

PAQUETE TECNOLÓGICO PARA LA FABRICACION

DE AYUDAS AUDITIVAS

Cornejo, J. M. Granados, P. Cadena, M.

Area de Ingeniería Biomédica.  
Departamento de Ing. Eléctrica.  
Universidad Autónoma Metropolitana-Iztapalapa.

RESUMEN:-----

En este trabajo se presenta la primera fase de un paquete tecnológico para la fabricación de ayudas auditivas tipo caja. En esta etapa se diseñó, construyó y evaluó una ayuda auditiva que cumple con las normas de trabajo IEC-118, 1983 y la ANSI-S3.22.1977. Ejemplos de los principales parámetros evaluados son: Distorsión Armónica a 630 Hz, 2.9%; a 1000 Hz, 0.3%; a 1250 Hz, 3.5%. Ruido equivalente a la entrada menor a 23 dB SPL re 20 upascal. Rango de frecuencias de trabajo 377-4242 Hz. Nivel de presión sonora máxima de saturación (SSPL90) 139 dB SPL. Todas estas pruebas se realizaron con un evaluador de ayudas auditivas automatizado de importación que cumple con las normas mencionadas (IGO-HAT 1500, Madsen).

INTRODUCCION:

Para la rehabilitación de niños hipoacúsicos, es decir con niveles auditivos disminuidos, se utiliza como herramienta principal de apoyo, en todos los programas y métodos de rehabilitación, siempre una ayuda auditiva.

Estimaciones conservadoras hacen pensar que el 8% del total de la gente en México presenta problemas auditivos cuantificables y de esta población el 3% son niños que presentan cuadros graves de hipoacusia (1).

El Hospital Infantil de México informó desde 1988 (2) que solo uno de cada cinco niños tratados en su servicio de Audiología tienen oportunidad de adquirir una ayuda auditiva tipo caja (A.A.T.C.) de importación, a pesar de que este tipo de ayudas auditivas son las que comercialmente tienen el menor costo.

En opinión de los participantes de este trabajo las condiciones en nuestro país para la fabricación en serie de A.A.T.C., que permitan abaratar el costo de las mismas, no se han dado probablemente por las siguientes razones:

1) A simple vista pareciera que diseñar y fabricar una A.A.T.C. es relativamente sencillo comparado con otro tipo de instrumentos biomédicos. Sin embargo, observando con más detalle, no tanto los criterios de diseño sino los detalles de construcción, se encontrará, como suele suceder en equipos médicos más sofisticados, que existe una gran dependencia del "estado del arte" en la tecnología de componentes desarrollada en otros países. Pensar que aquí se pudieran fabricar micrófonos del tipo electret, o circuitos integrados de tecnología híbrida miniaturizados desde el inicio y para un mercado tan reducido y específico de la tecnología es simplemente incosteable. Por otra parte, tratar de utilizar solo componentes de fabricación nacional (transistores, resistencias, etc.) es condenar a cualquier ayuda auditiva fabricada bajo esta idea a que no compita con los productos de importación, sobre todo en lo que se refiere al desempeño de características que los médicos audiólogos exigen de tales aparatos.

2) La evaluación de características electroacústicas de cualquier tipo de auxiliar auditivo representa un serio problema tecnológico a resolver.

Se requiere, además de un medio controlado de pruebas, como es el caso de una cámara anecoica, de un conjunto de instrumentos perfectamente calibrados que permitan implementar las normas de evaluación que actualmente son internacionalmente aceptadas. Todo esto en general significa una alta inversión que afecta directamente los costos de producción.

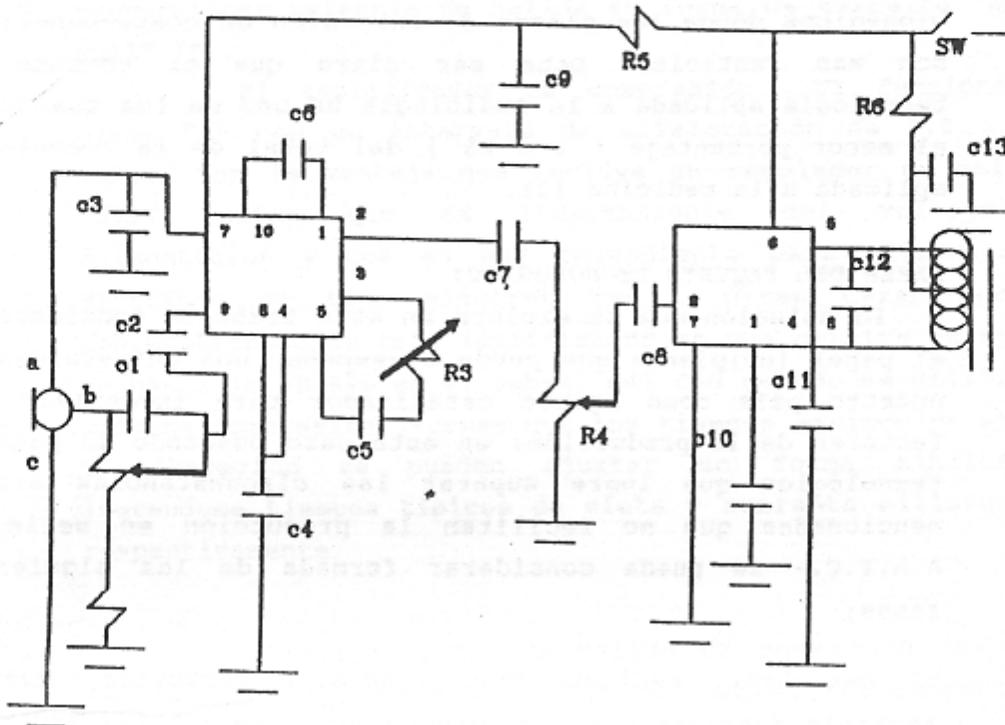


Figura No. 1. Diagrama Electrico.

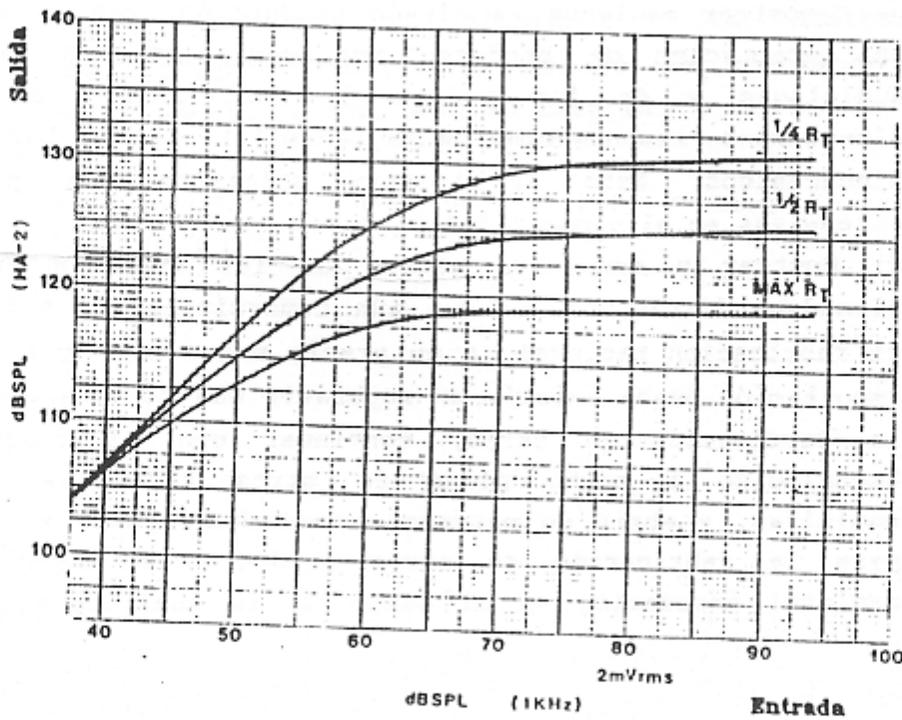


Figura No. 2. Desplazamiento del valor limite de salida como funcion del control de CAG.

3) La última y probablemente la más pragmática de las razones es de tipo comercial. Antes de pensar en la fabricación de A.A.T.C., cualquier industria que se dedique al campo de los equipos médicos, seguramente se estaría explorando la posibilidad de fabricar otros equipos biomédicos donde las cifras de inversión de costo-beneficio son más rentables. Debe ser claro que el consumo de tecnología aplicada a la Audiología es uno de los que ocupa el menor porcentaje ( 1 o 2% ) del total de la tecnología aplicada a la medicina (3).

#### FASES DEL PAQUETE TECNOLÓGICO:

La solución que se explora en este trabajo- considerando el papel incipiente que puede desempeñar una Universidad en nuestro país como agente catalizador para incentivar los factores de la producción; en este caso buscando un paquete tecnológico que logre superar las circunstancias arriba mencionadas que no facilitan la producción en serie de A.A.T.C.- se puede considerar formada de las siguientes fases:

- a) Demostrar, mediante una producción prototipo, que es factible fabricar A.A.T.C. con un costo máximo del 50% (150 dólares) del costo comercial del producto de importación. A pesar que se utilicen componentes electrónicos de importación de alta tecnología.
- b) Demostrar mediante la citada producción, que sí existe una aceptación de producto por parte de los médicos audiólogos y de los padres de familia que son los directamente responsables de la rehabilitación de los niños hipoacúsicos. Esto se logrará solamente con pruebas extensivas en el campo clínico.
- c) Mostrar y convencer alguna de las empresas de las llamadas microindustrias que aún comercializando A.A.T.C., de fabricación nacional, a un precio menor del producto de importación puede existir un superávit que permita asegurar la fabricación en serie, continuar con el desarrollo tecnológico a corto plazo de otros tipos de ayudas auditivas, y abrir un mercado, aprovechando este esfuerzo, para la fabricación de otros productos de manufactura nacional necesarios en el campo de la Audiología. También

como una segunda posibilidad para asegurar al menos la fabricación en serie de estos auxiliares auditivos sería conveniente motivar la formación de una cooperativa de consumo entre los propios padres de familia que comprarían este producto. Pareciera conveniente explorar ambos caminos en forma paralela.

#### METAS DE LA PRIMERA FASE:

El objetivo general de esta fase fue contruir una producción prototipo compuesta de al menos 20 A.A.T.C.; donde las metas de diseño a reproducir se definieron como sigue:

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

#### RESULTADOS:

Para cumplir con los criterios de diseño propuestos en esta primera fase se adquirieron componentes electrónicos de importación ( en: Canadá, Japón, E.U.A., y Dinamarca) seleccionados a partir de sus características técnicas de catálogo (4).

El diseño y construcción del gabinete, y del circuito impreso(4), se realizó con la idea de incorporar un primer nivel de integración de partes nacionales.

El diagrama eléctrico de la figura No.1 muestra el diseño del prototipo cero de la A.A.T.C. Este auxiliar incorpora dos modos de operación dentro de las categorías generalizadas conocidas de funcionamiento; a saber: como amplificador de potencia y como un amplificador de compresión.

El sistema de amplificación está constituido fundamentalmente por dos circuitos integrados U1 (LC511) como preamplificador de compresión que incluye un control automático de ganancia (CAG), y U2 (LD549) cuya función es proporcionar potencia de salida en forma de circuito "push-pull" (5).

El amplificador de compresión U1 funciona en clase "A" con un intervalo de alimentación de 1.1 a 2.4 volts. Con la ventaja que incluye un regulador de voltaje (0.94 volts) que es independiente del voltaje de alimentación y que es muy conveniente para alimentar el micrófono de tipo electret (M). Otras características sobresalientes de este amplificador es que permite un ajuste de hasta 15 dB SPL en el umbral del CAG cuando se utiliza en modo de compresión. Además que los tiempos mínimos de ataque y liberación se pueden ajustar en forma simultánea, lograndose tiempos típicos de siete y cuarenta milisegundos respectivamente.

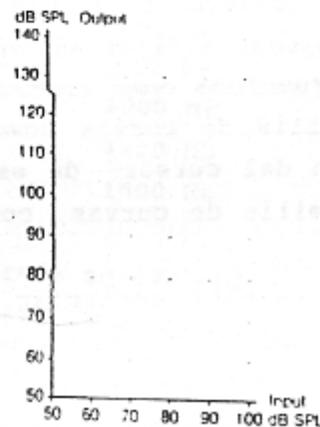
El amplificador de salida U2 posee dos lazos de retroalimentación negativa a fin de estabilizar su punto de operación a corriente directa. Estos lazos también permiten inmunizar el amplificador contra cambios de temperatura así como linealizar su función de transferencia. Por ser un amplificador del tipo "push-pull" clase B con retroalimentación se disminuye la distorsión por rectificación (crossover); ventaja que además se aprovecha en el ahorro de corriente de batería.

Max. SSPL90/OSPL90: \_\_\_\_\_ Hz, \_\_\_\_\_ dB SPL  
 HFA-SSPL90/Ref. Test OSPL90: \_\_\_\_\_ dB SPL  
 HFA/Ref. Test Full-on Gain: \_\_\_\_\_ dB  
 Rel. Test Gain:  
 Goal Value: \_\_\_\_\_ dB  
 Meas. Value: \_\_\_\_\_ dB  
 Max. Output Freq. Response: \_\_\_\_\_ Hz, \_\_\_\_\_ dB  
 HFA/Ref. Test Freq. Response: \_\_\_\_\_ dB  
 Frequency Range: \_\_\_\_\_ - \_\_\_\_\_ Hz

Sign: \_\_\_\_\_  
 Attack Time: \_\_\_\_\_ mS  
 Release/Recovery Time: \_\_\_\_\_ mS

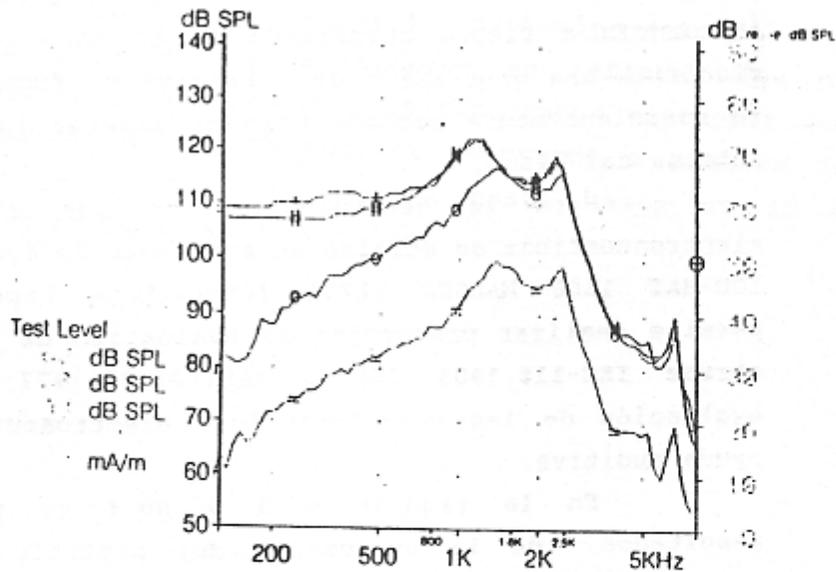
**madsen IGO 1000**  
*Electronics* Hearing Aid Test

Max. Induction/Pick-up Coil Sens.: \_\_\_\_\_ dB SPL  
 Equivalent Input Noise: \_\_\_\_\_ dB SPL  
 Battery Current:  
 \_\_\_\_\_ mA at \_\_\_\_\_ V  
 Total Harmonic Distortion:  
 400 Hz: \_\_\_\_\_ %  
 500 Hz: \_\_\_\_\_ %  
 630 Hz: \_\_\_\_\_ %  
 800 Hz: \_\_\_\_\_ %  
 1000 Hz: \_\_\_\_\_ %  
 1250 Hz: \_\_\_\_\_ %  
 1600 Hz: \_\_\_\_\_ %



Date: \_\_\_\_\_  
 Operator: \_\_\_\_\_  
 Reference: \_\_\_\_\_  
 Serial No.: \_\_\_\_\_  
 Linear/AGC: \_\_\_\_\_  
 Standard: \_\_\_\_\_

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



dB SPL, re 20  $\mu$ Pa

Figura No. 3. CAG apagado, TONO y MPO al minimo y receptor RK-71C de 220 ohms.

Por la flexibilidad de diseño que presenta esta combinación de circuitos integrados permite mediante algunos cuantos componentes adicionales lograr desempeños de características de operación como las siguientes:

-- Mediante el potenciómetro R6 se logra controlar la máxima potencia de salida que puede ser de hasta 139 dB SPL a una frecuencia de 1250 Hz con una alimentación de 1.5 volts y sobre una carga típica de receptor de 220 ohms.

-- Los capacitores de desacoplo ( C10 y C11) en las terminales 1 y 4 de U2 ayudan a fijar el ancho de banda.

-- El potenciómetro R3 funciona como control de CAG el cuál permite generar una familia de curvas como la figura No.2 donde para cada posición del cursor de este potenciómetro se obtiene una nueva familia de curvas, con un nuevo valor limite de salida.

-- El potenciómetro R2 permite controlar la respuesta en frecuencia ( control de tonos ) de una manera independiente al control de ganancia (R4). Además este control acopla directamente la salida del micrófono, logrando con esto una impedancia a tierra aproximada de 50 ohms o más, lo que significa una generación de corriente de fuga de micrófono lo suficientemente pequeña para no alterar la polarización interna del mismo.

Para la determinación de las características electroacústicas se utilizó un evaluador de ayudas auditivas IGO-HAT 1500 MADSEN ELETRONICS(6). Este tipo de sistema permite realizar protocolos de evaluación de acuerdo a las normas IEC-118,1983 (6) y ANSI-S3.22,1977 (7) para la evaluación de las características electroacústicas de una ayuda auditiva.

En la figuras No.3 y No.4 se presentan los resultados de la evaluación del prototipo cero de la producción prototipo.

La siguiente tabla resume los datos más relevantes:

SSPL90 máximo	139 dB SPL re 20 uPa.
HFA-SSPL90	136 dB SPL re 20 uPa.
HFA/Ref.Pba. a ganancia completa.	72 dB SPL re 20 uPa.
HFA/Ref.Pba. Respuesta en frecuencia.	121 dB SPL re 20 uPa.
Ganancia de referencia	61 dB ent-salida
Rango de frecuencia	377-4242 Hz.
Distorsión armónica total: (90 dB SPL a la entrada)	
400 Hz	1.8 %
500 Hz	2.2 %
630 Hz	2.9 %
800 Hz	2.3 %
1000 Hz	0.3 %
1250 Hz	3.5 %
1600 Hz	0.8 %
Ruido de entrada equivalente	menos de 23 dB SPL
voltaje de batería	1.5 volts.

#### DISCUSION Y CONCLUSIONES:

El costo de fabricación del prototipo cero de esta producción, en cuanto a componentes se refiere, fue de aproximadamente de 120 dólares. Es importante mencionar que las componentes de importación se compraron a precios de cientos y que puede disminuir su costo hasta un 10 % comprandolas en cantidades de miles.

Obtener este costo de producción hace pensar que si es posible lograr el objetivo de la primera fase; con la ventaja que estas mismas componentes pueden ser utilizadas para fabricar ayudas auditivas del tipo curveta, que tienen una mayor demanda en la rehabilitación de pacientes de cualquier edad.

La experiencia que hasta hoy se ha ganado permite pensar en abaratar aun más los costos de producciones futuras mediante las posibilidades siguientes:

- Disminuir el número de controles al exterior; personalizando las características electroacústicas para cada paciente mediante controles internos y selección apropiada del tipo de micrófono y audífono.
- Incorporar gradualmente componentes de fabricación nacional, cuyas calidades garanticen el mismo desempeño de la ayuda auditiva armada con componentes de importación.
- Buscar segundos proveedores, en otros países, que ofrezcan mejores precios.

#### RECONOCIMIENTOS:

Los autores de este artículo reconocen en el trabajo del M.C. Fernando Berdichevsky P. (1), la guía fundamental que permitió seguir y madurar las ideas aquí escritas. También expresan su profundo reconocimiento a la Dra. Martha Rosete (Jefe del Depto. de Audiología y Foniatría del HIM) por su invaluable gestión para hacer llegar fondos económicos a este trabajo y por su apoyo para la realización de las subsiguientes fases de este paquete tecnológico.

\_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_

Sign.: \_\_\_\_\_

**Madsen** IGO 1000  
 Hearing Aid Test

Max. SSPL90/OSPL90:  
 \_\_\_\_\_ Hz, \_\_\_\_\_ dB SPL

Attack Time: \_\_\_\_\_ mS

Release/Recovery Time: \_\_\_\_\_ mS

Max. Induction/Pick-up Coil Sens.:  
 \_\_\_\_\_ dB SPL

HFA-SSPL90/Ref. Test OSPL90:  
 \_\_\_\_\_ dB SPL

Equivalent Input Noise:  
 \_\_\_\_\_ dB SPL

HFA/Ref. Test Full-on Gain:  
 \_\_\_\_\_ dB

Battery Current:  
 0,02 mA at 1,5 V

Ref. Test Gain:  
 Goal Value: \_\_\_\_\_ dB  
 Meas. Value: \_\_\_\_\_ dB

Total Harmonic Distortion:

Max. Output Freq. Response:  
 \_\_\_\_\_ Hz, \_\_\_\_\_ dB

400 Hz: \_\_\_\_\_ %

500 Hz: \_\_\_\_\_ %

630 Hz: \_\_\_\_\_ %

800 Hz: \_\_\_\_\_ %

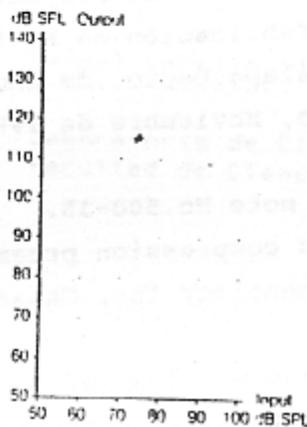
1000 Hz: \_\_\_\_\_ %

1250 Hz: \_\_\_\_\_ %

1600 Hz: \_\_\_\_\_ %

HFA/Ref. Test Freq. Response:  
 \_\_\_\_\_ dB

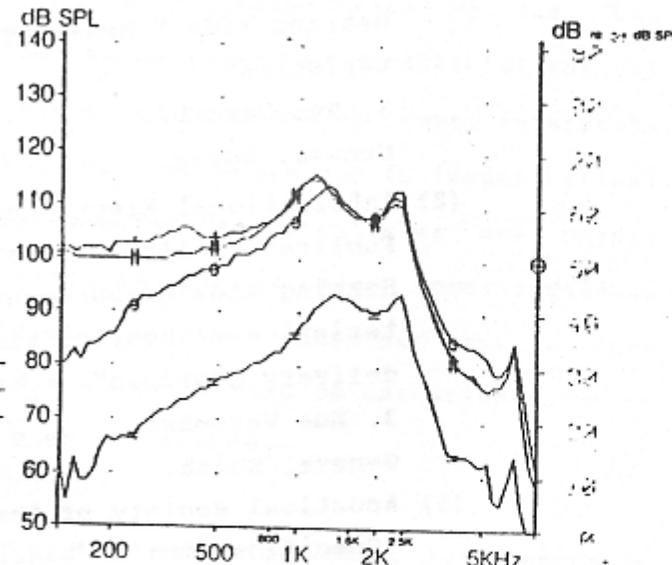
Frequency Range:  
 50 - 2000 Hz



Date: \_\_\_\_\_  
 Operator: \_\_\_\_\_  
 Reference: \_\_\_\_\_  
 Serial No.: \_\_\_\_\_  
 Linear/AGC: \_\_\_\_\_  
 Standard: \_\_\_\_\_

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

Test Level  
 \_\_\_\_\_ dB SPL  
 \_\_\_\_\_ dB SPL  
 \_\_\_\_\_ dB SPL  
 \_\_\_\_\_ mA/m



dB SPL re 20 µPa

Figura No. 4. Efecto del Control de tono sobre la curva de respuesta en frecuencia.

## BIBLIOGRAFIA:

- (1) Berdichevsky, F.  
Construcción de un auxiliar auditivo de bajo costo  
Memoria del VIII Congreso de Ing. Biomédica SOMIB,  
Puebla, Puebla. 1982.
- (2) Propuesta de proyecto de colaboración.  
Universidad Autónoma Metropolitana-Iztapalapa.-  
Hospital Infantil de México, Servicio de Audiología y  
Foniatría. 1988.
- (3) Boklett, R.  
Third Party Services Distributions.  
Second Source Magazine. 1990.
- (4) Cornejo, J.M. Granados, P. Cadena, M.  
Informe de Avance de Proyecto de Investigación.  
Diseño y Fabricación de Auxiliares Auditivos.  
UAM-Iztapalapa. Depto. de Ing. Eléctrica  
En progreso, Noviembre de 1990.
- (5) Anónimo.  
Technical note No. 500-35.  
Microphone compression preamplifier.  
Linear Technology Inc. Canada, 1989.
- (6) Anónimo.  
Igo-Hat 1500 Hearing aid dispenser system.  
Madsen Electronics, Copenhagen Denmark. 1989.
- (7) International Electrotechnical Commission.  
Publication 118-0, 1983.  
Hearing aids " Measurement of electroacustical charac-  
teristics"  
3, Rue Verembé.  
Geneva, Suiza.
- (8) International Electrotechnical Commission.  
Publication 118-7, 1983.  
Hearing aids "Measurement of the performance charac-  
teristics of hearing aids for quality inspection for  
delivery purpose"  
3. Rue Verembré.  
Geneva, Suiza.
- (9) Acustical Society of America  
"Specifications of hearing aids characteristics"  
ASA STD 7-1976.  
(ANSI S3.22-1976).  
New York. U.S.A.