

Adaptación de circuitos K-AMP en pacientes reales: Presbiacusia

Schwartz Calero G, Perez Alvarez N, Barbero A., Cortadellas M., Cobos J
Prado P., Covadonga Vazquez, Gigirey L..

Grupo trabajo Master en Nuevas Tecnologías en Prótesis Acústicas
Departamento Física-Aplicada (sección Acústica-Audiológica)
Escuela de Óptica y Optometría
Universidad Santiago

PACS 43.66. Sr

Resumen

El objetivo a alcanzar es mostrar como, un problema auditivo como es la Presbiacusia puede ser resuelto de forma satisfactoria con la tecnología que nos ofrecen los circuitos K-amp.

Se empezará por definir que es la Presbiacusia, cuáles son sus patrones audiológicos típicos, las características de los circuitos K-amp y por último, el esquema de adaptación y pruebas en oído real efectuadas para obtener la mejor respuesta posible.

Summary

The objective is observed that the auditive problem (presbycusis) is resolved with the technology k-amp.

We begin to define the presbycusis, your audiological standars, the characteristics of k-amp circuit and the finish we show the adaptation guide and the real-ear test with the patient.

Introducción

Con el paso de los años, se produce una pérdida de sensibilidad auditiva; ésta comienza a los treinta años, y sigue de forma progresiva hasta los ochenta. Resulta curioso señalar que la mayor pérdida auditiva - (característica del envejecimiento) - se manifiesta con mayor intensidad para los sonidos de alta frecuencia y, en menor grado, para los de baja frecuencia. Esta menor sensibilidad auditiva se conoce con el nombre de Presbiacusia; otras características son: su simetría y su bilateralidad.

Según Schuknecht (1974) se puede clasificar la Presbiacusia en cuatro tipos:

Sensorial
Neural
Metabólica
Mecánica

Para Gulya (1991), supone una mezcla de estas cuatro variantes de la Presbiacusia.

El Comite de Audición, Bioacústica y Biomecánica (1988) la definió como la suma de las pérdidas auditivas que resultan de diversos hechos:

- 1- degeneración fisiológica
- 2- degeneración por exposición al ruido
- 3- degeneración por ototóxicos
- 4- degeneración por alteraciones médicas y posibilidad de determinante genético

El primer signo específico de la sordera del envejecimiento es la dificultad de entender en ambiente de ruido. El

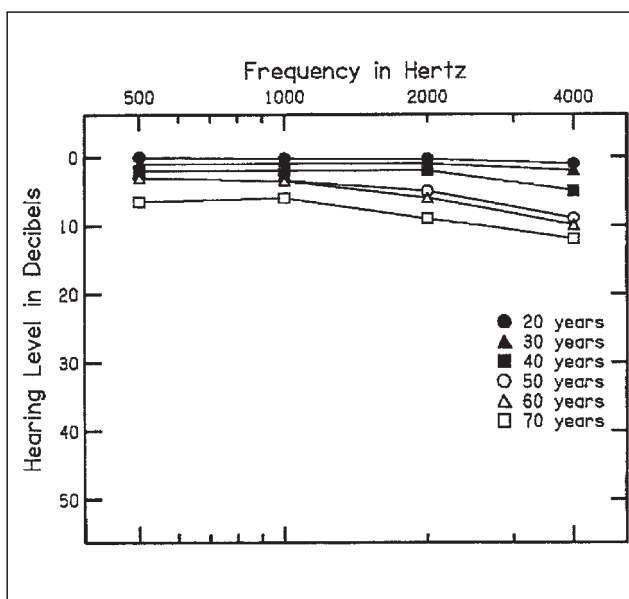


Fig. I

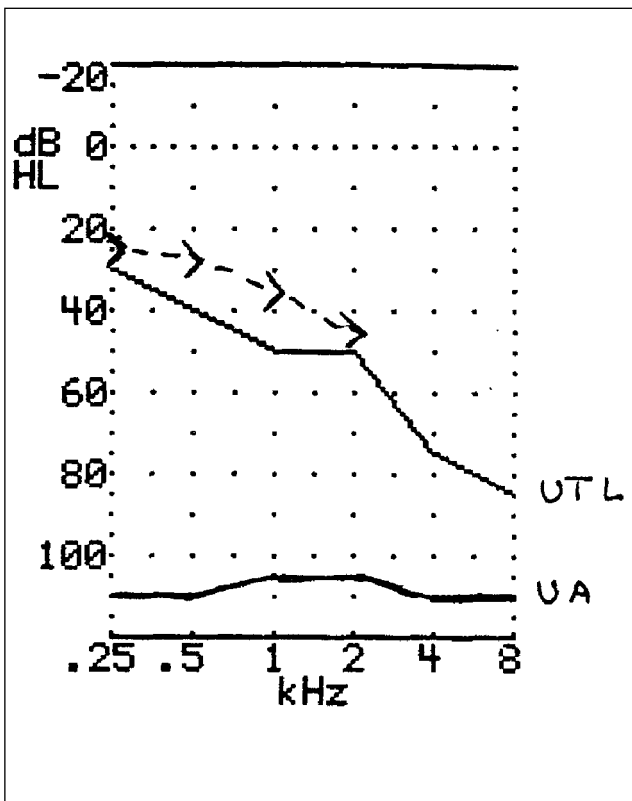


Fig. II

ruido es enmascarante y se auna a la disminución de la capacidad auditiva que padece el presbiacúsico. La dificultad de comprensión en una conversación en grupo es también un elemento precoz de una presbiacusia, incluso cuando la discriminación elemental se halla poco perturbada.

Material y método

Pruebas diagnósticas

Se ha realizado en todos los casos un examen otológico previo, que descarte anomalías físicas o patológicas que impidan la realización de estas pruebas. Se obtienen muy buenos resultados si al menos cuarenta y ocho horas antes el paciente no ha sido sometido a un ambiente de ruido intenso.

Comenzaremos por realizar una audiometría tonal. Estudios estadísticos nos han permitido obtener gráficos como el de la figura 1, en la que podemos observar una menor percepción del sonido a frecuencias altas desde temprana edad (30 años). Aún cuando no existe acuerdo total al respecto, se puede considerar que una pérdida auditiva del orden de 15 - 45 dB HL constituye una dificultad auditiva significativa, más si esta pérdida se extiende a todas las frecuencias. En la figura 2, mostramos el audiograma tonal de un paciente presbiacúsico, al que posteriormente se le adaptará un circuito K-amp y al que también se le ha determinado el umbral de algia acústica.

Con respecto al estudio vocal, este nos permitirá corroborar el problema de inteligibilidad que el presbiacúsico padece; ya que podemos encontrarnos con las curvas que aparecen en la figura 3, curvas que se corresponden a problemas auditivos asociados a una patología coclear o retrococlear u ambas a la vez.

Con la timpanometría (figura 4) y los estudios de reflejo estapedial obtendremos una configuración normal para la timpanometría y para el reflejo tanto contralateral como ipsilateral, ambos estarán presentes siempre que los campos auditivos lo permitan.

Si además se pueden realizar Potenciales evocados, en los posibles presbiacúsicos se observa un aumento de la latencia de la onda P5 y una prolongación del intervalo P1-P5, así como una disminución de la amplitud de la onda P5

Características de los circuitos K-AMP

En la figura 5 se muestra el rango dinámico en el que resulta factible la adaptación de un circuito k-amp. Debido al amplio espectro de frecuencias en que trabaja este amplificador, se le ofrece al usuario la posibilidad de percibir la práctica totalidad de los sonidos que le rodean.

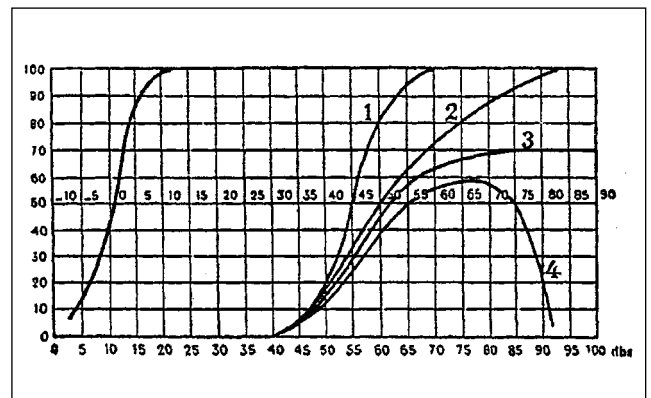


Fig. III.

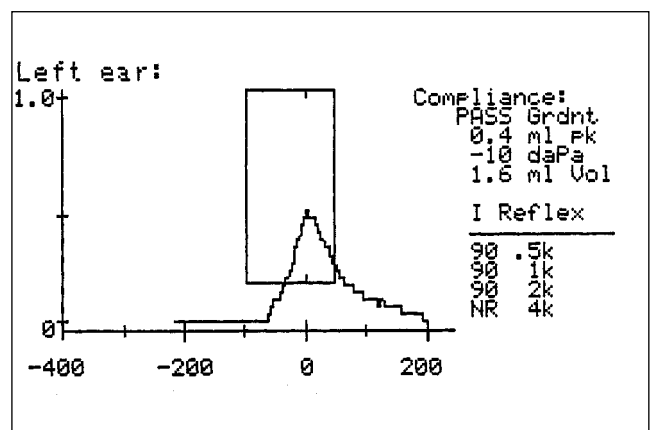


Fig. IV.

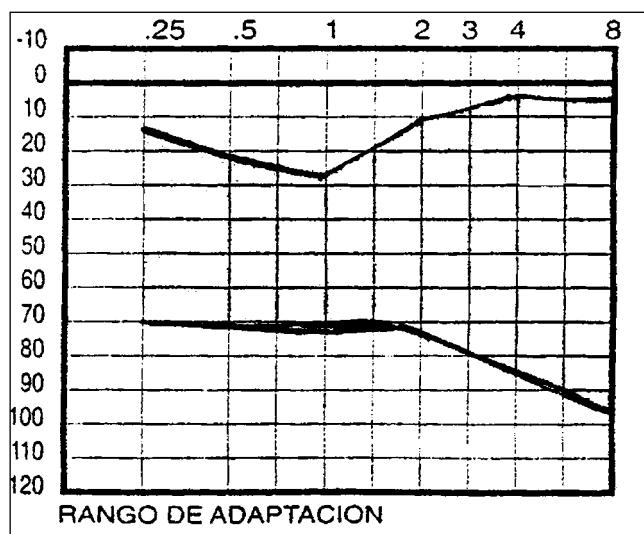


Fig. V.

Como los sonidos capaces de dañar un oído pueden concentrarse en cualquier zona del espectro frecuencial, el circuito k-amp es capaz de comprimir la señal sonora en cualquier zona del espectro de frecuencias, garantizando la protección del oído contra ruidos imprevistos de cualquier naturaleza (COMPRESION DE ALTO ALCANCE DINAMICO); además este circuito también es capaz de suprimir el efecto de bombeo que sufre el paciente cuando esta compresión actúa ya que modifica su tiempo de relajación pasando de 20 milisegundos para sonidos cortos a 50 milisegundos en caso de sonidos de larga duración (COMPRESION ADAPTABLE). Por último, el microprocesador del circuito k-amp ajusta la ganancia del audífono dependiendo del nivel de entrada; con ello se consigue mantener una diferencia entre el ruido ambiente y la conversación aproximadamente unos 7 dB SPL, relación que se mantiene constante a medida que aumenta la señal, pero que disminuirá automáticamente si el nivel de la señal que recibe el paciente es inadecuadamente alto (PROCESADOR AUTOMATICO DE SEÑAL).

Resultados

Adaptación en Oído Real:

A continuación vamos a exponer el procedimiento que se ha seguido con el fin de obtener el mejor resultado en una adaptación con el circuito K-amp. Uno de los aspectos más importantes es la elección del tipo de prótesis:

Retroauricular - Intraauricular - Intracanal o CIC. Con este último se obtienen muy buenos resultados, ya que junto a la mejora estética se aprovecha la resonancia natural del canal auditivo, la disminución del volumen entre la porción final de la prótesis y la membrana timpánica y el apoyo en la porción ósea del conducto.

Además la elección del material con que se realice la prótesis para que sea lo más compatible con la mayor o menor reactividad del paciente, la elección del filtro anticerumen más adecuado, una perfecta impresión para la fabricación de la carcasa de la prótesis o la elección o no de venting y su diámetro, constituyen otro de los aspectos que nunca hemos de descuidar.

La utilización del Método FIG-6 de Killion y col (1995) (figura A) para el ajuste de la respuesta del circuito de la prótesis a tres niveles de señal de entrada (input) de 40 dB - 65 dB - 90 dB SPL en función de la pérdida del paciente (figura B) nos permite obtener los mejores resultados. Se pueden incorporar controles opcionales como el de frecuencias graves (LFC = low frequency control) o el Threshold Knee (TK); además el control de volumen siempre presente nos permitirá actuar sobre la ganancia total.

En definitiva, se trata de obtener el mayor provecho a las características electro-acústicas del circuito.

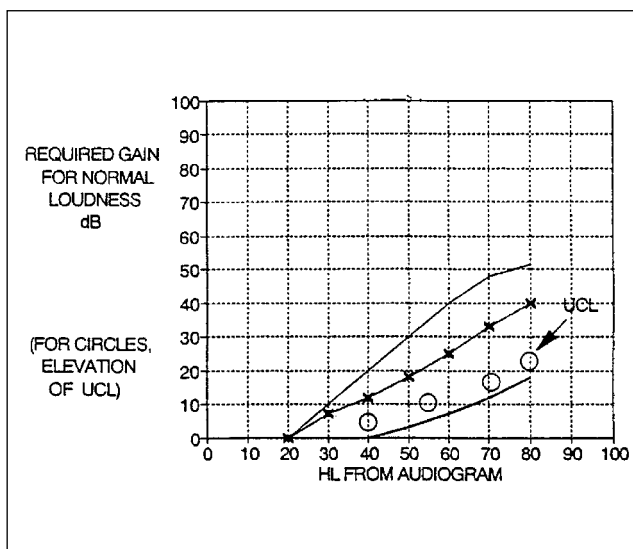


Fig. A.

AUDIOGRAM			ESTIMATED GAIN REQUIRED AT:								
Freq.	RIGHT	LEFT	Freq.	RIGHT LEVEL dB SPL			LEFT LEVEL dB SPL				
				40	65	90	40	65	90		
125	15	15	125	0	0	0	0	0	0		
250	30	25	250	10	6	0	5	3	0		
500	40	40	500	20	12	0	20	12	0		
1000	50	45	1K	30	18	3	25	15	1		
1500	50	45	1.5K	30	18	3	25	15	1		
2000	50	50	2K	30	18	3	30	18	3		
3000	65	70	3K	43	29	9	45	33	12		
4000	75	90	4K	48	37	15	55	49	24		
6000	90	110	6K	48	37	15	55	49	24		
8000	85	110	8K	48	37	15	55	49	24		
			12K	45	35	12	53	47	21		
			16K	43	32	10	50	44	19		

Fig. B.

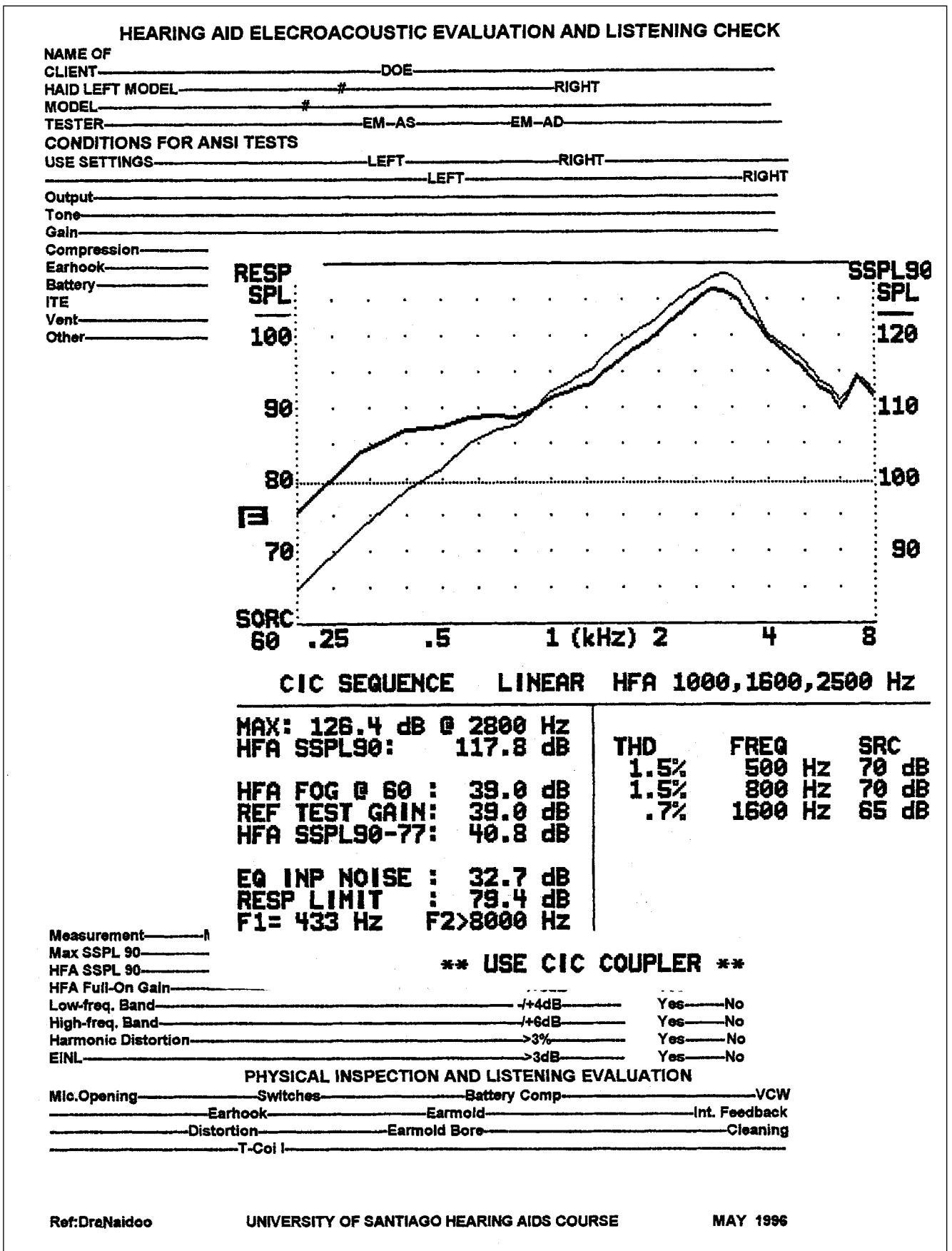


Fig. C.

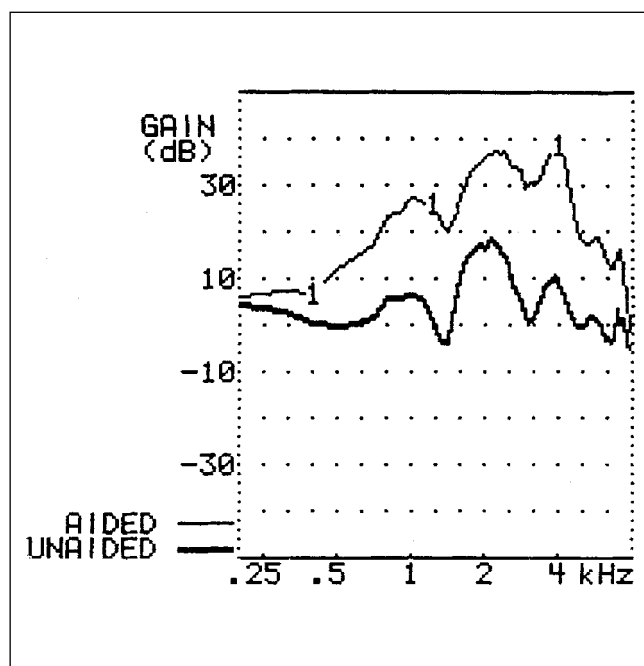


Fig. D.

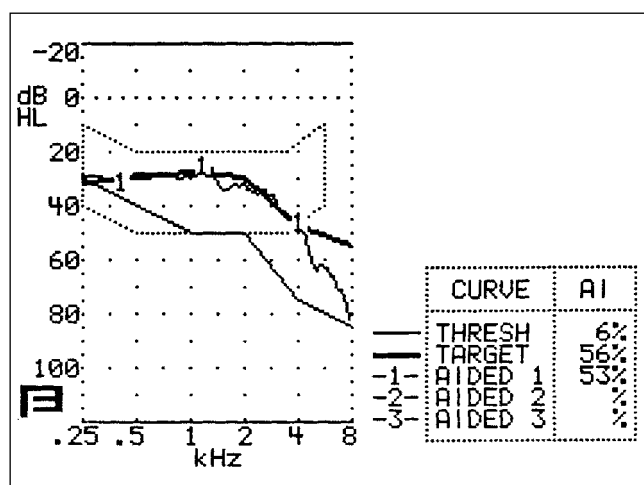


Fig. E.

Una vez diseñada la prótesis y remitida por el fabricante, se procede a la realización del control de calidad de la misma. Para ello, se utilizan AUDIO - ANALIZADORES para obtener los siguientes datos: SSPL-90

- Full on gain
- Test de referencia
- Respuesta en frecuencias
- Distorsión armónica
- Ruido equivalente de entrada

Se dispone de tablas que permiten valorar desviaciones de estos parámetros con respecto a los valores facilitados por el fabricante, en caso de su no cumplimiento, la prótesis es desechada, (ver figura C)

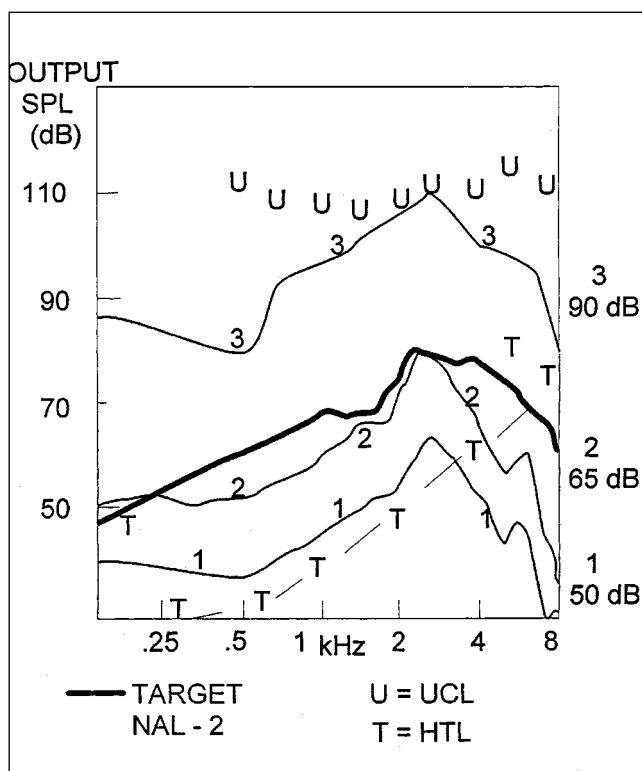


Fig. F.

Con ayuda del analizador, se procederá a comprobar si es adecuada la respuesta del audífono colocado en el oído del paciente. Se elabora el target en base a los datos audiométricos y el sistema de adaptación empleado; y a continuación calculamos:

- resonancia del canal del paciente sin audífono
- efecto de oclusión de la prótesis
- respuesta en canal con el audífono

Todo ello se valorará y si se alcanza el objetivo marcado, se dará por conforme (figuras D y E)

En la actualidad, se ha introducido un nuevo concepto en el campo audiológico y es el "CALCULO DE LA GANANCIA DE LA PROTESIS EN EL CANAL" en base a presentar tres niveles de sonido durante la realización de las pruebas en oído real con el audio-analizador, (figura F); así como el concepto de distorsión por intermodulación.

Una vez que hemos ajustado la prótesis se procederá a efectuar una audiometría en campo libre.

Conclusiones

Podemos afirmar que la aparición en el mercado de los circuitos K-amp, junto a la tecnología adecuada para efectuar estudios audiológicos previos, así como pruebas en oído real nos han permitido obtener un alto número de adaptaciones satisfactorias, en nuestra práctica supone un 95% de éxitos.

Bibliografía

Delgado C. "Inteligibilidad de la palabra en la medida de la audición"; Simposio Acústica Fisiológica y Audiometría. Santiago Compostela, Nov. 1995, pp 31-32.

Gitles T. "Successful Rehabilitation: Whose responsibility?" part Y - II - III. April 1994, pp 15-16, 22-23, 22-24.

Killion M. "K-amp Hearing-aid. An attempt to present high fidelity for the hearing impaired". American Journal of audiology; vol 2, nº 2, July 1993, pp 52-74.

Killion M. Fikret-Pasa S. "The 3 types of sensorineural hearing loss: loudness and intelligibility considerations". The hearing Journal, Nov 1993, vol 46, nº 11, pp 31-36.

Kohen E. "Impedancia acústica" p 172, de. Médica Panamericana. Buenos Aires 1985.

Ribera J.M., Gil P. "Alteraciones de los órganos de los sentidos en el anciano"; pp 90-91, de. médicos, Madrid 1994.

Santidrián S. "Cambios fisiológicos en la vejez II"; Medicamentos y Nutrición en Geriatria, pp 62-63, Universidad de Navarra, 1987.

Martin B. "Ultimos avances y pruebas in situ con audioanalizadores", conferencia. Madrid 1996.

euro noise 9



Designing for Silence
Prediction, measurement
and evaluation of
noise and vibration
Conference and Exhibition
München, Germany
October 04-07, 1998



i-ince



Organising Committee

Joachim Scheuren

Chairman

Hugo Fastl

Co-Chairman

Bernard Berry, United Kingdom

Jean Tourret, France

Secretariat and Exhibition

CSM Congress & Seminar
Management

Industriestraße 35

D-82194 Gröbenzell

Phone: +49 8142 570183

Fax: +49 8142 54735

Email: csm_congress

@compuserve.com

Announcement and Call for Papers

In continuation of earlier Euro-Noise conferences held in 1992 in London and in 1995 in Lyon, the third European Conference on Noise Control, Euro-Noise 1998, will be held in Munich from October 04 to October 07, 1998. The Conference is being organised by the German Acoustical Society (DEGA) in cooperation with the European Acoustics Association (EAA) and the International Institute of Noise Control Engineering (I-INCE).

According to its theme, the conference is entirely devoted to the significance, state of the art and mutual completion of three basic elements of any low-noise design process:

- the prediction,
- the measurement and
- the evaluation of noise and vibration quantities.

For any of these elements, the conference will reflect established techniques as well as the latest developments. To emphasise the mutual value and need for prediction, measurement and evaluation within the design process, strong emphasis will be put on the comparative interpretation of predictive and measured results as well as their usability for improved designs. The final key element in low-noise design is the specification of the design objectives. Therefore, the assessment of noise, together with sound engineering complete the spectrum of the conference.

As with its predecessors, Euro-Noise 1998 will include Keynote Lectures covering current aspects and latest developments in each of the addressed areas. In addition, approximately 120 technical papers are expected to give a broad overview of current activities and thus enable an intensive exchange of ideas, concepts and results.

To guarantee state of the art presentations and discussions, special sessions with introductory overview lectures will be organised. These include the implementation, validation and application of

- computational methods like Finite and Boundary Element Methods (FEM, BEM), Statistical Energy Analysis (SEA) and others,
- innovative measurement concepts and realisations and
- progress in applying subjective metrics to the evaluation and assessment of noise and vibration.

The dates related to the preparation of conference papers are as follows:

- January 15, 1998 deadline for receipt of abstracts
- March 31, 1998 notification of acceptance
- June 15, 1998 deadline for receipt of final paper's text
- July 15, 1998 announcement of final program