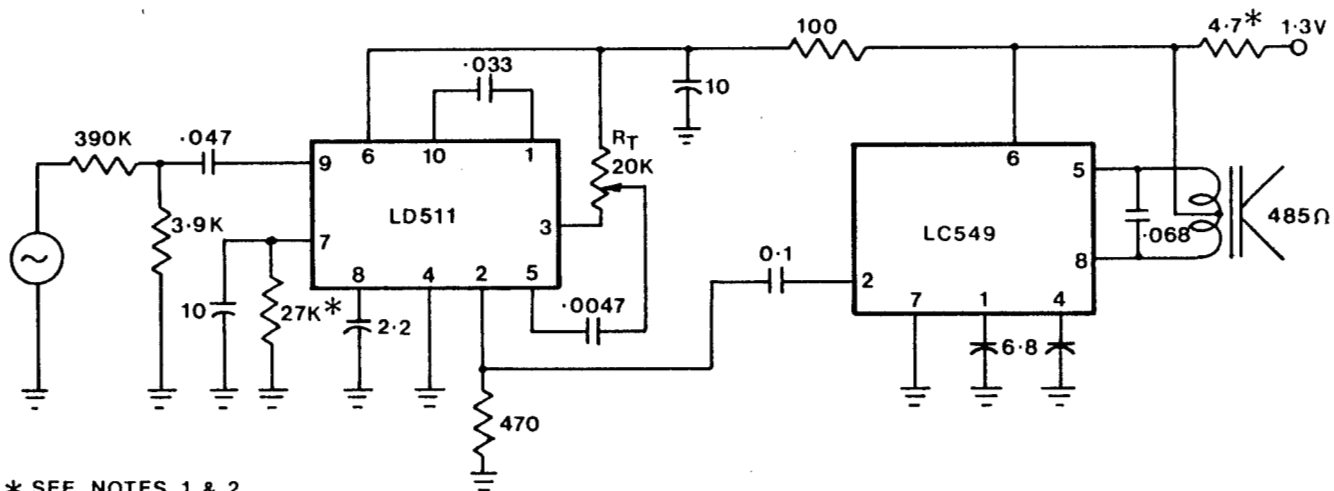


FIGURE 1



\* SEE NOTES 1 & 2

SEE NOTE 3

CIRCUIT 2

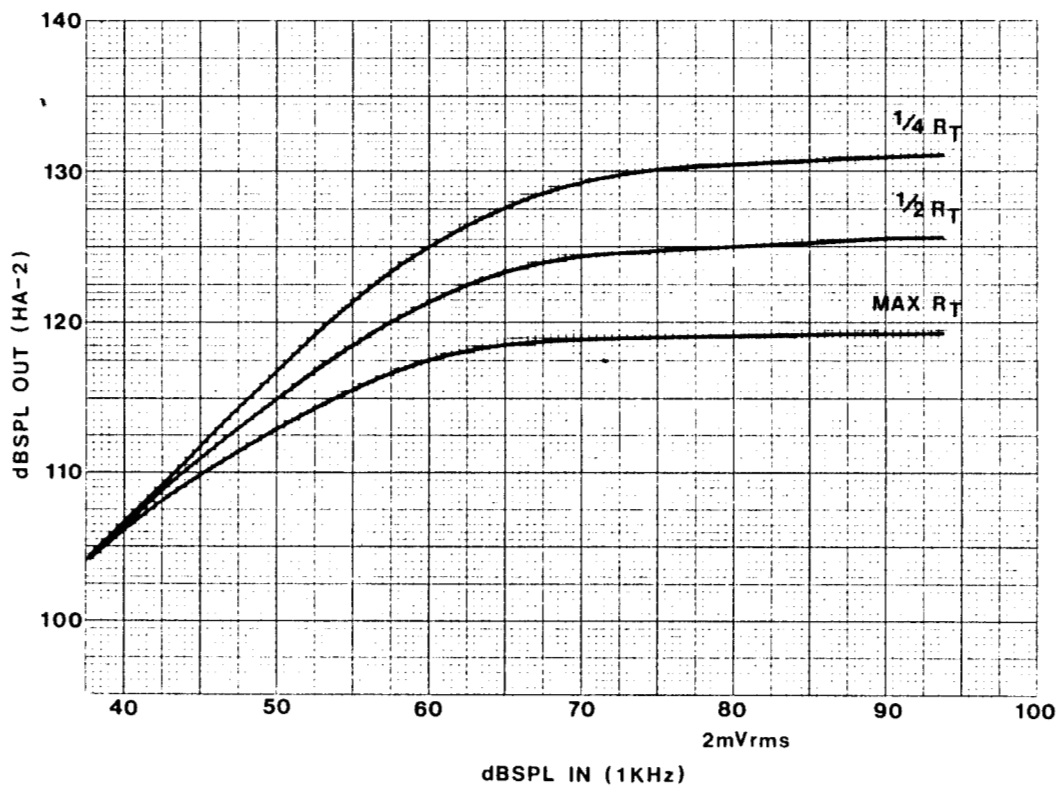


FIGURE 2

### Circuit No. 2 — Gain Constant

In Circuit No. 2, a single potentiometer ( $R_T$ ) adjusts threshold and limiting output. Gain below threshold remains constant. This compression characteristic is depicted in Figure 2. Circuit No. 2 could be simplified by making  $R_T$  a 200 K $\Omega$  adjustable resistor in series with Pin 3, and omitting the 470 $\Omega$  resistor between Pin 2 and ground. However, this simplification reduces the possible range of compression characteristic adjustment.

### Circuit No. 3 — Threshold Constant

In Circuit No. 3, a single potentiometer (VC) adjusts gain and limiting output while the threshold remains constant. The compression characteristic is shown in Figure 3A.

As an example of the flexibility which may be incorporated by the designer, Figure 3B shows the effect of adding variable resistor  $R_T$  to Circuit No. 3. For every value of  $R_T$ , a completely new family of curves can be generated which are identical in shape to those of Figure 3A, but for which the maximum value of the limiting output has been increased.

Note that a similar result can be achieved in Circuit No. 1, by adding a variable resistor  $R_T$  in series with Pin 3. For example, an additional family of curves with a limiting output at 130 dBSPL can be generated.

### Circuit No. 4 — The LD511P as a "Stand-Alone" Class A Compression Amplifier

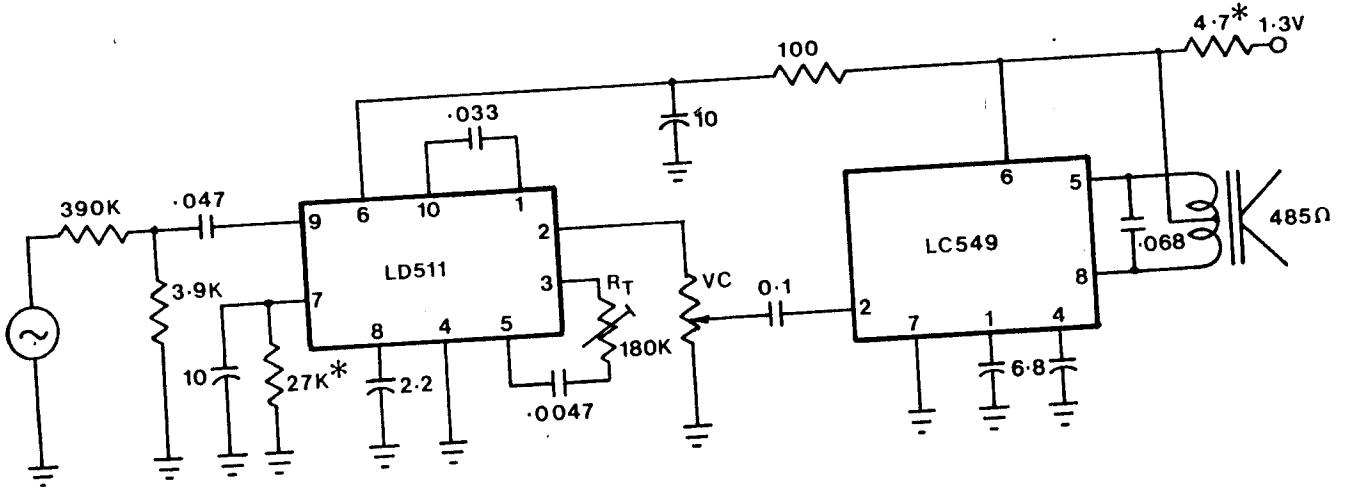
Circuit No. 4 shows the LD511P as a stand-alone Class A compression amplifier driving a 1000 $\Omega$  receiver. The characteristics obtained from this configuration will be similar to those of Figure 1. That is, gain and threshold are adjusted by a single potentiometer (VC) and limiting output remains constant. Increased flexibility can be obtained by adding variable resistor  $R_T$ . This will allow adjustment of the limiting output independent of the effects of VC.

When used as a stand-alone Class A compression amplifier, the LD511P is essentially similar in performance to the LD501P. For this reason, Application Note No. 500-24, *The 501 as Input and Output Compression Amplifier*, can be utilized for further development of LD511P circuits.

### Notes

1. The 4.7 $\Omega$  resistor shown in series with the 1.3V supply in Figures 1, 2 and 3 is intended only to simulate the source impedance of a typical battery for test purposes. This resistor should be omitted in actual hearing aid designs.
2. In Circuit No. 1, 2 and 3, the 27 K $\Omega$  resistor from Pin 7 to ground serves to simulate the dc current drain of a typical electret microphone. This resistor should be omitted in actual hearing aid designs.
3. All resistors in  $\Omega$ , all capacitors in  $\mu$ F, unless otherwise stated.





CIRCUIT 3

\* SEE NOTES 1 & 2  
SEE NOTE 3

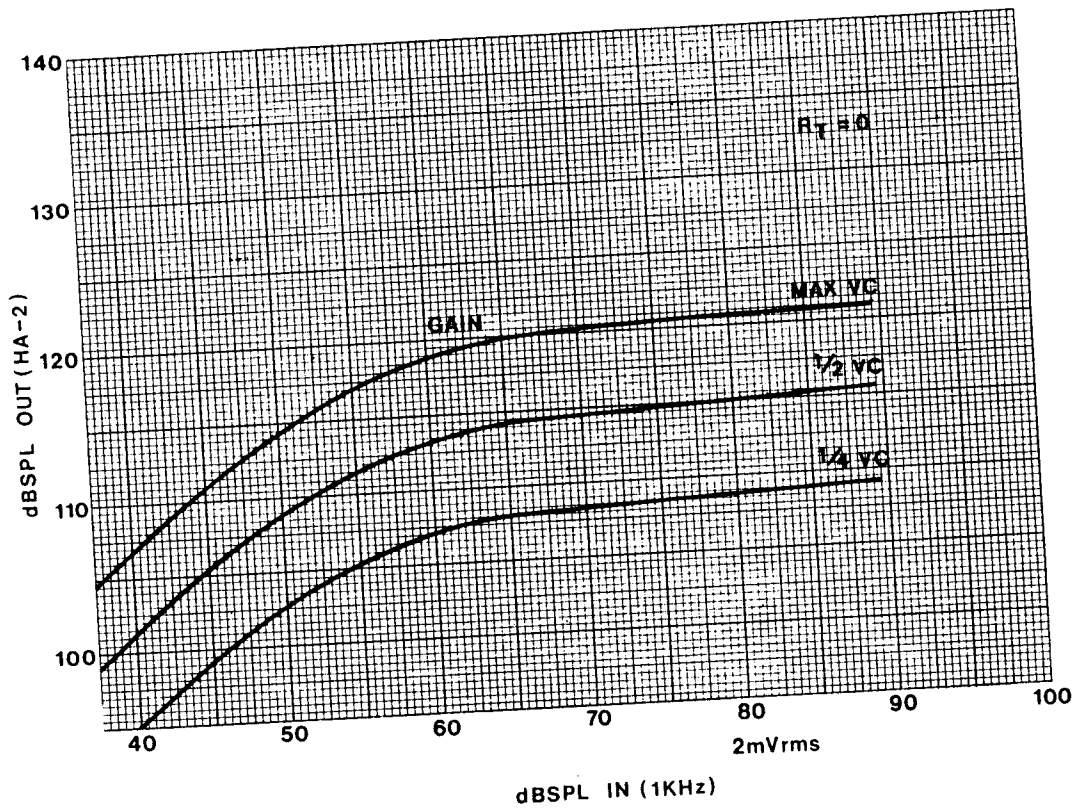
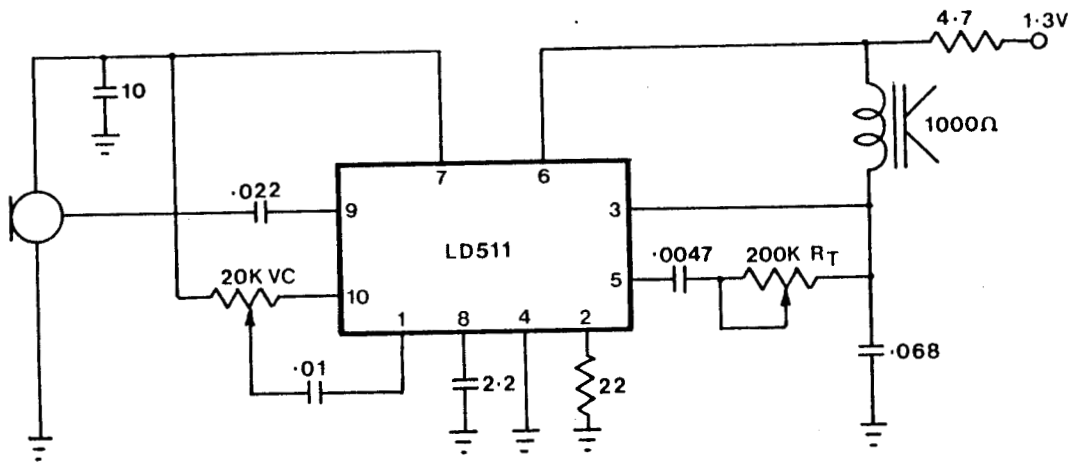


FIGURE 3A



SEE NOTE 3

CIRCUIT 4

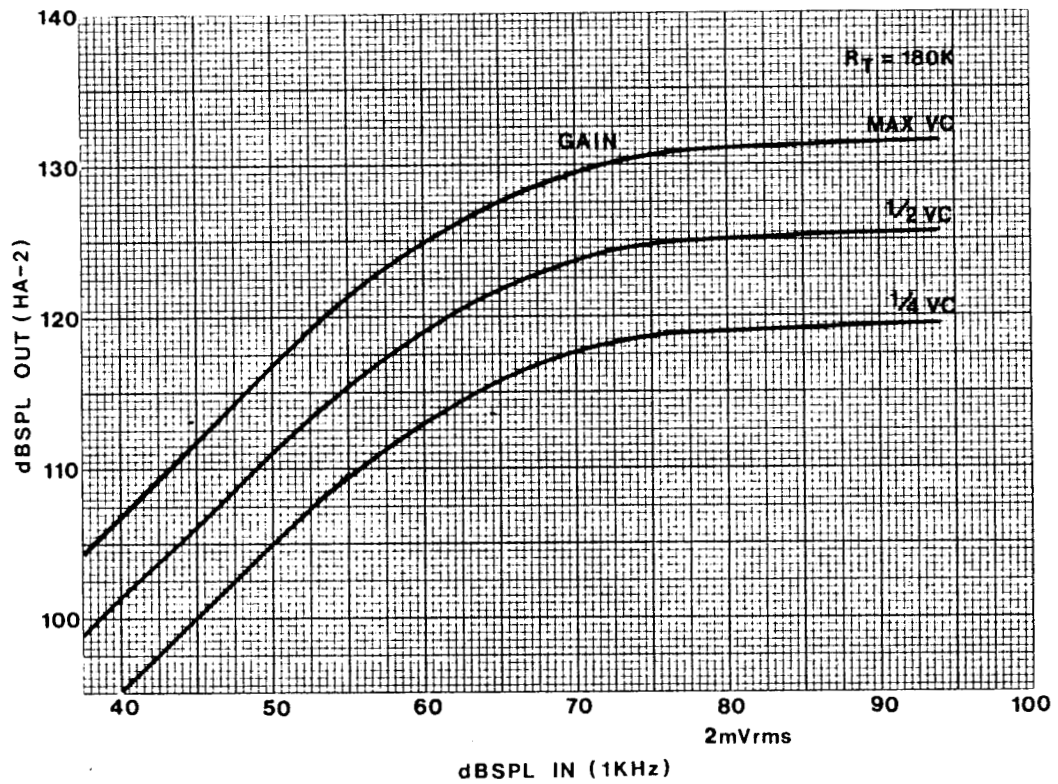
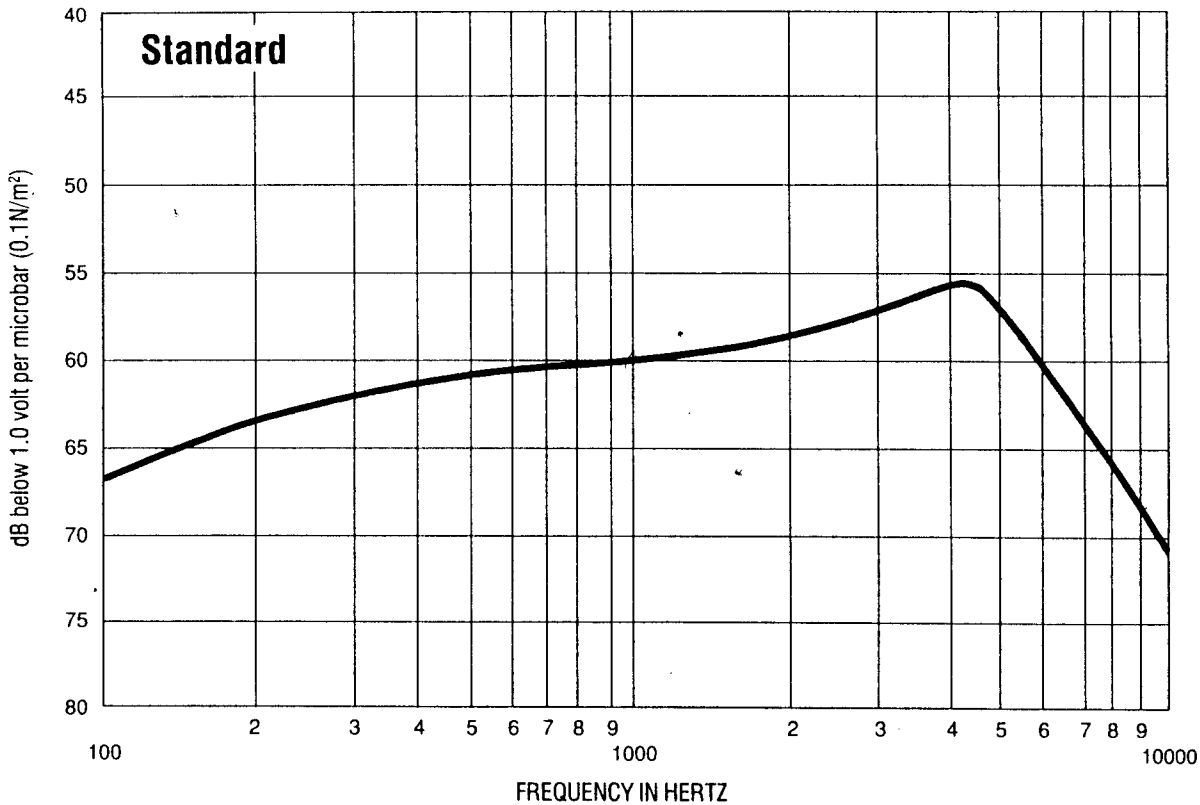


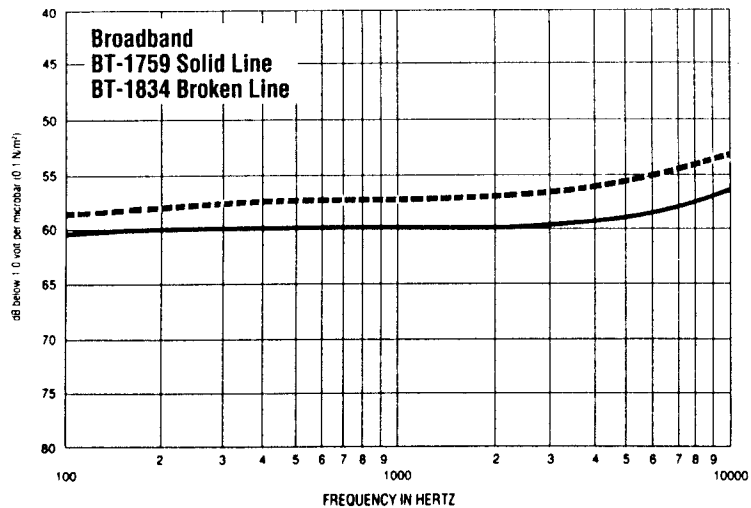
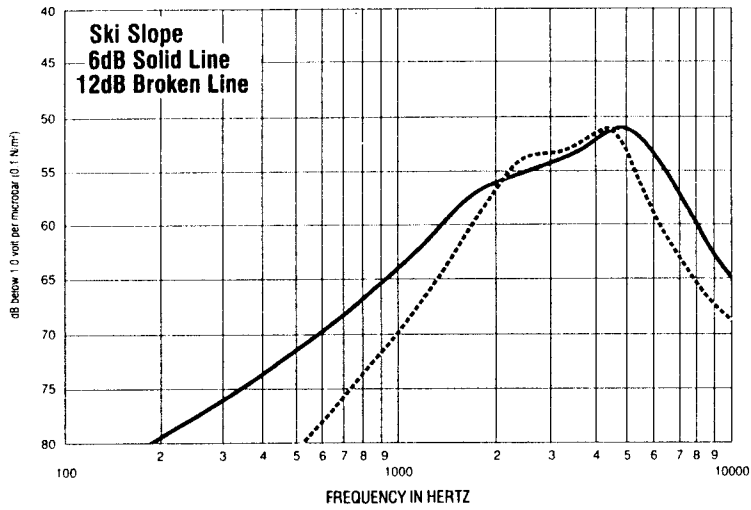
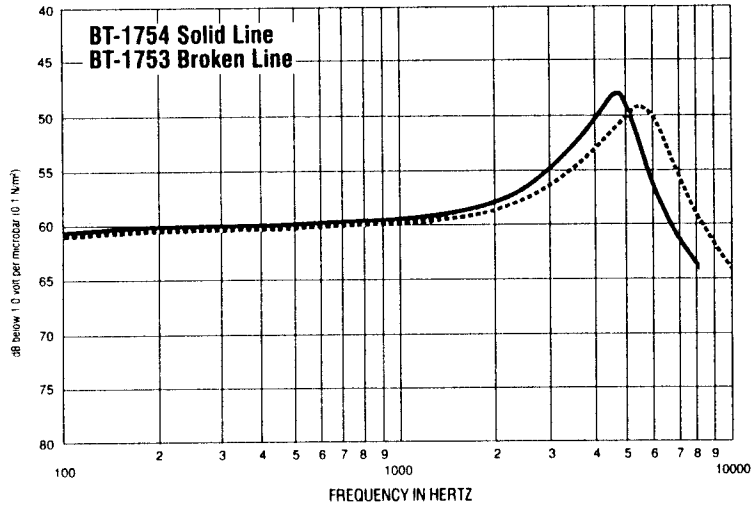
FIGURE 3B

- Electret Microphone
- High Sensitivity And Small Size
- Inbuilt FET Preamplifier
- High Resistance To Mechanical Shock
- Various Responses Available

## Typical Response Curve



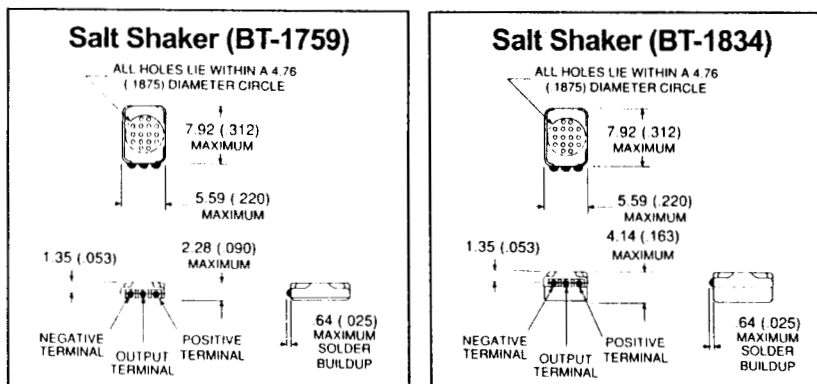
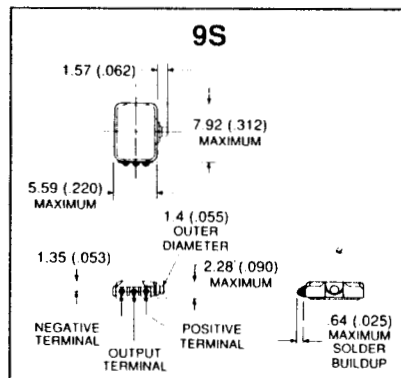
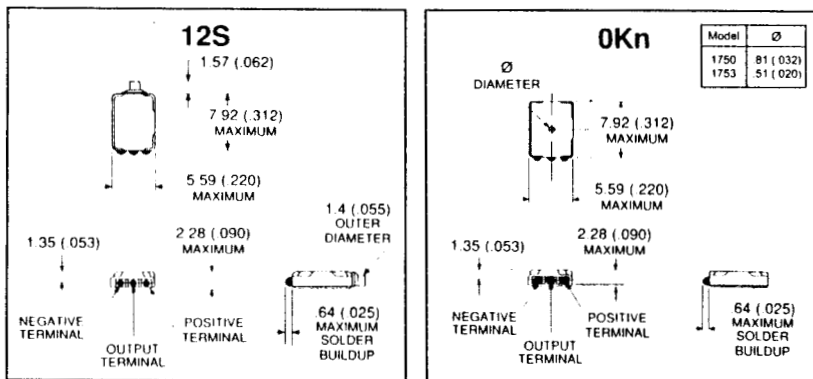
## Other Response Curves



## Specification Data

|                          |   |
|--------------------------|---|
| Output Impedance         | 2000 ohms to 6000 ohms (3500 ohms Nominal)                                |
| Supply Voltage           | 0.9 to 10Vdc  |
| Current Drain            | 23µA Nominal at 1.3Vdc  |
| 'A' Weighted Noise Level | 24 dB (Nominal)<br>1 kHz Equivalent Noise Pressure<br>(Except Ski Slopes) |
| Weight                   | 0.28 grams (Nominal)  |

## Signal Port Locations



Dimensions shown in millimeters (inches)

# BT series

# Knowles®

## Model Variations

| Model | Port Location | Response       |
|-------|---------------|----------------|
| 1751  | 12S           | Standard       |
| 1754  | 12S           |                |
| 1757  | 12S           | Damped Peak    |
| 1804  | 12S           | 6dB Ski Slope  |
| 1835  | 12S           | 12dB Ski Slope |
| 1752  | 9S            | Standard       |
| 1755  | 9S            |                |
| 1750  | 0Kn           | Standard       |
| 1753  | 0Kn           |                |
| 1759  | Salt Shaker   | Broadband      |
| 1834  | Salt Shaker   | Broadband      |

MODEL BT PATENTED UNDER U.S. 3,772,133; 3,740,496; GERMANY 2,254,692; GREAT BRITAIN 1,398,171; SWITZERLAND 555,628; SWEDEN 7211730-2; CANADA (1975) OTHER PATENTS PENDING.

The information on this Data Sheet reflects typical applications. Specific test specifications defining each model are available by requesting Outline Drawing Sheets 1.1 and Performance Specification Sheets 2.1 of that model number. Knowles' responsibility is limited to compliance with the Outline Drawing and the Performance Specification applicable to the subject model at time of manufacture.

## Apéndice 4. Programas

```

%%%%%%%%%%
%% Programa de Ganancia de Inserción IG                                %%
%% utilizando el método de sustitución                                  %%
%% considerando la autocorrelación de las                             %%
%% señales de entrada y de salida                                     %%
%%%%%%%%%%

% Carga el archivo referencia (calibración)
nombre=input('Archivo de ref: ','s');

% Esto sería equivalente a datos/oct del Madsen.
n=input('Número de datos a tomar de las señales: ');

%Orden del estimador de Burg
ord=input('Orden del estimador de Burg: ');

%Datos de la adquisición
%Frecuencia de muestreo
fm=25000;
T=1/fm;

%Escalamiento del eje de la frecuencia
num=256;

%Escalamiento de la frecuencia.
%f=0:(fm/2)/(num/2):(fm/2);

i=0;
k=0;

ref=0;
medr=0;

while 1
    k=k+1;
    if k<10
        h=0;
        nombh=([nombre int2str(h)]);
        nombhh=([nombh int2str(h)]);
        nombhhh=([nombhh int2str(h)]);
        nombrek=([nombhhh int2str(k)]);
        filename=[nombrek '.dat'];
    end
end

```

```
else
    h=0;
    nombh=([nombre int2str(h)]);
    nombhh=([nombh int2str(h)]);
    nombrek=([nombhh int2str(k)]);
    filename=[nombrek '.dat'];
end
if ~exist(filename),break,end
eval(['load ' filename]);
y=eval(nombrek);
eval(['y' num2str(k) '=eval(nombrek);']);

% Separa datos
% Tanto el mic. de referencia como el mic.
% de med. están colocados en le mismo punto.

x=y(1:2:n); %mic. de ref. fuera del canal
y=y(2:2:n); %mic de med. dentro del canal

%Suma cada época
ref=ref+y; % con esta señal puedo determinar la int. de la bocina.
medr=medr+x;

end

for kr=1:k-1
    ykr=['y'num2str(kr)];
    clear(ykr)
end

%Autocorrelación de la señal de referencia. [ref]
%para determinar el valor de entrada 70 db SPL
ref=ref/k;
ref=ref-mean(ref);

Rref=xcorr(ref);

%Espectro de la autocorrelación de la señal de ref.
apli=Rref;
burg=ar(apli,ord,'burg0');
Sref=th2ff(burg);
Sref=Sref(:,2);
[l,m]=size(Sref);
Sref=Sref(2:1:l);
```



```
%Esta es la señal de referencia, contra la cual
%vamos a comparar cuando se introduce la sonda al canal.
medr=medr/k;
medr=medr-mean(medr);
```

```
%Autocorrelación de la señal de referencia. [medr]
Rxx=xcorr(medr);
```

```
%Espectro de la autocorrelación de la señal de ref.
```

```
apli=Rxx;
burg=ar(apli,ord,'burg0');
Sxx=th2ff(burg);
Sxx=Sxx(:,2);
Sxx=Sxx(2:1:l);
```

```
ener=max(Sref);
```

```
% Carga el archivo de las señales dentro del canal
% Para el oído no ocluido.
```

```
nombre=input('Archivo dentro del canal ono: ','s');
i=0;
k=0;
```

```
meda=0;
```

```
while 1
    k=k+1;
    if k<10
        h=0;
        nombh=([nombre int2str(h)]);
        nombhh=([nombh int2str(h)]);
        nombhhh=([nombhh int2str(h)]);
        nombrek=([nombhhh int2str(k)]);
        filename=[nombrek '.dat'];
    else
        h=0;
        nombh=([nombre int2str(h)]);
        nombhh=([nombh int2str(h)]);
        nombrek=([nombhh int2str(k)]);
        filename=[nombrek '.dat'];
    end
    if ~exist(filename),break,end
    eval(['load ' filename]);
    y=eval(nombrek);
```

```
eval(['y' num2str(k) '=eval(nombrek);']);

% Separa datos

x=y(1:2:n); %mic. de referencia.
y=y(2:2:n); %mic de medida.

%Suma cada época

meda=meda+x;

end

for kr=1:k-1
    ykr=['y'num2str(kr)];
    clear(ykr)
end

%Esta es la señal del canal sin ayuda auditiva.
meda=meda/k;
meda=meda-mean(meda);

%Contribución del canal no ocluido.

Ryyno=xcorr(meda);

%Calcula el espectro de potencia con Burg del mic. de corrono.
apli=Ryyno;
burg=ar(apli,ord,'burg0');
Syyno=th2ff(burg);
Syyno2=Syyno(:,2);
Syyno2=Syyno2(2:1:l);

%%%%%% Respuesta del canal

Scanal=Syyno2./Sxx;
Scadb=70+(80*log(Scanal)/(log(ener)));

% Carga el archivo de las señales dentro del canal
% Para el oído ocluido.
nombre=input('Archivo dentro del canal (oo): ','s');
i=0;
k=0;
```

```
medc=0;

while 1
    k=k+1;
    if k<10
        h=0;
        nombh=([nombre int2str(h)]);
        nombhh=([nombh int2str(h)]);
        nombhhh=([nombhh int2str(h)]);
        nombrek=([nombhhh int2str(k)]);
        filename=[nombrek '.dat'];
    else
        h=0;
        nombh=([nombre int2str(h)]);
        nombhh=([nombh int2str(h)]);
        nombrek=([nombhh int2str(k)]);
        filename=[nombrek '.dat'];
    end
    if ~exist(filename),break,end
    eval(['load ' filename]);
    y=eval(nombrek);
    eval(['y' num2str(k) '=eval(nombrek);']);

% Separa datos

x=y(1:2:n); %mic. de referencia.
y=y(2:2:n); %mic de medida.

%Suma cada época

ref=ref+y;
medc=medc+x;

end

for kr=1:k-1
    ykr=['y'num2str(kr)];
    clear(ykr)
end

%Esta es la señal de entrada
ref=ref/k;
```

```

ref=ref-mean(ref);

%Esta es la señal de salida
medc=medc/k;
medc=medc-mean(medc);

%Contribución del canal ocluido.

Ryyoo=xcorr(medc);

%Calcula el espectro de potencia con Burg del mic. de corrano.
apli=Ryyoo;
burg=ar(apli,ord,'burg0');
Syyoo=th2ff(burg);
Syyoo2=Syyoo(:,2);
Syyoo2=Syyoo2(2:1:l);

%Eje de las frecuencias.
S1=Syyoo(:,1);
S1=S1(2:1:l);

%%%%%%%% Respuesta del canal y ayuda auditiva

Saya=Syyoo2./Sxx;
Sayadb=70+(80*log(Saya)/(log(ener)));

%%%%%%%% Ganancia de inserción.

f=(S1/2/pi)*fm;
figure(1)
subplot(2,1,1),semilogx(f,Scadb,'r')
hold on
subplot(2,1,1),semilogx(f,Sayadb,'g')
axis([125 8000 50 140]);
grid
title('Respuesta de Oído no ocluido y ocluido');
hold on
subplot(2,1,2),semilogx(f,(Sayadb-Scadb),'c');

%% Los ejes varían de acuerdo a los datos
axis([125 8000 -40 60]);
title('Ganancia de Inserción en dB')

```

**/\* Gan\_Ins.C:** Este programa digitaliza los datos del micrófono de referencia y de medida de la sonda de prueba \*/

```
#include <stdio.h>
#include <stdlib.h>
extern pcl812(int,int*,int*,int*);
main()
{   FILE *fp;                /*archivo para guardar datos*/
    int parm[5],ary1[10000],ary2[10000];
    int base,func_no,er,canal;
    int i,start,stop,size;
    float frec, fm, entero, mf;
    ldiv_t x,z;
    char number,y;

clrscr();
/* ***** PASO 1: INICIALIZACIÓN DE TARJETA FUNC 0 ***** */
    clrscr();
    base=0x220;      /* Dirección donde se encuentra la tarjeta */
    parm[0]=base;
    parm[1]=3;
    parm[2]=3;
    func_no=0;
    er=pcl812(func_no,&parm[0],&ary1[0],&ary2[0]);
    if (er != 0)
    {
        printf (" FALLA AL INICIALIZAR TARJETA !");
        exit(0);
    }

/* ***** PASO 2: RANGO DE CANALES FUNC 1 ***** */

    printf("\n NUMERO DE CANALES A ADQUIRIR?");
    scanf("%d", &canal);
    start=0;
    stop=canal-1;
    parm[0]=start;
    parm[1]=stop;
    func_no=1;
    er=pcl812(func_no,&parm[0],&ary1[0],&ary2[0]);
    if (er !=0 )
    {
        printf ("No. DE CANALES INCORRECTO");
        exit(0);
    }
}
```

```
/* ***** PASO 3: FREC. DE DISPARO FUNC 17 ***** */
/* ***** FREC. = HZ (2MHZ / <parm[0]*parm[1]> ***** */

printf("\n");
printf("FRECUENCIA DE MUESTREO (MENOR DE 30KHz)?");
scanf("%f", &frec);

fm=10*frec;
x=ldiv(2000000, fm);
entero=10*x.quot;
z=ldiv(2000000, entero);

parm[0]=10; /* C1 */
parm[1]=x.quot; /* C2 */
func_no=17; /*ESTABLECE LA FRECUENCIA DEL TRIGGER PARA
            INICIAR LA ADQUISICIÓN A/D*/
er=pcl812 (func_no, &parm[0], &ary1[0], &ary2[0]);
if (er != 0)
{
printf("¡FALLA EN EL TRIGGER PARA INICIAR CONVERSIÓN A/D
!");
exit(0);
}
printf("\n");
printf("%ld Hz (frec. de muestreo)", z.quot);

/* ***** PASO 4: N CONVERSIONES A/D FUNC 4 ***** */

printf("\nNUMERO DE CONVERSIONES ? <1 -- 10000> ");
scanf("%f", &size);
parm[0]=size;
parm[2]=1;
func_no=4;
er=pcl812(func_no, &parm[0], &ary1[0], &ary2[0]);
if (er != 0)
{
printf ("FALLA AL HACER LA CONVERSIÓN!");
exit(0);
}
```

```
/* ***** PASO 5: DESHABILITA DMA ***** */

func_no=7;
pcl812(func_no,&parm[0],&ary1[0],&ary2[0]);

/* ***** PASO 6: GRABANDO DATOS EN UN ARCHIVO ***** */

printf("\nESCRIBIENDO DATOS EN EL ARCHIVO DATOS.DAT");
if ((fp = fopen("DATOS.DAT", "w")) == NULL){
    fprintf(stderr, "-FALLA AL ABRIR EL ARCHIVO!\n");
    return 1;
}
for (i=0;i<size;i++)
    fprintf(fp, "%d\n", ary1[i]);
fclose(fp);
printf("\n");
return 0;
}
```