

REQUISITOS DE LOS AUXILIARES AUDITIVOS PARA  
LA COMPRESIÓN Y DISCRIMINACIÓN DEL HABLA.

Dra. Dolores Ayala de Lonngi\*, Ing. Juan Manuel Cornejo#,  
Ing. Pilar Granados# y Dr. Pablo Lonngi\*

\* Departamento de Física

# Departamento de Ingeniería Eléctrica

Laboratorio de Investigación y Desarrollo Tecnológico  
en Audiología

Universidad Autónoma Metropolitana, Unidad Iztapalapa.

RESUMEN

---

Partiendo de la información acerca de las frecuencias e intensidades de los primeros formantes del habla, se señalan los niveles deseables de la audición ayudada y la curva de respuesta del óptimo auxiliar auditivo en función de las pérdidas auditivas individuales. Se analizan los efectos de la distorsión armónica y de los controles de tono y de máxima potencia de salida del auxiliar, así como las ventajas de una ganancia con compresión. Se considera el efecto del molde intraauricular como componente del sistema acústico. Se destaca la importancia de evaluar la audición ayudada, etimótica (in situ) si es posible, y se presentan algunos casos de estudio.

---

Los principales formantes del habla.

La fonética acústica estudia los mecanismos mediante los cuales se generan los sonidos de la voz humana y las características de éstos. La generación de la voz puede ser considerada como el resultado de tres componentes diferentes: una fuente, una función de filtraje y un radiador de sonido. Anatómicamente, estas funciones son realizadas por las cuerdas vocales, el tracto vocal y los labios, respectivamente. La longitud, masa y flexibilidad de las cuerdas vocales determinan la frecuencia de sus vibraciones y la altura o tono de la voz, a veces mal llamado timbre. La in-

tensidad de los sonidos del habla depende de la energía con que vibran las cuerdas vocales y del flujo de aire que pasa por el tracto vocal, cuyas resonancias son las que hacen a un fonema distinguible de otro. Las características espectrales de las vocales, que son sonidos sonoros o con voz porque siempre se producen con las cuerdas vocales en vibración, están influidas tanto por el término fuente cuanto por estas resonancias. En un espectrograma de las vocales se pueden identificar picos que son independientes de la altura de la voz, los cuales reciben el nombre de formantes. Estos picos aparecen como envolventes que modifican la amplitud de los diversos armónicos del sonido de la fuente y cada formante corresponde a una o más resonancias del tracto vocal.

La figura 1 muestra el efecto de los formantes sobre el sonido de la fuente generado por la laringe. En la parte a) se observan la forma de la onda y el espectro de la fuente de sonido. En b) se muestra una función de filtraje que exhibe dos formantes (resonancias). En la parte c) se observa la forma de la onda y el espectro del sonido emitido. Vale la pena hacer notar que es el espectro de la voz lo que determina la sensación del timbre y que en el dominio de la frecuencia, el efecto de la función de filtraje sobre el sonido de la fuente es multiplicativo.

Tabla 1. Frecuencias e intensidades promedio de los formantes de algunas vocales en hombres, mujeres y niños (Peterson & Barney, 1952).

Formante	Fonema	/ah/	/i/	/u/
Frecuencias de los formantes (Hz)				
F1	h	730	270	300
	m	850	310	370
	n	1030	370	430
F2	h	1090	2290	870
	m	1220	2790	950
	n	1370	3200	1170
F3	h	2440	3010	2240
	m	2810	3310	2670
	n	3170	3730	3260
Nivel de intensidad relativa de los formantes (dB)				
F1		-1	-4	-3
F2		-5	-24	-19
F3		-28	-23	-43

Para describir por completo a los formantes se requieren, además de la frecuencia, su amplitud, expresada generalmente como nivel de intensidad relativo y su ancho de banda. Sin embargo, en lo que a fonética acústica se refiere, las características que han recibido atención son sólo la frecuencia y la intensidad de los formantes. La tabla 1 indica las frecuencias y amplitudes de los tres primeros formantes de los sonidos /ah/, /i/ y /u/.

Al localizar en una gráfica la frecuencia y la intensidad de los formantes de las vocales y consonantes que se producen en conversación normal, se determina una región entre 25 y 65 dB que es necesario alcanzar para lograr escuchar los formantes del habla. Esto se muestra en la figura 2.

#### Las pérdidas auditivas.

La audición se evalúa mediante una prueba audiométrica o audiometría, en la que se encuentran los umbrales auditivos del individuo, es decir, la mínima intensidad que puede ser detectada por cada oído. Una importante fracción de la población, comprendida entre un 5 a un 15%, sufre de una pérdida auditiva que impide que se comuniquen eficientemente. Al igual que muchas otras características, la sordera pocas veces representa una falta total de percepción auditiva. Por el contrario, hay toda una gama entre la audición normal y las pérdidas auditivas más profundas, que al llegar a niveles de 120 a 125 dB, están demasiado cerca de la región de sensación dolorosa. La figura 3 muestra los niveles de intensidad de sonido asociados a los distintos grados de hipoacusia. Esta se clasifica según el promedio de los umbrales de tonos puros (PTA) a 500, 1000 y 2000 Hz (ANSI, 1969). Aunque se puedan percibir niveles moderados de sonido, su comprensión y discriminación de mensajes hablados puede llegar a ser muy deficiente a causa de la dependencia con la frecuencia de la pérdida auditiva y de la distribución energética de los sonidos del habla. En la figura 4a) se observan las distribuciones de la potencia del habla y de su inteligibilidad en función de la frecuencia. Se ve claramente que, aunque la energía del habla está concentrada en las bajas frecuencias, éstas contribuyen poco a la inteligibilidad, la cual se concentra en las altas frecuencias. Por otro lado, el efecto del ruido es muy importante. La figura 4b) muestra cómo los umbrales de percepción y de inteligibilidad del habla se ven afectados por el ruido ambiental.

Como se mencionó, los problemas auditivos no siempre se reducen a una disminución uniforme de los umbrales a todas las frecuencias, lo que se conoce como una pérdida plana, sino que puede haber muy distintos tipos de pérdidas auditivas dependiendo de la región afectada del oído. Por ejemplo,

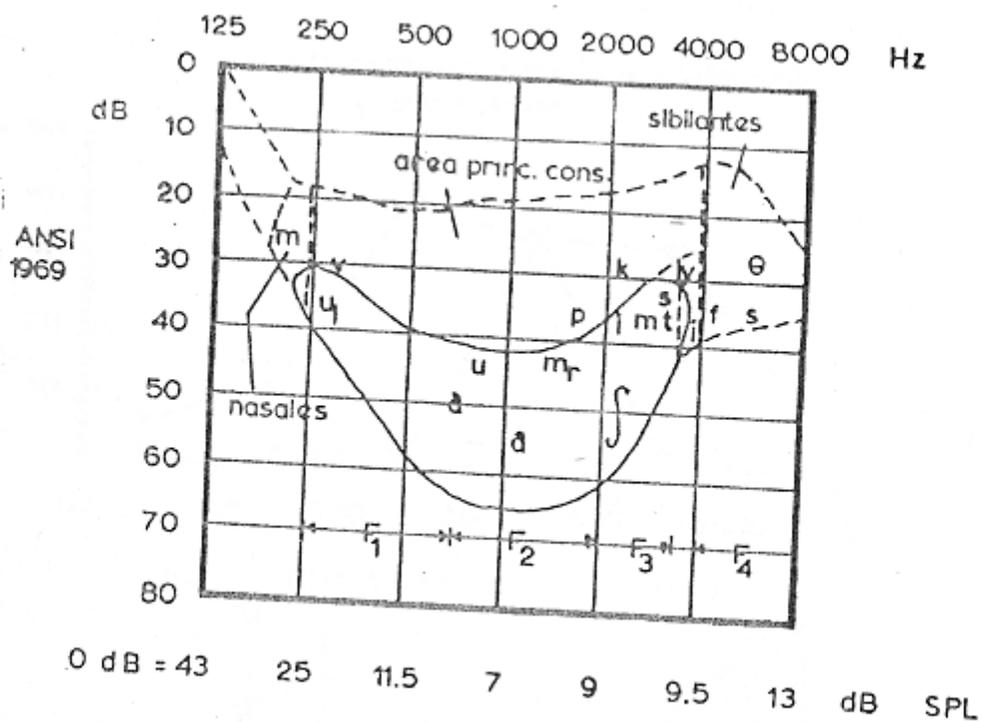


Fig. 2. Distribución de los sonidos del habla con localización de sus primeros formantes. La escala inferior indica los niveles de intensidad necesarios para obtener el cero audiológico.

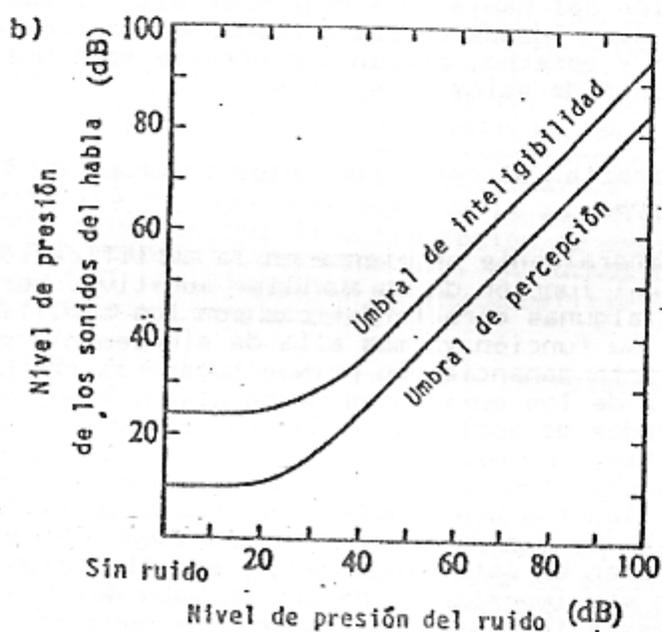
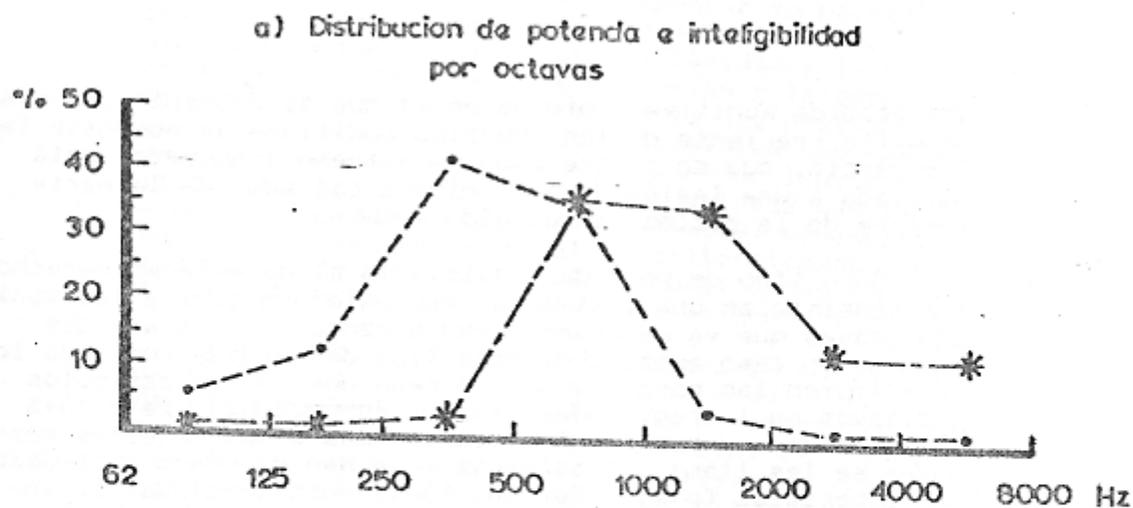


Fig. 4. a) ..... Distribución de la potencia sonora y \*---\* distribución de la inteligibilidad del habla en función de la frecuencia. b) umbrales de percepción y de inteligibilidad en función del ruido ambiental.

Los auxiliares auditivos no sólo consiste en proporcionar la amplificación necesaria para compensar su pérdida auditiva, sino que también ha de proporcionarla con características tales que se pueda recuperar la claridad y la calidad del sonido necesarias para la comprensión y la discriminación. Por esta razón debe exigirse que la distorsión armónica interna del auxiliar auditivo sea mínima (no mayor del 5%). Como todos los amplificadores tienen un límite en la potencia de salida, cuando la señal de entrada más la ganancia, es decir, la salida, excede ese límite, el amplificador se sobrecarga y produce una salida distorsionada. Por lo tanto, se debe evitar esa indeseable situación que impediría la máxima calidad y claridad del sonido amplificado.

Otro aspecto que debe considerarse cuidadosamente es el del tipo de amplificación que se requiere dada una cierta pérdida auditiva: si la pérdida es profunda debe buscarse una prótesis auditiva de gran potencia, pero si la pérdida es moderada, debe escogerse un auxiliar de potencia media. En consecuencia, la selección y adaptación de auxiliares auditivos debe proporcionar al usuario una amplificación de calidad tal que pueda comprender y discriminar el habla lo mejor posible, sin sufrir molestias por su uso. Desafortunadamente, la ignorancia acerca de las características acústicas del habla (fonética acústica), del funcionamiento de las prótesis auditivas, de la importancia del ajuste de sus controles internos para proporcionar la ganancia que garantiza los niveles deseables de la audición ayudada, del intervalo dinámico del oído (la región de amplificación que admite sin molestia) ocasiona que, en muchos casos, la audición residual no obtenga el máximo beneficio de la amplificación (Ayala y Lonngi, 1986).

Pérdidas auditivas profundas y reclutamiento. Necesidad de AGC: clipping y compresión.

Podría decirse que el intervalo dinámico está acotado por el sonido más quedo que percibe el oído y el más intenso que puede tolerar. El intervalo dinámico en el que funciona el oído normal es muy amplio, pero desgraciadamente, el de las personas con deficiencia auditiva es bastante limitado. Los sonidos del habla que pueden escuchar cuando la persona que les habla está a 30 cm del micrófono de sus auxiliares auditivos pueden dejarlos de escuchar cuando la distancia aumenta a un metro. El problema no se puede resolver simplemente proporcionándoles auxiliares auditivos más potentes porque las personas con problema auditivo toleran menos los sonidos muy intensos que las personas con audición normal e incluso su intervalo dinámico se reduce considerablemente, condición conocida como reclutamiento. Cuando se emplean auxiliares auditivos con ganancia lineal para enseñar a hablar a niños cuyo intervalo dinámico de audición es muy limitado, se requiere mantener prácticamente constante el nivel de intensidad del habla que escuchan a través del

amplificador, lo cual es muy difícil de lograr ya que al hablar cambiamos el nivel de la voz para enfatizar algunos aspectos, reflejar estados de ánimo y poder ser escuchados en un ambiente ruidoso.

Para permitir que los niveles de salida permanezcan estables cuando los niveles de entrada fluctúan mucho y asegurar que la salida no se vuelva incómodamente intensa, algunos auxiliares auditivos tienen circuitos que proporcionan alguna forma de control automático de ganancia (AGC). Este tipo de prótesis auditivas amplifican menos los sonidos más intensos que los más quedos, comprimiendo así el intervalo dinámico del habla. La compresión puede ser lineal o no lineal. La compresión lineal opera de manera que el habla se comprime por una cantidad constante sobre un intervalo dinámico ancho, pero más allá de cierta entrada, la ganancia disminuye en una cantidad constante. En la compresión no lineal o curvilínea, la ganancia es lineal a bajos niveles de entrada pero se reduce conforme la entrada aumenta.

Otra forma de limitar la salida es mediante el corte de picos (peak clipping) que, como indica su nombre, impide que la salida exceda cierto nivel límite, cortando los picos correspondientes a los sonidos demasiado intensos. En presencia de ruido, este tipo de control de salida puede causar una gran disminución en la claridad de la voz. En general, no se ha estudiado a fondo el efecto de los diferentes tipos de compresión en la discriminación del habla (Ling, 1978).

El molde intraauricular como eslabón débil y, al mismo tiempo, como promesa de máximo rendimiento.

Un último elemento que es determinante en el tipo de amplificación que recibe el individuo que usa auxiliares auditivos es el molde intraauricular que acopla el auxiliar al oído, proporcionando un sello acústico para evitar la posibilidad de retroalimentación. El molde, sus tubos y cavidades pueden modificar la salida acústica del auxiliar (Lybarger, 1979). Mediante selección y modificaciones apropiadas de los moldes puede lograrse una variedad de efectos acústicos (Studebaker, 1974; Shaw, 1975, 1980; Northern y Grimes, 1978; Cox, 1979). Un aspecto importante acerca de los moldes es el del efecto de corneta, que consiste en reforzar la transmisión de las frecuencias agudas colocando un tubo de sección transversal creciente en la parte del molde que se aloja en el canal auditivo. Optimizando la longitud y diámetro interno del tubo del molde, así como las dimensiones, forma y ajuste del mismo, puede lograrse reforzar las frecuencias que requieran mayor amplificación de acuerdo a un tipo específico de pérdida auditiva.

Desafortunadamente, los pocos talleres que producen en México los moldes intraauriculares lo hacen sólo por interés comercial y a nivel artesanal, sin poner atención a los elementos relevantes que garanticen su eficaz funcionamiento y menos aún, al estado del arte y diseños especiales (Ayala & Lonngi, por publicarse). Esto trae como resultado que, en muchas ocasiones, el molde modifique la curva de respuesta del auxiliar, proporcionando una amplificación deficiente.

#### Las pruebas etimóticas o in-situ.

Hasta ahora hemos mencionado los factores que deben tomarse en cuenta para proporcionar la amplificación óptima capaz de lograr el uso eficiente de la audición residual. Sin embargo, aunque se obtenga la curva de respuesta del sistema acoplado auxiliar-molde para poder observar el efecto de este último, sólo se tiene una idea aproximada del sonido que llega al oído del usuario, ya que la cavidad entre el tímpano y el molde ejerce un efecto adicional que conviene conocer. Para lograrlo, y con el desarrollo de la electrónica miniaturizada, se puede introducir en el canal auditivo un micrófono de prueba que permite determinar las características del sonido que llega al tímpano a través del sistema auxiliar-molde-canal auditivo. Estas pruebas in-situ están empezando a desarrollarse en el mundo, por lo que constituyen un campo tecnológico abierto para el ingeniero y para el investigador.

#### Oportunidades para el ingeniero biomédico.

Todas las áreas diferentes a las que hemos hecho referencia en este trabajo son accesibles al ingeniero biomédico. Aunque en el pasado han sido investigadas por ingenieros en comunicaciones, audiólogos y terapeutas del habla, esto se debe más a que la existencia de estas especializaciones es previa a la de la biomédica. De todos ellos, es el ingeniero biomédico quien debería ser el más apto para cubrir tantos aspectos interdisciplinarios referentes a la acústica fonética, electroacústica, audiológica, electrónica, instrumentación y fisiología, convirtiéndose en un valioso elemento de apoyo a los audiólogos, foniatras, terapeutas de habla e investigadores en estos campos. Necesitamos obtener y conocer la información, darle amplia difusión y realizar investigación acerca de las características que deben satisfacer los moldes, auxiliares, fonética acústica, etc., para lograr su máximo aprovechamiento. Debemos convencernos de que no basta hacer las cosas, se requiere hacerlas bien. Quede, pues, aquí planteada una invitación y un reto al gremio y a cada uno de sus miembros.

## Bibliografía.

- American National Standards Institute, Standard specifications for audiometers S3.6-1969, ANSI, New York (R-1973), 1969.
- Ayala de Lonngi, D., J.M. Cornejo, P. Granados y P. Lonngi, Diseño y valoración de auxiliares auditivos, Rev. de la Soc. Mex. de Ing. Biomédica, nov., 1986.
- Ayala D. y Lonngi P., Umbrales auditivos ayudados y su correlación con características del habla de hipoacúsicos. Rev. de la Soc. Mex. de Ing. Biomédica, nov., 1986.
- Berlin, C.I., Wexler, K.F., Jerger, J.F., Halperin, H.R. y Smith, S., Otolaryngology, 86:ORL-111 - ORL-116, 1978.
- Berlin, C.I., Studies in Use of Amplification for the Hearing Impaired, Excerpta Medica, 1980.
- Cox, R., Acoustic aspects of hearing aid-ear canal coupling systems, Monographs in Contemporary Audiology, 1, 1979.
- Ling, D. y Ling, A.H., Aural Habilitation. A. G. Bell, Washington, D.C., 1978.
- Ling, D., en Calvert, D.R. y Silverman, S.R., Speech and Deafness. A.G. Bell, Washington, D.C., 1978.
- Lybarger, S., Controlling hearing aid performance by earmold design. In Larson, V. et al. (eds.), Auditory and Hearing Prosthetics Research, pp. 101-132. Grune & Stratton, New York, 1979.
- Peterson, G.E. y Barney, H.L., J. Acoust. Soc. Am. 24, 175, 1952.
- Northern, J. y Grimes, A. Introduction to acoustic impedance en Katz, J. (ed.), Handbook of Clinical Audiology, 2a. ed., Cap. 29, Williams & Wilkins, Baltimore, 1978.
- Rossing, T.D., The Science of Sound. Addison-Wesley, Reading, Mass., 1983.
- Shaw, E., The external ear: new knowledge. Scand. Audiol., Suppl. 5, 24-50, 1975.
- Shaw, E., The acoustics of the external ear, en Studebaker, G. y Hochberg, I. (Eds.), Acoustical Factors Affecting Hearing Aid Performance. University Park Press, Baltimore, 1980.