

# Medidas en oído real mediante sonda microfónica. Definición y aplicaciones

Franz Zenker

Para citar este artículo:

Zenker F. (2001). Medidas en oído real mediante sonda microfónica. Definición y aplicaciones. *Auditio*, 1(1), 9-14. <https://doi.org/10.51445/sja.auditio.vol1.2001.008>

Enlace al artículo:

<https://doi.org/10.51445/sja.auditio.vol1.2001.008>

Historial:

Publicado (online): 15-09-2001



# Medidas en oído real mediante sonda microfónica. Definición y aplicaciones.

**Franz Zenker**

*Clínica Barajas.*

*Santa Cruz de Tenerife. España.*

## Resumen

Las medidas de oído real ha permitido al audioprotesista disponer de un criterio para la valoración de la adaptación de audífonos fiable y válido. El uso de estas medidas en la estimación de la bondad de la adaptación nos permite, entre otras ventajas, tener en cuenta las diferencias individuales al facilitarnos parámetros referidos al rendimiento del audífono en oído real. En el presente artículo llevaremos a cabo una revisión de las principales medidas que pueden registrarse con audioanalizador y sonda microfónica en oído real y sus principales aplicaciones.

**Palabras Claves:** medidas oído real, audioanalizador, sonda microfónica, adaptación protésica

## Introducción

El uso de medidas en oído real ha permitido al audioprotesista disponer de un criterio para la valoración de la adaptación de audífonos fiable y válido (1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8). Medidas de uso clínico más frecuente como la ganancia funcional o la logaudiometría protésica no están exentas de complicaciones metodológicas al depender de parámetros psicoacústicos (9, 10, 11). Las principales dificultades de la logaudiometría como prueba de evaluación de la adaptación protésica son: (a) la variabilidad de las repuestas dadas por los sujetos bajo las mismas condiciones, (b) la baja fiabilidad de las repuestas dadas en diferentes momentos por los mismos sujetos y (c) la gran cantidad de estímulos necesarios para obtener repuestas fiables. Sí bien los juicios subjetivos son importante en la valoración de la adaptación estos deben ser evaluado en su dimensión funcional correspondiente mediante cuestionarios como el COSI (12) o el AP-HAB (13). La bondad de la adaptación debe inferirse en la misma unidad de medida o dimensión en la que se ha llevado acabo la adaptación, es decir, a partir de parámetros específicamente electroacústicos (14,15). Las medidas en oído real mediante el uso del audioanalizador y la sonda microfónica es la técnica que nos permitirá la obtención de estas medidas. Tal como propone Blanco (16) la generalización del uso del audioanalizador nos permite:

1. Verificar el cumplimiento de las características técnicas del audífono.

2. Comprobar la correcta reparación de los audífonos
3. Medir las variaciones de los distintos parámetros del audífono después de modificar los controles del mismo
4. Posibilitar la evaluación objetiva de la adaptación de la prótesis mediante la realización de las medidas en oído real.

El desarrollo de métodos de prescripción de la ganancia universales se ha encontrado con las limitaciones impuestas por las características que hacen de cada individuo un ser único. Las diferencias en el volumen del conducto auditivo especialmente en niños suponen una limitación seria para los métodos prescriptivos con aspiraciones universales (7, 17, 18, 19, 20, 21). Las medidas de oído real nos permiten tener en cuenta las diferencias individuales al facilitarnos parámetros referidos al rendimiento del audífono para un oído en concreto (22). Mediante este tipo de medidas dispondremos de un criterio objetivo en la valoración de la bondad del método de prescripción de la ganancia empleado en la adaptación.

En el presente artículo pretendemos llevar acabo una revisión de las principales medidas que pueden registrarse con audioanalizador y sonda microfónica (ver Tabla I) en oído real. Para ello estudiaremos las diferentes repuestas y ganancias que podemos obtener del audífono en diferentes condiciones de rendimiento y registro.

**Tabla 1:** Abreviaciones utilizadas en el presente artículo referidas a las medidas en oído real mediante sonda microfónica.

Abreviatura	Descripción
<b>REUR</b>	Respuesta en Oído Real no Amplificada. <i>Real-Ear Unaided Response.</i>
<b>REUG</b>	Ganancia en Oído Real no Amplificada. <i>Real-Ear Unaided Gain.</i>
<b>REAR</b>	Respuesta en Oído Real Amplificado. <i>Real-Ear Aided Response.</i>
<b>REAG</b>	Ganancia en Oído Real Amplificado. <i>Real-Ear Aided Gain.</i>
<b>REIG</b>	Ganancia de Inserción. <i>Real-Ear Insertion Gain.</i>
<b>REOR</b>	Respuesta en Oído Real Ocluido. <i>Real-Ear Occlude Response.</i>
<b>REOG</b>	Ganancia en Oído Real Ocluido. <i>Real-Ear Occlude Gain.</i>
<b>RECD</b>	Diferencia entre Oído Real y Acoplador. <i>Real-Ear-To-Coupler Difference.</i>
<b>REDD</b>	Diferencia entre Oído Real y el Dial. <i>Real-Ear-To-Dial Difference.</i>

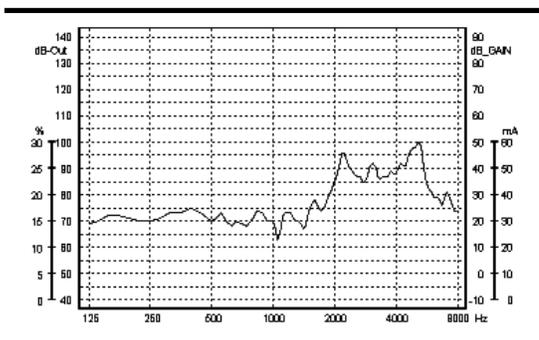
### Medidas con sonda microfónica en oído real

La terminología al uso en este tipo de medidas puede resultar un tanto confusa toda vez que son muchos los registros que podemos llevar a cabo. En los siguientes párrafos presentamos las diferentes medidas en oído real y acoplador al uso y una definición de cada una de ellas siguiendo las normas ANSI S3.46-1997 (23). Para facilitar la comprensión de las siguientes definiciones es conveniente que el lector distinga entre aquellas medidas que hacen referencia a la “respuesta” y aquellas que se refieren a la “ganancia”. La respuesta indica una medida absoluta de salida en dB SPL, mientras que la ganancia indica la diferencia entre dos medidas relativas no absolutas.

#### REUR - Respuesta en oído real no amplificado. *Real-Ear Unaided Response.*

Es la respuesta obtenida en dB SPL, en función de la frecuencia, medida en un punto determinado del CAE a la presentación de un estímulo sonoro específico a campo abierto sin amplificación. (ANSI S3.46-1997) (23).

**Figura 1:** REUR obtenido mediante sonda microfónica a la presentación de un estímulo de 70 dB en un paciente adulto.



La principal aplicación del REUR es medir las características individuales de resonancia en el oído que vienen determinadas por las características anatómicas de la pabellón auditivo, concha y el CAE.

#### REUG - Ganancia en oído real no amplificado. *Real-Ear Unaided Gain.*

Es la diferencia en dB SPL, en función de la frecuencia, medida en un punto determinado del CAE y la señal de entrada, para un estímulo sonoro específico a campo abierto sin amplificación (ANSI S3.46-1997) (23). Es decir, la ganancia dada por el pabellón auricular y el conducto auditivo con el consecuente efecto de difracción de la cabeza al medir con la sonda microfónica en el conducto auditivo y sustraer este valor al obtenido en campo abierto. Para su cálculo deberemos restar la intensidad de la señal de entrada a la del REUR en todas las frecuencias. Esta medida también es conocida como Open Ear Gain.

$$\text{REUG} = E - \text{REUR}$$

En la figura 2 podemos observar el REUG de un adulto varón el cual presenta pocas variaciones respecto al baremo de varones de su edad. La media del adulto según este baremo exhibe un primer pico alrededor de los 2700 Hz de 17 dB con un segundo pico en el área de los 4000 a 5000 Hz de aproximadamente 12-14 dB (22).

Esta medida es requerida por algunos fabricantes para el cálculo de la Ganancia de Inserción (REIG: Real-Ear Insertion Gain). El REUG también es utilizado para ajustar la ganancia del audífono en el acoplador de 2 cc tomando como referencia el objetivo a alcanzar por el REIG. En los métodos que utilizan SPL-O-Gramas para las adaptaciones protésicas (p.e.: Desired Sensation Level [DSL]), el REUR se utiliza para la conversión de los dB HL obtenidos en las audiometrías a campo abierto en valores SPL. Una última aplicación del REUG es alertarnos ante regis-

tros inusuales de posibles anomalías en el CAE o en el oído medio tal como ocurre con las perforaciones de la membrana timpánica (22).

**Figura 2:** En esta figura podemos observar el estímulo presentado (70 dB) y el REUG obtenido mediante sonda microfónica al presentar este mismo estímulo a un paciente adulto.



**REAR - Respuesta en oído real amplificado. Real-Ear Aided Response.**

Es la respuesta obtenida en dB SPL, en función de la frecuencia, medida en un punto determinado del CAE a la presentación de un estímulo sonoro específico a campo abierto con los audífonos en funcionamiento y el molde auditivo en el oído. (ANSI S3.46-1997) (23).

**REAG - Ganancia en oído real amplificado. Real-Ear Aided Gain.**

Es la diferencia en dB SPL, en función de la frecuencia, entre las medidas obtenidas en un punto determinado del CAE y la señal de entrada, a la presentación de un estímulo sonoro específico a campo abierto con los audífonos en funcionamiento y el molde auditivo en el oído (ANSI S3.46-1997) (23). Es decir, la sustracción entre el estímulo presentado y el REAR obtenido a través de todas las frecuencias estudiadas.

$$REAG = E - REAR$$

El REAR y el REAG se suele llevar a cabo para calcular posteriormente el REIG o Ganancia de Inserción. Hay algunos métodos de prescripción de la ganancia, por ejemplo el DSL, que necesitan el REAR y el REAG para poder calcular el REIG y por lo tanto requieren de estas medidas durante el proceso de adaptación. La principal ventaja al disponer de este parámetro es que podemos obtener un SPL-O-Grama para cada paciente en dB SPL en vez de dB HL. De esta manera podremos de un solo vistazo (empleando el REAR) determinar a que intensidad un estímulo sonoro en particular es audible, confortable o inconfortable para un paciente en concreto.

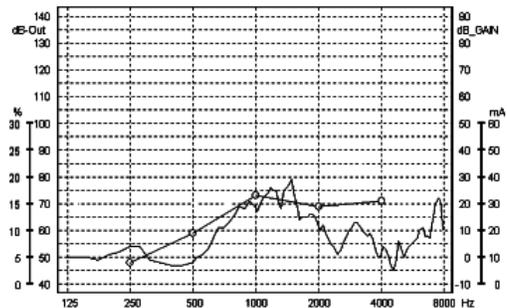
**REIG - Ganancia de inserción. Real-Ear Insertion Gain.**

Es la diferencia en decibelios en función de la frecuencia entre el REAG y el REUG obtenido en el mismo punto de medida del CAE y en las mismas condiciones a campo abierto (ANSI S3.46-1997) (23). Es decir, la ganancia dada por el audífono sustrayendo el REUG del REAG o el REUR del REAR para todas las frecuencias.

$$REIG = REAG - REUG \text{ ó } REIG = REUR - REAR$$

La principal aplicación del REIG es determinar en que punto, el ajuste del audífono alcanzado un valor particular establecido previamente por algún método de prescripción de la ganancia (ver Figura. 3). Tal como cita Muller (22) sin no tenemos este objetivo establecido previamente por algún método de prescripción de la ganancia, la medición del REIG carece de sentido.

**Figura 3:** Ejemplo de un REIG obtenido mediante sonda microfónica y valores objetivo a alcanzar (círculos).



**REOR - Respuesta en oído real ocluido. Real-Ear Occluded Response.**

Es la respuesta obtenida en dB SPL, en función de la frecuencia, medida en un punto determinado del CAE a la presentación de un estímulo sonoro específico a campo abierto con los audífonos apagados y el molde auditivo en el oído. (ANSI S3.46-1997) (23). Es decir un REAR pero con el audífono apagado.

**REOG - Ganancia en oído real ocluido. Real-Ear Occlude Gain.**

Es la diferencia en dB SPL, en función de la frecuencia, entre las medidas obtenidas en un punto determinado del CAE y la señal de entrada, a la presentación de un estímulo sonoro específico a campo abierto con los audífonos apagados y el molde auditivo en el oído (ANSI S3.46-1997) (23). Es decir, la sustracción

entre la señal de entrada y la del REOR en todas las frecuencias.

Como podemos esperar, ya que el audífono está apagado y ocluyendo el oído, el REOR suele estar por encima del REUR. Hay casos en los que esto no ocurre y son en los que un molde no llega a ocluir el CAE este posee un ventig grande capaz de producir un efecto de resonancia.

La razón por la que obtenemos el REUR y REOG es disponer de una medida del efecto del venting en el resultado final de la adaptación (22). Esto nos permitirá valorar si el ventig se está comportando de la forma esperada. El REOR y el REOG también puede emplearse para averiguar en que medida el venting está introduciendo efectos acústicos no deseado (resonancias asociadas al venting) que puedan modificar la respuesta final de la amplificación (22).

### **RECD – Diferencia entre oído real y acoplador. *Real-Ear-To-Coupler Difference.***

Es la diferencia en dB SPL, en función de la frecuencia, entre las medidas obtenidas en un punto determinado del CAE y los obtenidos en un acoplador de 2 cc, a la presentación de un estímulo sonoro específico con los audífonos en funcionamiento y el molde auditivo en el oído (ANSI S3.46-1997) (23). Es decir, la diferencia entre las medidas obtenidas en oído real y las obtenidas en acoplador.

Dadas las diferencias en volumen e impedancia entre el oído y el acoplador, los valores del RECD son generalmente mayores o iguales a 0. Los valores de RECD pueden variar sustancialmente a través de los grupos de edad (los niños suelen tener RECD más largos que los adultos) y entre grupos (24). Un valor negativo del RECD indica un sellamiento inadecuado del transductor en el oído, un oído mayor que la media, un tímpano perforado o un tubo de drenaje por miringotomía (25).

El RECD es una herramienta muy valiosa toda vez que nos puede ayudar en los diferentes estadios del proceso de la adaptación. El RECD nos permite convertir de una forma precisa la información obtenida en dB HL durante el diagnóstico en dB SPL (26). El RECD pueden usarse para ayudarnos en la selección del audífono sobre la base de las especificaciones técnicas dada por el fabricante en sus fichas técnicas, al permitirnos convertir los valores esperados en oído real en valores objetivo en acoplador 2cc.

Seewal (27) resumió las principales ventajas de poder predecir la salida de un audífono en los siguientes cuatro puntos:

1. El audioprotesista puede conocer de antemano los valores esperados de amplificación en el CAE del paciente.
2. Se tiene en cuenta las propiedades del molde una vez adaptado en el CAE. Esto nos ayuda a evitar errores cuando usamos métodos de prescripción de la ganancia basados en baremos de referencia durante el proceso de adaptación.

3. Todos los ajustes sobre el aparato pueden llevarse en cámaras anecoicas bajo condiciones acústicas controladas.
4. La necesidad de colaboración y el tiempo requerido por el paciente en el proceso de adaptación se reduce considerablemente.

### **REDD – Diferencia entre oído real y el dial. *Real-Ear-To Dial Difference.***

Es la diferencia en dB SPL, en función de la frecuencia, entre las medidas obtenidas en un punto determinado del CAE y el valor dado por el dial del audiómetro a la presentación de un estímulo sonoro específico a través de los auriculares del audiómetro (ANSI S3.46-1997) (23). Es decir, la diferencia entre las medidas obtenidas en oído real y la intensidad marcada por el dial del audiómetro.

Generalmente obtenemos un registro superior a los 0 dB. Como cabe esperar los valores del REDD pueden variar sustancialmente según los individuos (28). Un REDD negativo puede indicar un sellamiento inapropiado del transductor en el oído, obstrucción de la sonda o una colocación inapropiada de la sonda.

El REDD es empleado para convertir información audiométrica (p.e.: umbrales o niveles de incomfort) de dB HL a dB SPL. El REDD nos permite expresar los valores audiométricos en un SPL-O -Gramma. Clínicamente el REDD suele usarse cuando la audiometría ha sido obtenida en dB HL.

### **RESR – Respuesta de saturación en oído real. *Real-Ear Saturation Response.***

Es la respuesta obtenida en dB SPL, en función de la frecuencia, medida en un punto determinado del CAE a la presentación de un estímulo sonoro específico a campo abierto capaz de inducir al audífono al punto de máxima presión de salida con la ganancia del audífono al máximo o en punto previo a la retroalimentación del mismo y el molde auditivo en el oído. Es decir, la respuesta en frecuencia del audífono medida en el oído con una señal de entrada lo suficientemente intensa para llevar al instrumento a la máxima presión de salida.

Dada la alta intensidad a la que se debe llevar a cabo esta prueba es conveniente hacer este examen en acoplador (utilizando el RECD para predecir la salida en oído real).

El valor del RESR puede variar sustancialmente dependiendo de la señal de entrada utilizada. Las señales de banda estrecha (p.e.: tonos puros o modulados) suelen dar mejor respuesta que los de banda ancha (p.e.: ruido blanco, ruido shaped speech) (29).

El RESR suele obtenerse para determinar el valor máximo de presión de salida que el audífono es capaz de dar en el oído del paciente. Esta información sirve para ajustar la salida máxima del audífono y para asegurar que las señales amplificadas no exceden los valores de incomfort del paciente. Así mismo permite al audioprotesista comprobar en que medida los ajus-

te de máxima presión de salida del audífono son correctos.

## Conclusión

Una vez llevada a cabo la adaptación protésica es fundamental disponer de alguna medida de verificación de la bondad de la adaptación. Las medidas de oído real nos permiten obtener mediciones objetivas sin necesidad de recurrir a medidas psicoacústicas. La sonda microfónica nos permite cuantificar de forma fiable parámetros referidos a la adaptación teniendo en cuenta las diferencias individuales. Por otro lado, el uso de la sonda nos permite minimizando el error derivado de adaptaciones basadas en métodos de prescripción de la ganancia universales. Los beneficios son aun mayores cuando estas medidas son llevadas a cabo en niños de corta edad toda vez que mediante la obtención del RECD no es necesaria la participación y colaboración del sujeto mínima.

## Bibliografía

1. **Hadford, E.** (1980). The use of a miniature microphone in the ear canal for the verification of hearing aid performance. *Ear and Hearing* 1, 329.
2. **Lauridsen, O. y Günthersen, C.** (1981). A new probe microphone for investigation of the acoustic of the ear. *J Acoust Soc Am* 69, 1496.
3. **Lauridsen, O. y Birk Nielsen, H.** (1981). A new computerized method for hearing aid fitting based on measurements at the ear drum. *Scan Audiol* 10, 109.
4. **Pedersen, B., Lauridsen, O. & Birk Nielsen, H.** (1982). Clinical measurement of hearing aid insertion gain. *Scan Audiol* 11, 181.
5. **Pedersen, B.** (1982). Probe placement for sound pressure measurements in the aided ear. *Scan Audiol* 11, 281.
6. **Ringdahl, A, Leijon, A. & Lidén, G.** (1982). A new clinical procedure for hearing aid fitting. *Acta Otolaryngol (Stockh)*, Suppl. 386, 43.
7. **Hadford, E., Leijon A., Lidén, G., Ringdahl, A. & Dahlberg, A.-K.** (1983). A simplified real ear technique for verifying the maximum output of a hearing aid. *Ear and Hearing*. 1, 329.
8. **Leijon, A., Harford, E., Lidén, G., Ringdahl, A. & Dahlberg, A.-K.** (1983). Audiometric earphone discomfort level and hearing aid SSPL 90 as a measured in the human ear canal. *Ear and Hearing*
9. **Schore, I., Bilger, R. & Hirsh, I.** (1960). Hearing aid evaluation: Reliability of repeated measurements. *Journal of Speech and Hearing Research*, 25, 152-170.
10. **Schwartz, D., & Walden, B.** (1983). Current status of the clinical hearing aid assessment: A reappraisal of an old philosophy. In D. Konkle & W. Rintelmann (Eds.) *Principles of speech audiometry* (pp. 321-352).
11. **Beattie, R., & Edgerton, R.** (1976). Reliability of monosyllabic discrimination test in white noise for differentiating among hearing aids. *Journal of Speech and Hearing Disorders*, 41, 464-476.
12. **Dillon, H., James, A., & Ginis, J.** (1997). Client oriented scale of improvement (COSI) and its relationship to several other measures of benefit and satisfaction provided by hearing aids. *Journal of the American Academy of Audiology*, 8(1), 27-43.
13. **Cox, R., & Alexander, G.** (1995). The abbreviated profile of hearing aid benefit. *Ear and Hearing*, 16, 176-185.
14. **Byrne, D.** (1981). Selective amplification: some psychoacoustic considerations. Pp, 260-285 in: F.H. Bess, B.A. Freeman, and J.S. Sinclair, eds. *Amplification in Education*. A. G. Bell, Washington, DC.
15. **Byrne, D.** (1982). Theoretical approaches for hearing aid selection. Pp. 175-179. In G. Studebaker, and D. Fifield 1974. Evaluation of hearing aid fittings for infants. *Br. J. Audiol.* 8, 47-54.
16. **Blanco, J. L.** (1997). El analizador de audífonos. En: *Audioprótesis: Teoría y práctica*. Editorial Masson, S.A.
17. **Hawkins, D.B. y Haskell G.B.** (1982). A comparison of functional Gain and 2 cm<sup>3</sup> coupler gain. *J. Speech Hear. Disrod.* 47, 71-76.
18. **Jirsa, R., y Norris W.T.** (1978). Relationship of acoustic gain to aided threshold improvement in children. *J. Speech Hear. Disrod.* 43, 348-352.
19. **Larson, V.D., G.A. Studebaker, and R.M. Cox.** (1977). Sound levels in a 2cc cavity, a Zwislocki coupler and occluded ear canals. *J. Am. Aud. Soc.* 3, 63-70.
20. **Wetzell, C., and e. R. Harford** (1983). Predictability of real ear hearing and performan-

- ce from coupler measurements. *Ear Hear.* 4, 237-242.
21. **Zenker F y Barajas JJ** (1999) Adaptación de audífonos en función del promedio del espectro de la palabra hablada. Estudio de un caso único. En: *Logopedia escolar y clínica. Últimos avances en Evaluación e Intervención*. Editor: José Domingo Martín Espino, Madrid, Editorial CEPE, pp. 329-336..
  22. **Mueller, H.** (1992). Terminology and Procedures. In Muller, Hawkins, Northern (eds.): *Probe Microphone Measurements: Hearing Aid Selection and Assessment*. (pgs. 41-66). San Diego, CA: Singular Publishing Group Inc.
  23. **American National Standards Institute.** (1997). Methods of Measurement of Real-Ear Performance Characteristics of Hearing Aids. *ANSI S3.46-1997*. New York: American National Standards Institute Inc.
  24. **Feigin, J., Kopun, J., Stelmachowicz, P., Gorga, M.** (1989). Probe-tube microphone measure of ear canal sound pressure levels in infants and children. *Ear and Hearing*, 10(4): 254-258.
  25. **Martin, H., Munro, K., Langer, D.** (1997). Real-ear to coupler differences in children with grommets. *British Journal of Audiology*, 3:23-31.
  26. **Scollie, S., Seewald, R., Cornelisse, L., Jenstad, L.** (1998). Validity and repeatability of levelindependent HL to SPL transforms. *Ear and Hearing*, 19(5): 407-413.
  27. **Seewald, R.** (1997). Amplification: a child-centered approach. *Hearing Journal*, 50(3): 61.
  28. **Valente, M., Potts, L., Valente, M., Vass, W., Goebel, J.** (1994). Intersubject Variability of Real-ear Sound Pressure Level: Conventional and Insert earphones. *Journal of the American Academy of Audiology*, 5(6): 390-398.
  29. **Stelmachowicz, P., Lewis, D., Seewald, R., Hawkins, D.** (1990). Complex and puretone signals in the evaluation of hearing aid characteristics. *Journal of Speech and Hearing Research*, 33: 380-385.
- Recibido el 20 de Junio del 2001.  
 Aceptado el 15 de Agosto del 2001.  
 Publicado (on-line) 15 de Septiembre del 2001.  
<http://www.auditio.com/revista>
- Contacto con el autor: Franz Zenker. Clínica Barajas. C/ Pérez de Rozas 8. 38004 Santa Cruz de Tenerife. Islas Canarias. España. Tel: +34 922 275488 Fax: +34 922 270364 E-mail: [zenker@clinicabarajas.com](mailto:zenker@clinicabarajas.com)
- Para citar este artículo:
- Zenker, F. Medidas en oído real mediante sonda microfónica. Definición y aplicaciones. [en línea]. *Auditio: Revista electrónica de audiolgía*. 15 Septiembre 2001, vol. 1(1), pp. 10-15. <<http://www.auditio.com/revista/pdf/vol1/1/040101.pdf>>