

# **Desarrollo de un equipo para evaluación de capacidad auditiva basado en Emisiones Otoacústicas (OAE).**

García Pablo A.<sup>(1)</sup>, Spinelli Enrique M.<sup>(2)</sup>, Guaraglia Dardo O.<sup>(1)</sup>, Daffunchio Martín<sup>(2)</sup>,  
Bonti Horacio<sup>(3)</sup>, Velis Ariel<sup>(3)</sup>, Berreta Ricardo<sup>(1)</sup>

(1). Grupo de Innovación y Desarrollo Electrónico para la Transferencia de Tecnología (GITEC), Facultad de Ingeniería. Universidad Nacional de La Plata.

(2). Asesores externos.

(3). Ladie Audiología.

Correo electrónico: [pagarcia@ing.unlp.edu.ar](mailto:pagarcia@ing.unlp.edu.ar)

**Palabra clave:** emisiones otoacústicas, otoemisiones, hipoacusia.

## **INTRODUCCIÓN**

En este trabajo se presenta uno de los últimos desarrollos transferidos desde la UID Gitec. El mismo consiste en el desarrollo de un equipo para evaluar la capacidad auditiva basado en emisiones otoacústicas (OAE). Estos equipos permiten evaluar la capacidad auditiva de un sujeto en forma objetiva, es decir, sin requerir respuestas por parte del paciente. Estas técnicas permiten detectar problemas de audición en pocos minutos con sólo introducir una sonda en el canal auditivo. La utilización de OAE es relativamente reciente y su campo de aplicación se concentra principalmente en neonatos para la detección temprana de hipoacusias. En nuestro país, a partir de la promulgación en el año 2001 de la ley 25415 del Programa Nacional de detección de Hipoacusia se ha incluido dentro del plan de estudios a realizar a los recién nacidos.

El presente desarrollo surgió a requerimiento de una empresa del ámbito local que desarrolla y produce tecnología médica para audiología desde hace más de 30 años (LADIE: Laboratorio de Aplicación y Desarrollo de Instrumental Electrónico). El principal objetivo es sustituir la importación de este tipo de equipamiento (de origen europeo o norteamericano), lo que trae aparejado un muy alto costo de inversión inicial y mantenimiento, como así también demoras en las reparaciones y mantenimiento de los mismos.

Por otra parte, este proyecto ha sido aprobado por el FONTAR (Fondo Tecnológico Argentino -Ministerio de Ciencia, Tecnología e Innovación Productiva - Agencia Nacional de promoción Científica y Tecnológica).

## **DESARROLLO.**

A continuación se presenta el desarrollo del equipamiento en el mismo orden en el cual fue evolucionando el trabajo.

### **Breve descripción del Sistema Auditivo.**

El sistema auditivo percibe los sonidos producidos en el exterior y los transforma en impulsos eléctricos que son enviados al cerebro a través del nervio auditivo (Figura 1). Este complejo proceso se desarrolla en varias etapas. La presión sonora ingresa por el canal auditivo hasta llegar al tímpano, donde se transforma en una vibración mecánica. Esta vibración se transmite a través de los osículos (martillo, yunque y estribo) hacia la cóclea ó caracol. Es en la cóclea donde las vibraciones se convierten en impulsos eléctricos que llegarán al cerebro a través del nervio auditivo.

A partir de las vibraciones impuestas por el estribo en la ventana oval, se genera una onda viajera en el líquido que contiene la cóclea. Dentro de ésta se encuentra la membrana basilar donde se distribuyen células ciliadas. El movimiento de la membrana basilar se

transfiere a estas células generando los impulsos eléctricos que serán transmitidos al cerebro. La membrana basilar es una estructura cuyo espesor y rigidez no es constante: cerca de la ventana oval, la membrana es gruesa y rígida, pero a medida que se acerca hacia el extremo de la cóclea (helicotrema) se vuelve más delgada y flexible. De este modo, las altas frecuencias excitarán fundamentalmente la primera parte, cercana a la ventana oval, mientras que los efectos de las bajas frecuencias se concentrarán hacia el extremo de la cóclea. Como cada zona de la cóclea está asociada a una banda de frecuencias en particular, se suele decir que este órgano oficia de “analyzer de espectro”. Los desplazamientos de las células ciliadas correspondientes a cada zona son codificados como impulsos eléctricos y transmitidos al cerebro que recibe esta información a través del nervio auditivo.

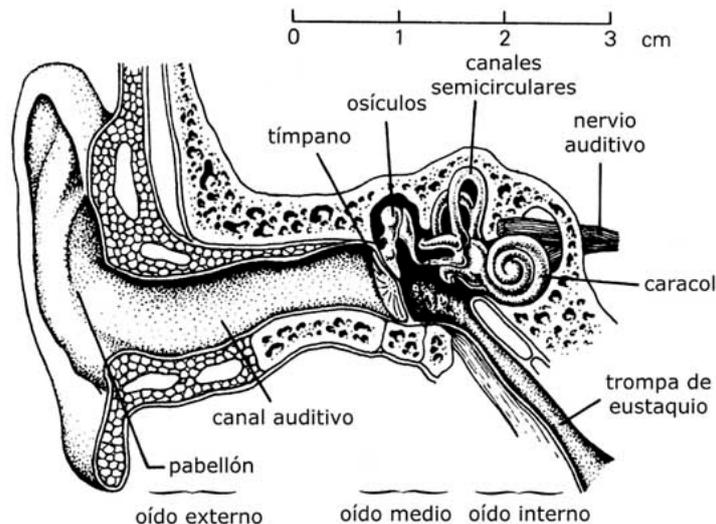


Figura 1. Corte del Sistema Auditivo

### Otoemisiones acústicas.

En 1978 Kemp observó experimentalmente un fenómeno curioso y en cierta manera recíproco al anterior: las células ciliadas de un oído sano presentan también la capacidad de moverse espontáneamente y de generar sonidos factibles de ser captados en el canal auditivo [1]. Es decir, las células ciliadas se mueven espontáneamente, este movimiento se transmite al líquido coclear y por medio de éste, a los oscículos que imprimen una vibración en el tímpano. Finalmente, este último produce una presión acústica en el conducto auditivo, que puede captarse utilizando un micrófono. Este fenómeno recibe el nombre de emisión otoacústica (OAE: Oto-Acoustic Emission).

Las OAEs son un fenómeno natural y su observación fue el punto de partida de diversas técnicas de diagnóstico que permiten determinar la capacidad auditiva de una persona. A partir de este descubrimiento, varias firmas audiológicas tal como Grason-Stadler y OtoDynamics (dirigida por el Dr. Kemp), entre otras, comenzaron a producir instrumentos basados en OAE.

### DETERMINACIÓN DE LA CAPACIDAD AUDITIVA MEDIANTE OAE.

Existen varias formas de poner de manifiesto este tipo de emisiones, las cuales suelen asociarse a distintos tipos de OAE. Las más utilizadas son las emisiones otoacústicas espontáneas (SOAE: Spontaneous Otoacoustic Emissions), las emisiones otoacústicas evocadas transitorias (TEOAE: Transient Evoked Otoacoustic Emissions) y las emisiones otoacústicas por producto de distorsión (DPOAE: Distortion Product Otoacoustic Emission). Cada uno de los tipos de OAE da origen a distintas técnicas de medida y de diagnóstico.

Para captar las OAE se introduce en el canal auditivo una sonda que se instala en forma hermética. Esta sonda posee un conducto que se conecta a un micrófono que capta las OAE y uno o dos conductos adicionales que se utilizan para inyectar estímulos auditivos.

### **-SOAE: Spontaneous Otoacoustic Emissions**

Este es el tipo de OAE que observó Kemp en 1978. Se trata de señales de muy bajo nivel (-10 a 15 dB SPL) con frecuencias entre 1 y 4 kHz, las cuales se generan espontáneamente en la cóclea sin aplicar estímulo alguno. La ausencia de SOAE no es un buen indicador de pérdida de audición, dado que este tipo de OAE se observa en aproximadamente el 50% de la población. Esto, sumado al bajo nivel de las señales a capturar, que las hace muy vulnerables al ruido ambiente, lleva a que las SPOAE no se utilicen habitualmente en equipos de diagnóstico.

### **-TEOAE: Transient Evoked Otoacoustic Emissions**

Las TEOAE se producen en respuesta a un estímulo de corta duración. El procedimiento para observar TEOAEs consiste en aplicar estímulos auditivos, en general “clicks” o tonos pulsados con duraciones de aproximadamente 100 $\mu$ s y amplitudes del orden de 40 dB SPL. En forma sincronizada con estos estímulos se registran las OAE captadas mediante el micrófono y luego, mediante técnicas de promediación estadística, similares a las utilizadas en ABR (Auditory Brainstem Response), se estiman las señales de OAE. Las TEOAE presentan componentes de hasta unos 5kHz.

### **-DPOAE: Distortion Product Otoacoustic Emission**

El método de DPOAE es posiblemente la técnica más difundida actualmente para estudios diagnósticos. Estas OAE se producen por un proceso no-lineal activo que ocurre en la cóclea. Se trata de OAE evocadas, es decir, resultan de una respuesta a un estímulo. En este caso, el estímulo consiste en la combinación lineal de dos tonos.

Debido a la característica no-lineal de la cóclea, al aplicar dos tonos de frecuencias  $f_1$  y  $f_2$ , las OAE evocadas presentaran componentes en las frecuencias  $f_{DP}$  que verifiquen:

$$f_{DP, n, m} = n \cdot f_1 + m \cdot f_2 \quad n, m \text{ enteros,} \quad (1)$$

Estas OAE se denominan *productos de distorsión* (DPOAE). Si bien estas OAE se producen en todas aquellas frecuencias que verifiquen (1), la de mayor amplitud [2] y la más utilizada es el producto de distorsión cúbico dado por:

$$f_{DP} = 2 \cdot f_1 - f_2 \quad (2)$$

Este producto de distorsión es el más robusto y estable en el tiempo [2]. Además, experimentalmente se encontró que el producto cúbico de distorsión es máximo si las frecuencias de los tonos verifican:

$$f_2 = 1.2f_1 \quad (3)$$

Las DPOAE se producen en el rango de 1 a 6 kHz y es usual realizar los estudios en 2, 3 y 4 kHz. La amplitud de estas OAE crece con la amplitud de las señales primarias inyectadas  $f_1$ ,  $f_2$  y por eso es deseable utilizar la mayor amplitud posible; aunque hay algunas restricciones que deben cumplirse. Si la amplitud de las primarias supera los 75 dB SPL pueden observarse DPOAE que resultan de reflexiones en la membrana basilar y no son útiles para determinar la capacidad auditiva del paciente [3] [4]. Por lo tanto, en general, se utilizan amplitudes primarias  $f_1$ ,  $f_2$  entre 60 y 70dB SPL.

Antes de comenzar el estudio propiamente dicho se aplican los estímulos  $f_1$ ,  $f_2$  en el canal auditivo y se verifica, mediante el micrófono, que el nivel de éstas sea el deseado. De no ser así se modifica la amplitud de los tonos hasta conseguirlo. Este procedimiento permite verificar el correcto ajuste de la sonda en el canal auditivo, la presencia de cerumen o la obstrucción de los conductos de la sonda. Estas falencias se detectan porque se requiere incrementar más allá de lo habitual la potencia de  $f_1$  y  $f_2$  para conseguir el nivel nominal en el canal auditivo.

Una vez asegurado un buen ajuste de la sonda, se aplican los tonos  $f_1$ ,  $f_2$ , se adquiere la OAE mediante el micrófono y se estima su amplitud. La amplitud de las DPOAE es similar al de la SOAE, es decir entre -10 y 15dB SPL, pero por tratarse de un potencial evocado, producto de un estímulo que está disponible (las primarias  $f_1$ ,  $f_2$ ), existe una gran colección de técnicas clásicas y emergentes para rescatar las DPOAE del ruido de fondo. Tal vez, la técnica más utilizada es la transformada discreta de Fourier (DFT), pero también se están introduciendo técnicas de filtrado adaptivo lineal, no-lineal y métodos de ajuste ("fitting") [5]. Para que se considere que la OAE está presente, en general se adopta como criterio que ésta tenga una SNR (relación señal a ruido) mejor de 6 dB y una amplitud de al menos 0 dB SPL.

Según se infiere de la documentación de los instrumentos comerciales, éstos trabajan a nivel de tramo o "frame". Es decir, toman segmentos de corta duración de la señal, a partir de los cuales van obteniendo una estimación de la OAE que mejora con el número de frames acumulados. Este modo de trabajar la señal por tramos, permite rechazar aquellos que contengan artefactos o un alto nivel de ruido, los cuales corromperían la estimación de las OAE. Algunos equipos proveen información de la cantidad de frames rechazados para que el operador tome medidas. Por ejemplo, si la proporción de frames rechazados es muy alta, puede intentarse reducir el ruido ambiente o verificar la correcta colocación de la sonda.

## **DESARROLLO DEL EQUIPO DE MEDIDA**

No existe una norma ni un procedimiento preciso de las funciones de un equipo para OAE, pero si se vislumbran marcas hegemónicas que impondrán sus estrategias de medida como estándar. Por este motivo, se optó como estrategia de desarrollo, seguir los lineamientos de las marcas hegemónicas e implementar una primera versión preliminar del hardware que permita generar estímulos y adquirir las respuestas OAE. De esta forma, se implementó una primera plataforma experimental que cumpliera la funcionalidad completa de un equipo de OAE. Este prototipo permitió experimentar y adquirir la experiencia necesaria para generar las especificaciones definitivas del equipo. Por otro lado, esta primera versión permitió, a los profesionales de la fonoaudiología, comparar sus resultados con aquellos obtenidos con instrumentos de marcas reconocidas.

### **Esquema general del equipo de medida**

En la Figura 2 se presenta un diagrama en bloques de la primera versión del dispositivo de medida implementado como base de experimentación. En líneas generales, el equipo dispone de una probeta que aloja un micrófono y dos receptores (parlantes), un preamplificador de bajo ruido, una unidad de adquisición, un generador de estímulos programable y un sistema de comunicaciones que transfiere las señales capturadas a un ordenador dónde se realiza el procesamiento de las mismas.

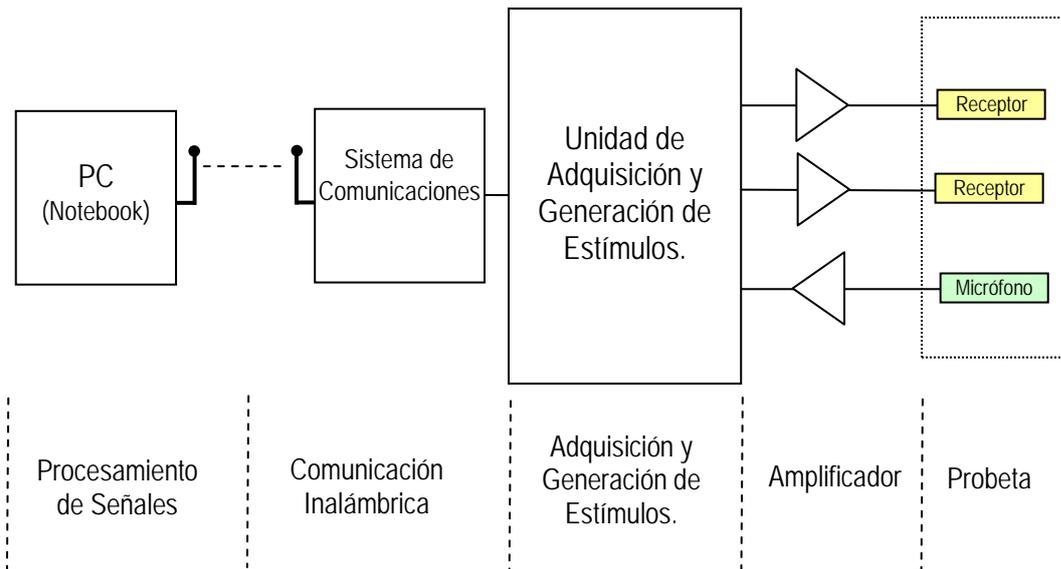


Figura 2. Diagrama en bloques de equipo de OAE.

En la Figura 3 se presentan la probeta de un equipo comercial (Grason-Stadler) y la probeta desarrollada localmente por la empresa Ladie Audiología.



Figura 3. Probetas.

En la Figura 4 se presentan fotos de algunas de las distintas versiones del equipo de OAE durante su desarrollo hasta llegar a su versión final.



Figura 3. Distintas versiones de los prototipos implementados.

## **Proceso de desarrollo del equipo de medida.**

El proceso de desarrollo del equipo fue siguiendo las siguientes etapas:

1. Búsqueda bibliográfica y estudio de las OAE [6].
2. Reuniones con fonoaudiólogos para la comprensión del estudio de OAE y para tomar conocimiento de los equipos de referencia usados en la actualidad.
3. Simulación de las no linealidades de la cóclea para estudiar las distintas técnicas que permiten rescatar los productos de distorsión generados por la misma.
4. Planteo de los requerimientos para un primer prototipo funcional.
5. Implementación del primer prototipo (Figura 3. izquierda). En el mismo, los bloques que lo conforman se implementaron de la siguiente forma:
  - Probeta: comercial marca Grason-Stadler.
  - Amplificador: Implementado con AO de gama media TLC2202.
  - Adquisición y generación de estímulos: DSP y códec de audio profesional de 24 bits.
  - Sistema de comunicaciones: puerto serie RS-232.
  - Procesamiento de señales: se utilizó un programa de matemática.
  - Fuente de alimentación: implementada con reguladores lineales a partir de una batería de 12 V.
6. Desarrollo de procedimientos para calibración de probetas.
7. Testeo por parte de un fonoaudiólogo y comparación con equipamiento de referencia.
8. Implementación de un segundo prototipo, rediseñando según observaciones del profesional en fonoaudiología. El detalle de los bloques integrantes de esta versión es el mismo que para el primer prototipo con las siguientes variantes:
  - Probeta: propia desarrollada por Ladie-audiología.
  - Sistema de comunicaciones: Inalámbrico, por medio de Bluetooth.
  - Procesamiento de señales: se desarrolló un programa a medida.
  - Fuente de alimentación: implementada con convertidores boost a partir de dos baterías AA con apagado automático (Figura 3. Centro).
9. Testeo por parte de una fonoaudióloga.
10. Implementación de un prototipo final que integra todos los bloques en una única placa de circuito impreso optimizando su tamaño (Figura 3. Derecha).
11. Testeo y contrastación por parte de dos fonoaudiólogas.

## **RESULTADOS Y DISCUSIÓN**

En la Figura 4 se presenta una captura de pantalla del software desarrollado como interfaz con el usuario del equipo de OAE. En la misma puede observarse que el equipo cuenta con todas las prestaciones de los instrumentos que en la actualidad se están utilizando para realizar este tipo de estudios.

La utilización de un sistema inalámbrico entre la probeta y la netbook es una innovación tecnológica superadora de todo lo existente en el mercado. Esto permite una mayor seguridad para el paciente y comodidad para el profesional de la fonoaudiología.

La versión final del equipo es totalmente funcional y supera ampliamente las expectativas planteadas al inicio del proyecto. Se ha transferido la información y el conocimiento al personal de la empresa de tal forma de lograr independencia y dar por finalizado el convenio.

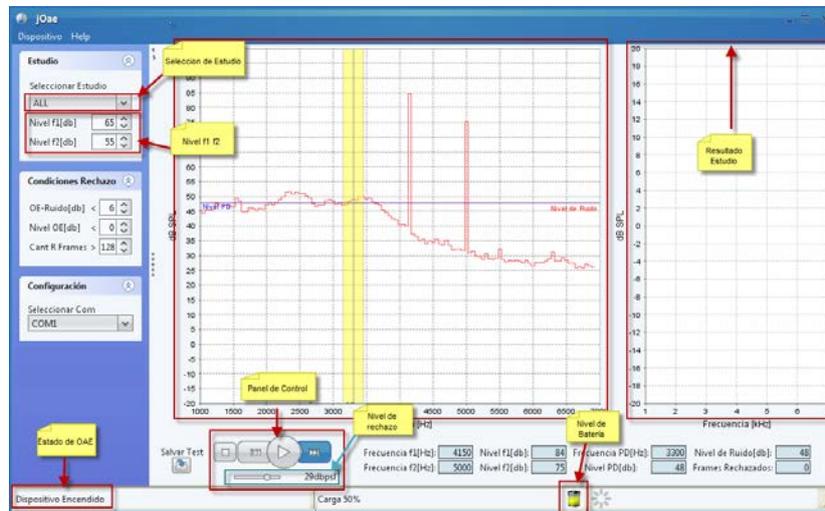


Figura 4. Captura de pantalla del software de OAE.

## CONCLUSIONES

En este trabajo se ha presentado el proceso de desarrollo de un equipo para la detección temprana de hipoacusias realizado por la UID-Gitec perteneciente a la Facultad de Ingeniería de la UNLP. El desarrollo ha sido generado como un trabajo de transferencia a pedido de una empresa del ámbito local. No se conocen desarrollos similares en América del Sur y existen muy pocas empresas en el mundo que han accedido a esta tecnología.

Este desarrollo ha potenciado la capacidad del Gitec, debido a que se han capitalizado una serie de nuevos conocimientos adquiridos durante el desarrollo del equipamiento. Este proyecto ratifica los buenos resultados obtenidos en las transferencias de tecnología realizadas por el Gitec, en cuanto a la interacción entre profesionales del ámbito privado y personal del ámbito académico.

El equipo desarrollado se encuentra en proceso de fabricación en serie para su futura comercialización. En la actualidad, se han entregado dos equipos a profesionales en fonoaudiología para pruebas y contrastes, siendo los resultados comparables a los de los equipos de referencia de origen europeo utilizados en la actualidad.

Por otra parte, el equipo en versión prototipo fue expuesto en el "I Congreso Provincial de Fonoaudiología – II Encuentro Bonaerense de los Profesionales Fonoaudiólogos" realizado en el Pasaje dardo Rocha de la Ciudad de La Plata, los días 11 y 12 de Junio del 2010.

## Referencias

- [1]. Kemp, D.T., 1978, "Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system," The Journal of the Acoustical Society of America, Vol. 64, No. 5, pp. 1386-1391.
- [2]. Craigmile P.F and King, W.M, 2004, "Periodogram based tests for distortion product otoacoustic emissions," The Journal of the Acoustical Society of America, Vol. 116, No.1, pp. 442-451.

- [3]. Kinght R.D. and Kemp, D.T, 2000, "Indications of different distortion product otoacoustic emission mechanisms from a detailed f1, f2 area study," The Journal of the Acoustical Society of America, Vol. 107, No. 1, pp. 457-473.
- [4]. Kemp, D.T, 1997, "Understanding and Using Otoacoustic Emissions," Otodynamics Ltd.
- [5]. Schwartz M. and Shaw L, 1975, "Signal Processing," McGraw Hill, ISBN 0070556628.
- [6]. Robinette, M.S. and Glatke T.J., 2007, "Otoacoustic emissions: clinical applications," Thieme Medical Publishers, Inc, New York, USA, 2007, ISBN 10:1-58890-411-3.