

## ESTIMULACIÓN COMBINADA DE OTOEMISIONES ACÚSTICAS POR VÍA AÉREA Y VÍA ÓSEA

REFERENCIA PACS: 43.64.Jb

Makram Zebian<sup>1,2</sup>; Johannes Hensel<sup>1</sup>; Thomas Fedtke<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Physikalisch-Technische Bundesanstalt  
Bundesallee 100  
D-38116, Alemania

<sup>2</sup>International Graduate School of Metrology  
Hans-Sommer-Str. 66  
D-38106, Alemania

Tel.: +49 531 592 1435  
Fax: +49 531 592 69 1435  
E-mail: makram.a.zebian@ptb.de

### ABSTRACT

Distortion-product otoacoustic emissions (DPOAE) provide an attractive method to assess the cochlear function, especially for non-cooperative persons (e.g. babies). These emissions are commonly evoked with two pure tones presented by miniature loudspeakers embedded in a DPOAE probe. However, due to standing waves at the resonance frequencies of the ear canal, considerable calibration errors arise that might even result in suppressing the DPOAE. In this study, a combined stimulation is introduced, with one tone presented by a probe loudspeaker and the other by a bone vibrator placed on the mastoid of the test subject. This procedure was investigated in a pilot study and produced measurable DPOAEs. The applicability as well as the practical limitations of this combined stimulation are discussed.

### RESUMEN

Las otoemisiones acústicas por productos de distorsión (DPOAE) constituyen un método atractivo para evaluar la función coclear, especialmente para personas no cooperativas (p. ej. bebés). Estas emisiones son habitualmente evocadas con dos tonos puros presentados por dos altavoces diminutos integrados en una sonda DPOAE. Sin embargo, debido a ondas estacionarias en las frecuencias de resonancia del conducto auditivo externo, surgen considerables errores de calibración que pueden provocar la supresión de la DPOAE. En este estudio se introduce una estimulación combinada, en la que un tono se presenta por un altavoz de la sonda y el segundo estímulo se aplica mediante un vibrador óseo colocado sobre el mastoides del sujeto de prueba. Se investigó este procedimiento en un estudio piloto que resultó en la medición de DPOAEs. Se discuten la aplicabilidad así como las limitaciones prácticas de dicha estimulación combinada.

## INTRODUCCIÓN

La pérdida auditiva puede tener efectos adversos sobre el desarrollo de la comunicación así como el desempeño académico del ser humano. Por consiguiente, es imprescindible que las deficiencias auditivas se detecten lo antes posible para mitigar los impactos negativos de los trastornos de la audición. Varias pruebas de audiometría (tanto subjetivas como objetivas) se pueden realizar para evaluar el nivel de la pérdida auditiva.

Mientras los métodos subjetivos requieren la colaboración del sujeto de prueba (p. ej. pulsar un botón al oír un estímulo), las pruebas objetivas se pueden efectuar sin ninguna cooperación del sujeto. Por tanto, las pruebas objetivas son útiles cuando se analiza la audición de pacientes no cooperativos, por ejemplo bebés recién nacidos y/o niños pequeños. Una prueba objetiva con la que se puede analizar la función del oído interno (cóclea) es la realizada con las otoemisiones acústicas (OEA, también OAE<sup>1</sup> por sus siglas en inglés).

Las OAEs son sonidos fisiológicos de baja intensidad producidos por las células ciliadas externas (*outer hair cells*) de la cóclea humana [6]. Estas emisiones resultan tanto espontáneas (OAE espontánea) como en respuestas a estímulos acústicos (OAE evocada) y su presencia indica un oído interno sano. Las otoemisiones acústicas por productos de distorsión (*distortion-product otoacoustic emissions*: DPOAE) – medidas por un micrófono diminuto en una pequeña sonda (llamada sonda DPOAE) situada en el canal auditivo – representan una clase de las OAEs evocadas.

Las DPOAEs se generan como un subproducto del proceso de la amplificación coclear en respuesta a la estimulación por dos tonos puros, cuyas frecuencias se relacionan entre sí de la siguiente manera:  $f_2/f_1 = 1,2$ . Ambos tonos son habitualmente presentados por la vía aérea (*air conduction*: AC) mediante los dos altavoces diminutos situados en la sonda DPOAE. Sin embargo, las DPOAEs exhiben un nivel bajo de la presión sonora (*sound pressure level*: SPL) que es fuertemente dependiente de la relación entre los niveles de los estímulos  $L_1(f_1)$  y  $L_2(f_2)$  [5]. El producto cúbico de distorsión DP corresponde a la DPOAE más prominente y se puede medir a la frecuencia  $f_{DP} = 2f_1 - f_2$  por el micrófono de la sonda como  $L_{DP}(f_{DP})$ .

La fiabilidad de las pruebas de OAEs no ha sido adecuada hasta ahora, debido al hecho de que existen errores de calibración de la sonda, lo que puede causar la supresión de DPOAEs a pesar de una función coclear sana. Por ejemplo, las ondas estacionarias (*standing waves*), instigadas en el canal auditivo, dan como resultado una desviación entre el SPL medido por el micrófono de la sonda y el SPL cerca de la membrana timpánica [2, 8]. Por otra parte, las ondas evanescentes (*evanescent waves*) dan lugar a una sobreestimación del SPL medido por la sonda [1], ya que la fuente sonora (altavoz de la sonda) está muy cerca del receptor de sonido (micrófono de la sonda). Estos errores persistentes nos han llevado a analizar estimulaciones diferentes de DPOAEs.

Una alternativa, hasta ahora menos investigada, es la estimulación de DPOAEs por la vía ósea (*bone conduction*: BC). Una de las ventajas de BC se encuentra en la estimulación directa de la cóclea por un vibrador óseo colocado detrás de la oreja, sin pasar a través del canal auditivo y los huesecillos del oído medio. Por lo tanto, el estímulo BC se transfiere a la cóclea sin los problemas de ondas estacionarias causadas por la reflexión en la membrana timpánica. Por otra parte, la separación del micrófono de la sonda (situado a la entrada del conducto auditivo externo) y el vibrador óseo (aplicado sobre el mastoideo) omite los errores causados por las ondas evanescentes.

La estimulación de DPOAEs por la vía ósea se ha investigado en pocos estudios previos [7, 10], pero todavía no ha demostrado ser un procedimiento práctico para el uso clínico.

---

<sup>1</sup> Otoacoustic Emissions

Colocar dos vibradores óseos sobre un mastoides es poco práctico y la aplicación contralateral del segundo tono exige la toma de algunos datos adicionales como la atenuación interaural entre ambos oídos internos, haciendo que la calibración de los estímulos sea menos exacta. Este dilema dio lugar a un nuevo enfoque y así surgió nuestra idea de combinar un procedimiento tanto en la vía aérea como en la vía ósea.

En este estudio se investiga la estimulación combinada de DPOAEs a través de ambas conducciones dominantes (AC y BC), en la que un estímulo se presenta por un altavoz de la sonda DPOAE y el otro estímulo se aplica mediante un vibrador óseo colocado sobre el mastoides ipsilateral del sujeto de prueba. La idea central es evaluar la viabilidad de este procedimiento al tener DPOAEs medibles. Se miden DPgramas ( $L_{DP}$  sobre  $f_2$ ) y IOgramas (*Input/Output functions*:  $L_{DP}$  sobre  $L_2$ ) y se discuten las ventajas de este procedimiento.

### MATERIAL Y MÉTODO

Cuatro sujetos de prueba (SP: 2 femeninos, 2 masculinos) entre 24 y 37 años participaron en este estudio piloto para investigar la estimulación combinada de DPOAEs. El único criterio para escoger los sujetos de prueba fue la presencia de DPOAEs “convencionales” (a través de la estimulación AC) por el sistema comercial HearID (de *Mimosa Acoustics*) para la medición de las otoemisiones acústicas. El oído izquierdo fue elegido arbitrariamente en todas las pruebas.

Para la estimulación combinada de DPOAEs, las mediciones fueron realizadas por un entorno controlado mediante el programa MATLAB como se muestra en la figura 1. El atenuador programable (*g.tec medical engineering*) de dos canales fue conectado con una tarjeta de sonido externa (*Terratec Phase 26 USB*) y permitió la regulación de los niveles de estímulo para las señales AC y BC, simultáneamente.

El estímulo AC fue presentado por la sonda DPOAE (*Etymotic Research ER-10C*) y el estímulo BC fue aplicado por el vibrador óseo (*Radioear B-71*). El nivel  $L_{DP}$  de la distorsión del producto cúbico se midió en dB SPL (re 20  $\mu$ Pa) por el micrófono de la sonda DPOAE situada dentro del canal auditivo ipsilateral.

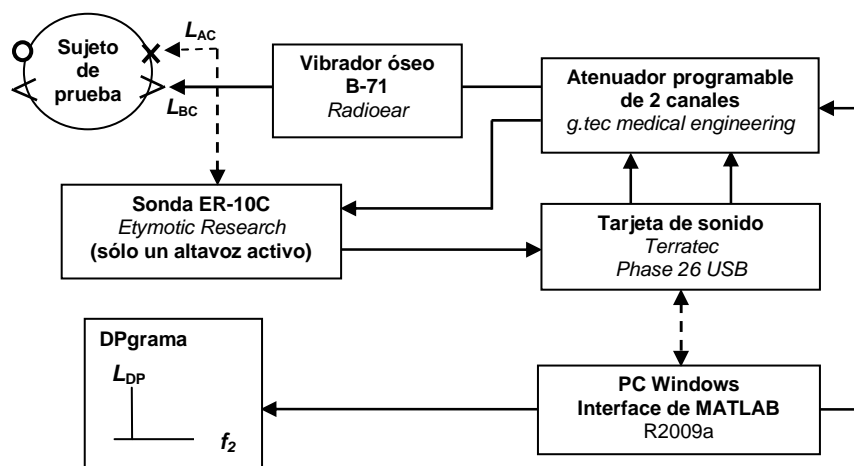


Figura 1. Instrumentación para medir DPgramas, es decir, el nivel de presión sonora de la distorsión del producto cúbico  $L_{DP}$  en dB SPL (re 20  $\mu$ Pa) sobre la frecuencia de estímulo  $f_2$ . El oído izquierdo se anota con el símbolo (>) para la vía ósea y con (x) para la vía aérea. La configuración fue controlada por el PC y el atenuador programable controlaba el nivel de los estímulos  $L_{AC}$  y  $L_{BC}$ .

Los estímulos por AC fueron calibrados en el simulador de oído (tipo 4157 *Brüel & Kjaer*) en dB SPL (re 20  $\mu$ Pa), ver [3]. Los estímulos por BC fueron calibrados en dB HL (*hearing level*) según el procedimiento previsto en [9], sin embargo tomando los umbrales de audición de referencia RETVFL (*reference equivalent threshold vibratory force level*) obtenidos sin el enmascaramiento contralateral (del oído opuesto), cf. [10].

Para cada sujeto de prueba, se realizaron dos experimentos con las configuraciones mostradas en la tabla 1.

Experimento 1:

El estímulo  $f_1$  se presenta por un altavoz de la sonda DPOAE como  $L_{AC}(f_1)$ , mientras que el estímulo  $f_2$  se presenta por el vibrador óseo como  $L_{BC}(f_2)$ . Así se registraron DPgramas y IOgramas.

Experimento 2:

El estímulo  $f_2$  se presenta por un altavoz de la sonda DPOAE como  $L_{AC}(f_2)$ , mientras que el estímulo  $f_1$  se presenta por el vibrador óseo como  $L_{BC}(f_1)$ . Del mismo modo, se registraron DPgramas y IOgramas para esta configuración de estímulos.

Niveles de estímulo	Experimento 1	Experimento 2
	$L_1(f_1)$ por AC y $L_2(f_2)$ por BC	$L_1(f_1)$ por BC y $L_2(f_2)$ por AC
DPgramas: $L_1(f_1) =$ $L_2(f_2) =$	$L_{AC}(f_1) = 65$ dB SPL $L_{BC}(f_2) = 65$ dB HL	$L_{BC}(f_1) = 65$ dB HL $L_{AC}(f_2) = 65$ dB SPL
IOgramas: $L_1(f_1) =$ $L_2(f_2) =$	$L_{AC}(f_1) = 65$ dB SPL $L_{BC}(f_2) = 42 \dots 66$ dB HL	$L_{BC}(f_1) = 65$ dB HL $L_{AC}(f_2) = 42 \dots 66$ dB SPL

**Tabla 1. Visión general de los niveles de estímulo  $L_1(f_1)$  y  $L_2(f_2)$  aplicados en ambos experimentos para medir DPgramas y IOgramas. Los niveles de estímulo  $L_{AC}$  y  $L_{BC}$  son los aplicados por la vía aérea y la vía ósea, respectivamente.**

En cada experimento, se registraron DPgramas para las frecuencias de estímulo  $f_2 = 1$  kHz, 2 kHz, y 4 kHz con los niveles de estímulo  $L_{AC} = 65$  dB SPL y  $L_{BC} = 65$  dB HL. Los IOgramas fueron medidos para la frecuencia  $f_2 = 1$  kHz con  $L_1 = 65$  dB (SPL y HL, respectivamente) y  $L_2$  variando desde 42 hasta 66 dB (HL y SPL, respectivamente) en pasos de 4 dB. Un DP se detectó con certeza con una mínima relación de señal a ruido (*signal-to-noise ratio*) de 6 dB.

**RESULTADOS Y DISCUSIÓN**

Experimento 1:

En este experimento, el estímulo  $f_1$  se presenta a través de AC y el estímulo  $f_2$  a través de BC. Los DPgramas y IOgramas correspondientes se ven en la figura 2. Cada símbolo denota un sujeto de prueba  $SP_i$  ( $i = 1 \dots 4$ ). Estos símbolos son consistentes en todas las gráficas representadas en esta sección. La falta de una DPOAE se indica por la omisión del punto de datos correspondiente.

El panel superior de la figura 2 muestra las respuestas DPOAE de los cuatro sujetos a los estímulos  $L_{AC}(f_1) = 65$  dB SPL y  $L_{BC}(f_2) = 65$  dB HL emitidos por la vía aérea y la vía ósea, respectivamente. La magnitud de las emisiones del producto cúbico de distorsión ( $L_{DP}$  en dB SPL) se representa gráficamente como una función de la frecuencia  $f_2$  en forma de DPgramas. Para la frecuencia  $f_2 = 1$  kHz, las DPOAEs fueron capturadas por todos los sujetos. Sin embargo, se registraron las DPOAEs de sólo tres sujetos ( $SP_2$ ,  $SP_3$ ,  $SP_4$ ) para la frecuencia de estímulo  $f_2 = 2$  kHz y de dos sujetos ( $SP_1$ ,  $SP_3$ ) para  $f_2 = 4$  kHz.

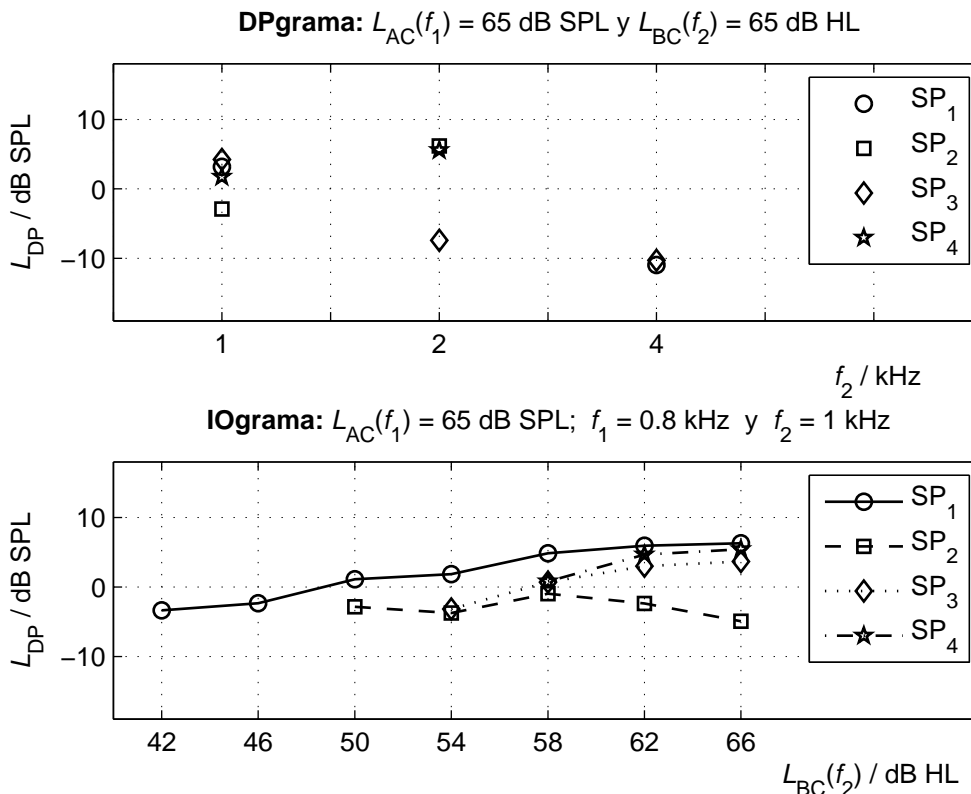


Figura 2. DPgramas y IOgramas obtenidos por la configuración del experimento 1 para los cuatro sujetos de prueba:  $SP_1$  (o),  $SP_2$  (□),  $SP_3$  (◊),  $SP_4$  (\*). Panel superior: DPgramas registrados para las frecuencias de estímulo  $f_2 = 1$  kHz, 2 kHz y 4 kHz con los niveles de estímulo  $L_{AC}(f_1) = 65$  dB SPL y  $L_{BC}(f_2) = 65$  dB HL. Panel inferior: IOgramas registrados para las frecuencias de estímulo  $f_1 = 0,8$  kHz y  $f_2 = 1$  kHz con los niveles  $L_{AC}(f_1) = 65$  dB SPL y  $L_{BC}(f_2)$  variando desde 42 hasta 66 dB HL en pasos de 4 dB.

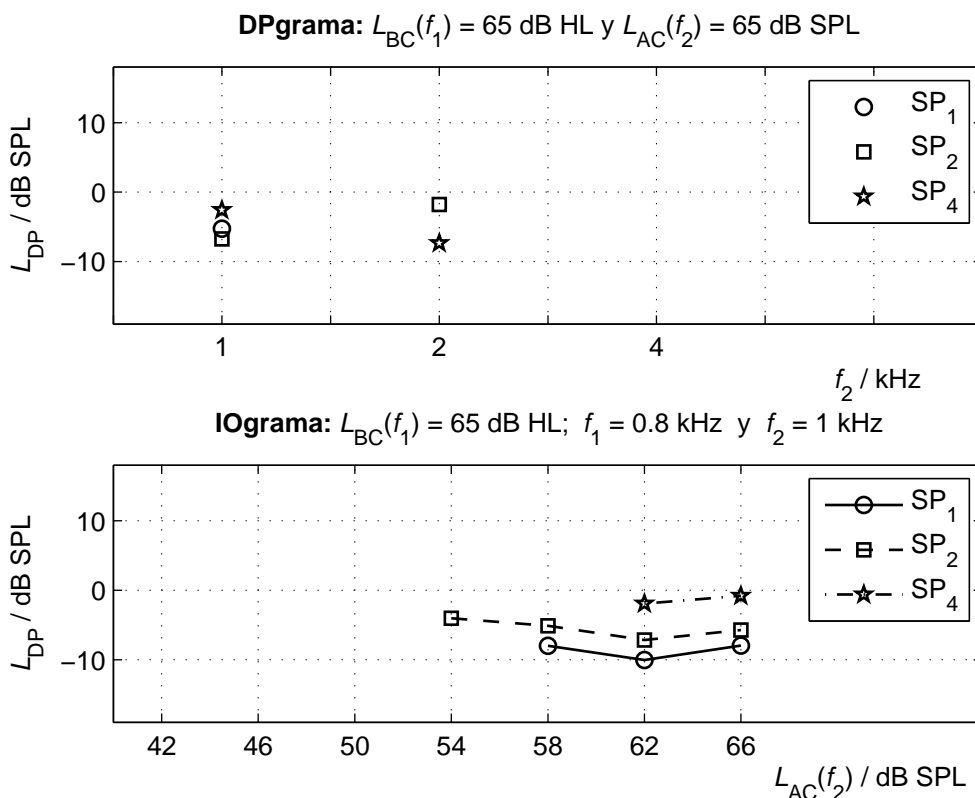
Los IOgramas obtenidos para la frecuencia de estímulo  $f_2 = 1$  kHz para los cuatro sujetos de prueba se ven en el panel inferior de la figura 2. En esta gráfica, el eje horizontal muestra la magnitud del estímulo  $f_2$ , es decir,  $L_{BC}(f_2)$  de 42 dB HL a 66 dB HL en pasos de 4 dB y el eje vertical es la magnitud de la emisión  $L_{DP}$  (en dB SPL). Para cada IOgrama, tanto el nivel de estímulo  $L_{AC}(f_1) = 65$  dB SPL como las frecuencias de estímulo  $f_2 = 1$  kHz,  $f_1 = (f_2/1,2) = 0,8$  kHz se mantuvieron constantes.

La curva del sujeto  $SP_1$  muestra un comportamiento esperado de IOgramas como una curva monótona creciente de  $L_{BC} = 42$  dB HL hasta aproximadamente 58 dB HL donde la saturación tiene lugar. Un comportamiento similar se observa también para los sujetos  $SP_3$  y  $SP_4$  empezando, sin embargo, a un nivel de estímulo más alto ( $L_{BC} = 54$  dB HL). Para el sujeto  $SP_2$  ocurrió una fluctuación en el IOgrama sin un punto claro de saturación.

Experimento 2:

En el siguiente experimento, los estímulos fueron intercambiados, aplicando el estímulo  $f_1$  a través de BC y el estímulo  $f_2$  a través de AC, es decir,  $L_{BC}(f_1)$  y  $L_{AC}(f_2)$ .

El panel superior de la figura 3 muestra los DPgramas obtenidos como respuestas a los estímulos  $L_{BC}(f_1) = 65$  dB HL y  $L_{AC}(f_2) = 65$  dB SPL presentados por la vía ósea y la vía aérea, respectivamente. Las DPOAEs se detectaron para la frecuencia de estímulo  $f_2 = 1$  kHz para tres sujetos de prueba ( $SP_1$ ,  $SP_2$ ,  $SP_4$ ). Para  $f_2 = 2$  kHz, se obtuvieron DPOAEs mensurables para dos sujetos ( $SP_2$ ,  $SP_4$ ), mientras que no se registró ninguna DPOAE para  $f_2 = 4$  kHz con los niveles de estímulo establecidos.



**Figura 3.** DPgramas y IOgramas obtenidos por la configuración del experimento 2 para los mismos sujetos de prueba. Panel superior: DPgramas registrados para las frecuencias de estímulo  $f_2 = 1$  kHz, 2 kHz y 4 kHz por los niveles de estímulo  $L_{BC}(f_1) = 65$  dB HL y  $L_{AC}(f_2) = 65$  dB SPL. Panel inferior: IOgramas registrados para las frecuencias de estímulo  $f_1 = 0,8$  kHz y  $f_2 = 1$  kHz con los niveles  $L_{BC}(f_1) = 65$  dB HL y  $L_{AC}(f_2)$  variando desde 42 dB SPL hasta 66 dB SPL en pasos de 4 dB.

En el panel inferior de la figura 3 se pueden ver los IOgramas obtenidos de los mismos sujetos para la frecuencia de estímulo  $f_2 = 1$  kHz. En este caso, se fijó  $L_{BC}(f_1) = 65$  dB HL, mientras que  $L_{AC}(f_2)$  fue aumentado de 42 dB SPL a 66 dB SPL en pasos de 4 dB. Al igual que en la figura anterior, la magnitud de la emisión  $L_{DP}$  se representa frente a la magnitud del estímulo  $f_2$ , así  $L_{AC}(f_2)$ .

En esta configuración (experimento 2), sólo pudieron registrarse los IOgramas para tres sujetos de prueba ( $SP_1$ ,  $SP_2$ ,  $SP_4$ ), sin embargo, a partir de un nivel de estímulo  $L_{AC}(f_2) = 54$  dB SPL y, en consecuencia, no se observaron las características comunes de IOgramas como aquellas del panel inferior de la figura 2.



En ambos experimentos, la falta de una DPOAE en algunas frecuencias y su presencia en otras deben ser interpretadas con cuidado, teniendo en cuenta que hasta el momento no existen paradigmas para esta estimulación combinada. En este estudio, los niveles de estímulo se ajustaron apoyándose en las experiencias de [10] y después de haber realizado pruebas preliminares con varios niveles de estímulo. La presencia de DPOAEs en el experimento 1 y su ausencia en el experimento 2 (como es el caso por SP<sub>3</sub>) indican que los estímulos presentados a la cóclea exhibieron una relación pobre después de haberse intercambiado las señales, lo que causó la desaparición de DPOAEs mensurables para este sujeto de prueba.

Por otra parte, las curvas de referencia (RETVFL) obtenidas en [9] se basan en datos medios, es decir, los datos medios de un grupo de sujetos de prueba con una audición normal según la norma ISO 389-9 [4]. Estas curvas promedias pueden variar de las curvas individuales, haciendo que la calibración de los estímulos en dB HL sea menos precisa para un sujeto de prueba individual.

Lo que también es evidente es que los niveles de estímulo en la configuración del experimento 2 no se ajustaron adecuadamente: no se ve el aumento y la saturación del nivel de DP en los IOgramas. Además, en cada DPgrama, la magnitud de la emisión  $L_{DP}$  en la primera configuración de estímulos (experimento 1, figura 2) fue mayor que en la segunda configuración (experimento 2, figura 3).

En particular, el sujeto de prueba SP<sub>2</sub> tenía casi idénticos niveles  $L_{DP}$  ( $\approx -5$  dB SPL) en ambos IOgramas a los niveles de estimulación más altos (compárese  $L_{DP}$  correspondiente a  $L_{BC}(f_2) = 66$  dB HL en la figura 2 con  $L_{DP}$  correspondiente a  $L_{AC}(f_2) = 66$  dB SPL en la figura 3).

La posibilidad de intercambiar las señales y repetir la medición en la misma posición *in-situ* de la sonda podría constituir una herramienta para evaluar la calibración de los niveles de estímulo en la cóclea. Sin embargo, sería necesario el conocimiento de los umbrales de audición de referencia por la sonda ER-10C, lo que permitiría la calibración de los estímulos AC en dB HL. Ajustar los estímulos en dB HL allanaría el camino para una comparación más justa del nivel de DP en los dos experimentos. Esto, no obstante, requiere más investigaciones.

## CONCLUSIÓN

Este estudio supone un primer paso hacia la investigación de la aplicabilidad de una estimulación combinada de DPOAEs por la vía aérea y la vía ósea. Esta estimulación combinada por AC/BC no se había aplicado antes en la evocación de DPOAEs y por eso ya no están presentes las experiencias en cuanto a qué relación es la más adecuada entre los niveles de estímulo. A pesar de la falta de un paradigma determinado para ajustar los estímulos, se verificó que este método se aplica para evocar las otoemisiones acústicas.

## ABREVIACIONES

AC	air conduction
BC	bone conduction
DP	cubic distortion product
DPOAE	distortion-product otoacoustic emissions
HL	hearing level
OAE	otoacoustic emissions
OEA	otoemisiones acústicas
RETVFL	reference equivalent threshold vibratory force level
SP	sujeto de prueba
SPL	sound pressure level

## AGRADECIMIENTOS

Los autores desean dar las gracias expresamente a Luis Miguel Rodríguez Moreno, Nuria Fernández Cuesta, Alicia Guevara Hernández, Sarah y Nadine Zebian, Gabriele Froetel y Mariola Santos por sus valiosos comentarios sobre este trabajo.

## BIBLIOGRAFÍA

- [1] Brass, D., Locke, A. (1997). "The effect of the evanescent wave upon acoustic measurements in the human ear canal", J. Acoust. Soc. Am. 101, 2164-2175.
- [2] Dreisbach, L. E., Siegel, J. H. (2001). "Distortion-product otoacoustic emissions measured at high frequencies in humans", J. Acoust. Soc. Am. 110, 2456-2469.
- [3] IEC 60318-4 (2010). "Electroacoustics – Simulators of human head and ear – Part 4: Occluded-ear simulator for the measurement of earphones coupled to the ear by ear inserts".
- [4] ISO 389-9 (2009). "Acoustics – Reference zero for the calibration of audiometric equipment – Part 9: Preferred test conditions for the determination of reference hearing threshold levels".
- [5] Johnson, T. A., Neely, S. T., Garner, C. A., Gorga, M. P. (2006). "Influence of primary-level and primary-frequency ratios on human distortion-product otoacoustic emissions", J. Acoust. Soc. Am. 119, 418-428.
- [6] Kemp, D. T. (1978). "Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system", J. Acoust. Soc. Am. 64, 1386-1391.
- [7] Purcell, D., Kunov, H., Madsen, P., Cleghorn, W. (1998). "Distortion Product Otoacoustic Emissions Stimulated Through Bone Conduction", Ear Hear. 19, 362-370.
- [8] Siegel, J. H., Hirohata, E. T. (1994). "Sound calibration and distortion product otoacoustic emissions at high frequencies", Hear. Res. 80, 146-152.
- [9] Zebian, M., Jenderka, K. V., Fedtke, T., Hensel, J. (2010). "Ein effizientes Vertäubungsverfahren zur Bestimmung von Knochenleitungs-Bezugshörschwellen / An efficient masking procedure for determining reference bone-conduction hearing thresholds", Audiological Acoustics 49 (2), 52-60.
- [10] Zebian, M., Hensel, J., Fedtke, T. (2010). "Untersuchungen zur Knochenleitungs-Stimulation von otoakustischen Distorsionsprodukten", 36. Deutsche Jahrestagung für Akustik DAGA, Berlin, 77-78.