

Sistema para pesquisaje auditivo en recién nacidos basado en emisiones otoacústicas

Juliet Sánchez Galego

Correo electrónico:juliet.sanchez@cneuro.edu.cu

Ernesto Rodríguez Dávila

Correo electrónico:ernesto@cneuro.edu.cu

Centro de Neurociencias (CNEURO), Ciudad de La Habana, Cuba

Ángel Regueiro Gómez

Correo electrónico:regueiro@electrica.cujae.edu.cu

Instituto Superior Politécnico José Antonio Echeverría, Cujae, Ciudad de La Habana, Cuba

Resumen

La audición es uno de los cinco sentidos principales, participando en el sentido de orientación y en la comunicación de los individuos. El órgano auditivo (oídos en los vertebrados), es el encargado de percibir las ondas sonoras en la banda audible desde 20 Hz a 20 kHz. Debido al incremento de problemas audiológicos en la sociedad y al creciente interés en el país de erradicarlo desde la década del 80, la investigación propone la caracterización de un canal de entrada para pruebas audiométricas y el posterior pesquisaje auditivo en recién nacidos basado en emisiones otoacústicas, en cuanto a características de frecuencia, amplitud y linealidad, lo cual puede resultar factible y útil, pues contribuye al desarrollo de equipos de pesquisaje universal (EPU) no invasivos ya existentes en Cuba.

Palabras clave: audición, otoacústica, transductor, pesquisaje, recién nacido

Recibido: enero 2010

Aprobado: marzo 2010

INTRODUCCIÓN

Entre las enfermedades ocupacionales se encuentra la *hipoacusia*: que consiste en la pérdida de la percepción auditiva; alteración que afecta de forma especial a las personas que la padecen ya que su integración a la sociedad es muy difícil; por lo cual, adquiere en la actualidad una importancia notable, debido al aumento de su incidencia en la población cubana y al costo económico para su tratamiento.

También las alteraciones auditivas congénitas tienen serias consecuencias para la adquisición del habla y el lenguaje; así como para el desarrollo emocional e intelectual. Se ha confirmado que esto puede minimizarse, si se produce la identificación y la intervención oportuna, antes de que el niño afectado cumpla los 6 meses de edad. Los avances tecnológicos han hecho posible el examen automatizado de

la audición de los bebés. Uno de esos métodos de examen se basa en la presencia de las *emisiones otoacústicas*, sonidos que se propagan en el canal auditivo a partir del movimiento del tambor producido por las vibraciones de la cóclea, que se transmiten a través de la cadena del oído medio. Se conocen también como vibraciones *ecococleares*. Pueden surgir espontáneamente, pero lo más común es que se produzcan como respuesta a una estimulación acústica. El registro de las emisiones otoacústicas (EOA) permite explorar la función auditiva periférica con profundidad y detalle, por lo que constituye una nueva herramienta para el estudio de los trastornos auditivos. [1]

La evaluación EOA portátil es un método objetivo que mide la audición dentro de una extensión de frecuencias de sonido y representa el método más práctico para evaluar a los recién nacidos y niños pequeños porque no requiere que el niño

demuestre una reacción conductual, puede ayudar a detectar faltas de audición neurosensoriales y hacer resaltar trastornos auditivos que afecten la vía hacia el oído interno, es rápido y no duele, puede realizarlo cualquier persona con buena capacidad para la educación infantil que reciba entrenamiento para utilizar el equipo. [2] Dado que ya es conocido que de la población con oídos sanos, no todos presentan EOA, y se sabe que el hecho de que esta población no las presente es absolutamente normal; su ausencia no es signo de disfunción auditiva o de algún tipo de problema clínico. [3]

HIPOACUSIA O SORDERA: ANTECEDENTES

Hasta el renacimiento se consideró a los sordos incapaces de aprender a hablar y de ser educados. A partir del siglo XVI, algunos filósofos y educadores empezaron a reconsiderar esta teoría [4]. El oído es el órgano responsable de la audición y el equilibrio. Se divide en tres zonas: externa, media e interna. La mayor parte del oído interno está rodeada por el hueso temporal. El oído medio se encuentra situado en la cavidad timpánica llamada caja del tímpano; incluye el mecanismo responsable de la conducción de las ondas sonoras hacia el oído interno, en este también se encuentran unos huesos pequeños y móviles (huesecillos) que atraviesan el oído medio. Estos tres huesos reciben los nombres de martillo, yunque y estribo, los cuales transmiten y amplifican las vibraciones del tímpano. [5]

Morfológicamente se puede diferenciar en el oído interno la cóclea o caracol, en el adulto humano tiene una longitud de aproximadamente 34 mm, es un tubo enrollado dividido a lo largo en tres escalas: vestibular, media y timpánica. [6] Cuando la frecuencia de un tono se duplica, es decir, cuando el tono se desplaza una octava, la región de la cóclea que resuena se desplaza alrededor de 3,5 a 4 mm sin importar la altitud de los tonos. Por ejemplo, para las frecuencias de: 220 y 440 Hz, entre 1 760 y 3 520 Hz o entre 5 000 y 10 000 Hz, la posición de resonancia en la cóclea no se multiplica, simplemente se desplaza una cierta distancia; en otras palabras, es la razón entre las frecuencias y no sus diferencias lo que determina el desplazamiento de la región de resonancia en la cóclea, [7] lo cual constituye la base de detección de diversas patologías.

MATERIALES Y MÉTODOS

Para la caracterización de las emisiones otoacústicas en recién nacidos se emplea un transductor altamente especializado, el que por su importancia ha sido evaluado en este trabajo de investigación empleando los siguientes instrumentos y dispositivos (figura 1):

- Transductor: modelo Otoport DP+TE, Otodynamics.
- Generador de funciones: modelo AFG 3021, Single Channel Arbitrary, Tektronix.
- Multímetro digital: modelo GDM-356, INSTEK.
- Fuente EL 302T: Triple Power Supply, 0-30V.
- Osciloscopio digital: modelo TDS 3032, Tektronix.
- Amplificador: P55 AC Pre-amplifier, Grass Telefactor.

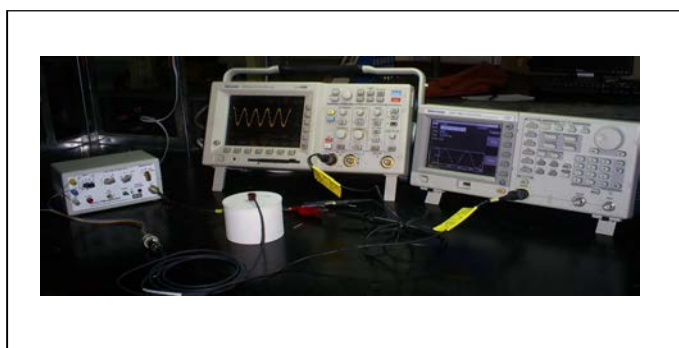


Fig. 1. Instrumentos de laboratorio empleados para la caracterización del transductor dedicado al estudio de emisiones otoacústicas (Centro: Phantom acústico).

PESQUISAJE AUDITIVO CON EMISIONES OTOACÚSTICAS

Emisiones otoacústicas. Tipos y características. Sensibilidad

Las emisiones otoacústicas son sonidos de muy baja intensidad que produce la cóclea debido al movimiento de las células ciliadas externas. Fueron registradas por primera vez en 1978 por el físico británico Kemp. [8] Las emisiones otoacústicas transitorias provocadas (TEOAE), se originan por un breve estímulo de tipo *click* o ráfagas de tonos. Pueden grabarse en casi todas las personas con una audición normal.

Las TEOAE son extremadamente no lineales. Su patrón de crecimiento es coherente con el funcionamiento del amplificador coclear, que proporciona la mayor ganancia para las entradas de bajo nivel, y sirve de base para la noción de que las OAE surgen de la actividad de las células pilosas externas. Las DPOAE son tonos producidos por el oído en respuesta a dos estímulos de tonos puros simultáneos conocidos como tonos primarios. Están *distorsionados* en el sentido de que no están presentes en los estímulos de tonos puros generadores. El estímulo de tono puro de frecuencia más baja se denomina f_1 primario, y el estímulo con la frecuencia más alta se denomina f_2 primario. El producto de la distorsión medido más frecuentemente es a una frecuencia de $2f_1-f_2$, aunque la cóclea también produce productos de distorsión a otras frecuencias. El producto de la distorsión $2f_1-f_2$ es el mayor producto de distorsión, y el único utilizado con fines clínicos en la actualidad.

Estos dos tipos de emisiones otoacústicas constituyen una herramienta clínica importante para el registro del funcionamiento de la cóclea. Las bandas de frecuencia medidas en estas pruebas de pesquiasje auditivo pueden tener los siguientes valores: 2 000, 2 500, 3 187, 4 000, 5 062 y 6 375 Hz, con un estímulo de 55 a 65 dB para cada banda de frecuencia. Las emisiones otoacústicas son señales de intensidad extremadamente débiles originadas en el oído interno, el cual no solo es un transductor pasivo sino también es capaz de producir sonidos, de tal manera que cualquier debilidad o cambio en las emisiones otoacústicas es un índice significativo de lesión auditiva.

DESCRIPCIÓN DEL EXPERIMENTO

Para poder conocer las características del transductor para EOA, se empleó el diseño y construcción de una cavidad (Phantom) con cualidades similares al canal auditivo humano; teniendo en cuenta que al final del canal debe existir un material capaz de reflejar la mayor cantidad de señal acústica enviada a esta por el emisor del transductor. Las paredes del canal acústico deben ser de un material absorbente del sonido, para permitir la linealidad de la onda sonora; al ser captada por parte del receptor para su registro eléctrico. Además, este diseño simula el mecanismo de emisión y captación de la señal, empleado en las pruebas audiométricas con emisiones otoacústicas.

La cavidad Phantom fue construida por una impresora tridimensional del tipo ZPrinter 310 Plus, la cual utiliza diseño asistido por ordenador (figura 2) que por combinación de capas de polvo (ZP 140) y cola (ZB 60) es capaz de construir el volumen deseado. Esta pieza está compuesta por una cavidad externa que protege el conducto auditivo externo, ubicado con forma cilíndrica en el centro de la cavidad antes mencionada con 8,74 mm de diámetro y 25 mm de largo, medidas reales promedios del canal auditivo. La cavidad posee un recubrimiento de poliuretano, material absorbente del sonido, y al final de este canal un bloque de mármol, material que refleja el sonido devolviendo la señal emitida para ser captada por el receptor del transductor.

Para realizar la caracterización se utiliza un generador de funciones (señal sinusoidal) para la estimulación del transductor por la entrada del emisor, así la señal eléctrica pasa a ser una señal sonora en el interior del Phantom donde es reflejada por el mármol y captada por el receptor del transductor para su conversión en señal eléctrica equivalente.

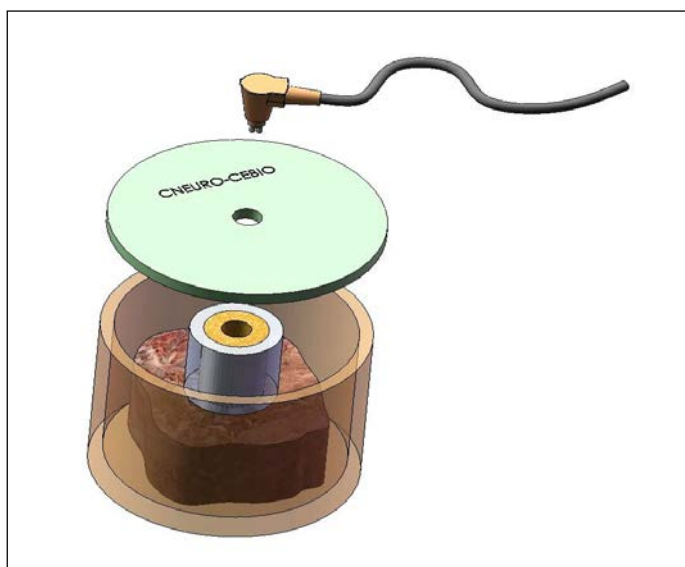


Fig. 2. Modelo del canal auditivo simulado por software Solid Work Office Premium 2007.

La señal obtenida del transductor es débil y con ruido, por lo que se utiliza un amplificador que permite la amplificación diferencial de la señal; además, cuenta con un filtro activo paso-bajo ($f_c=10$ kHz), filtro activo paso-alto ($f_c = 0,1$ Hz) y un filtro Notch. El factor de amplificación usado es de 100, con el cual se observa la señal sin saturación ya que no rebasa los límites de la tensión de alimentación (9 V), valor que se logra con una fuente comercial. A la salida del amplificador se encuentra la sonda del osciloscopio digital que permite la medición de amplitud y frecuencia para la caracterización del transductor (figura 3).

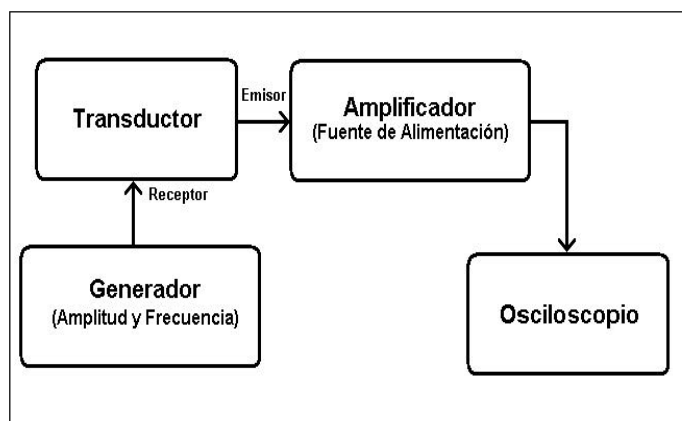


Fig. 3. Diagrama en bloque del montaje experimental para la caracterización del transductor.

RESULTADOS

En el proceso de caracterización se realizó un barrido de frecuencias en el amplificador (figura 4) con filtro Notch y sin él, para obtener su efecto y respuesta de frecuencias.

En la figura 4 se observa el efecto del empleo del filtro Notch para suprimir los 60 Hz de línea y la atenuación de los filtros: paso-alto a los 0,1 Hz y paso-bajo a los 10 kHz.

Posteriormente se procede a realizar la estimulación del transductor según el montaje de la figura 3, situando el valor de 6 Vpp en el generador y realizando el barrido de frecuencia desde 0,1 Hz a 1 MHz (figura 5 a) y b)), con filtro Notch y sin filtro Notch, para el cálculo del ancho de banda y el análisis de las mejores frecuencias para el funcionamiento del transductor.

Producto del barrido de frecuencias realizado al transductor se obtiene un pico a los 3 kHz, donde se deforma la señal sinusoidal, aunque el ancho de banda expresado en la figura 5 contiene a los 3 kHz, no se utiliza esta zona para la caracterización y se selecciona para este fin la zona circular. También se decide utilizar para la caracterización en cuanto a linealidad el montaje donde se aplica el filtro Notch, ya que en la gráfica sin filtro se observa una distorsión en la meseta formada por los valores máximos de amplitud (figura 5 b).

Luego de este resultado se procedió a la caracterización de la linealidad. Se escoge de la zona de trabajo (figura 5a) tres valores de frecuencia: uno bajo, uno medio y otro alto, para al fijar cada uno por separado, variar la amplitud de la

señal generada, y así poder realizar la caracterización de la linealidad del transductor. Los valores seleccionados para las mediciones fueron de: Frec.bajas = 5 kHz, Frec. medias = 10 kHz, y Frec.altas = 19 kHz. Cada uno de estos valores fue utilizado para obtener un grupo de valores de amplitud estímulo vs respuesta (tabla 1).

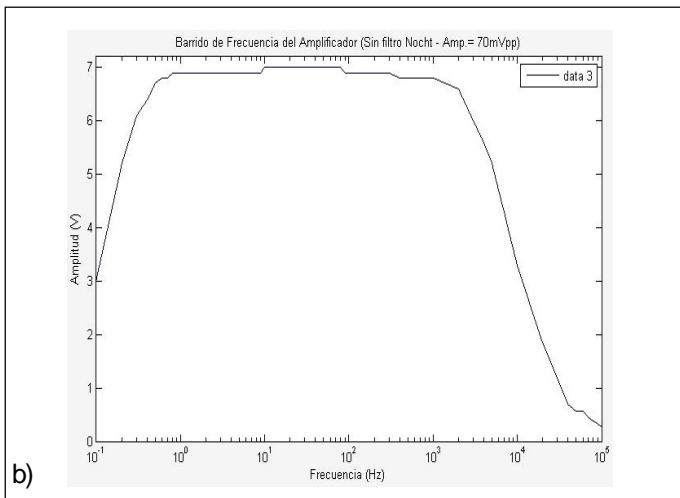
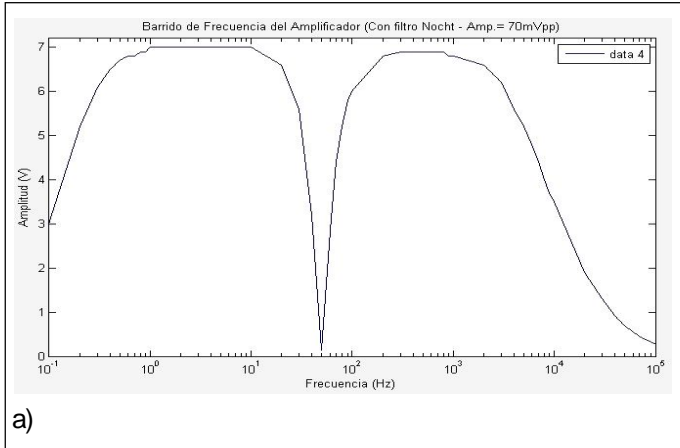


Fig. 4. Barrido de frecuencias del amplificador. Gráfico semilogarítmico: a) Con filtro Notch - Amp. = 70 mVpp; b) Sin filtro Notch - Amp. = 70mVpp.

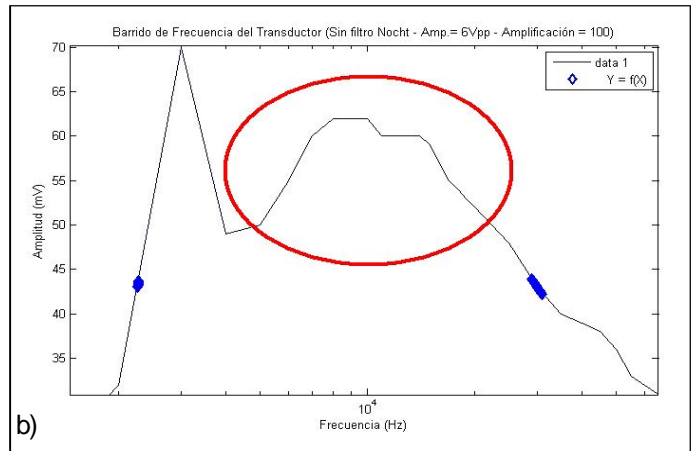
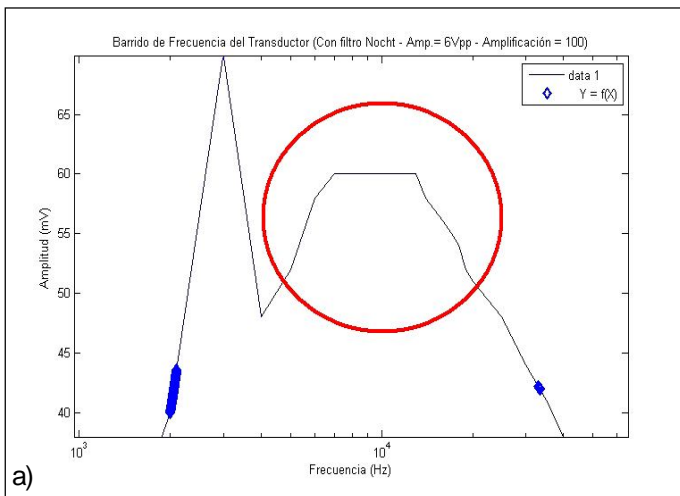


Fig. 5. Barrido de frecuencias del transductor. Gráfico semilogarítmico maximizado: a) Con filtro Notch - Amp. = 6 Vpp - Amplificación = 100; b) Sin filtro Nocht - Amp.= 6 Vpp - Amplificación = 100.

Tabla 1

Valores obtenidos para el análisis de la linealidad a las tres frecuencias (tensión del generador vs respuesta-con filtro Nocht)

Estímulo (Vpp)	Fbajas (5 kHz)	Fmedias (10 kHz)	Faltas (19 kHz)
	Respuesta (Vpp)	Respuesta (Vpp)	Respuesta (Vpp)
0,1	0,003 5	0,004 0	0,004 0
0,5	0,007 0	0,007 0	0,006 4
1,0	0,010 4	0,012 8	0,011 0
1,5	0,014 0	0,017 5	0,016 0
2,0	0,018 5	0,022 0	0,019 0
2,5	0,022 5	0,027 0	0,023 5
3,0	0,026 5	0,032 0	0,027 0
3,5	0,031 0	0,036 0	0,031 0
4,0	0,035 0	0,041 0	0,035 0
4,5	0,040 0	0,045 0	0,040 0
5,0	0,044 0	0,050 0	0,044 0
5,5	0,048 0	0,055 0	0,047 0
6,0	0,051 0	0,060 0	0,052 0
6,5	0,055 0	0,065 0	0,056 0
7,0	0,060 0	0,070 0	0,060 0
7,5	0,063 0	0,075 0	0,064 0
8,0	0,067 0	0,080 0	0,068 0

Para conocer el valor de la ganancia en la etapa de acondicionamiento de la señal, se estudia el margen dinámico, donde la intensidad máxima que llega al receptor (micrófono) es de 20 dB SPL (nivel de presión sonora), lo cual sugiere la idea de provocar esta intensidad en la entrada del receptor y esperar la amplitud máxima a su salida. Debido a que este nivel sonoro es pequeño y no es de fácil obtención por los niveles de interferencias y ruido, durante la medición, se procedió a realizar la obtención de un grupo de valores de intensidad mayor, en el intervalo de 70 a 100 dB. El montaje se realizó dentro de una cámara anecoica ubicada en el Centro de Neurociencias de Cuba (CNEURO), teniéndose una configuración como la mostrada en la figura 6.

En la figura 6 se representa el generador de funciones el cual emite una señal sinusoidal continua de amplitud controlada y frecuencias de valores: 250 Hz, 500 Hz, 1 kHz, 2 kHz, 4 kHz y 8 kHz, para el transductor que se encuentra dentro del sonómetro, que da la intensidad en decibeles a la entrada del receptor; para la obtención de la señal eléctrica en el osciloscopio luego de ser amplificada 100 veces a la salida del receptor. A partir del margen dinámico del receptor para las frecuencias de interés se calcula la ganancia para la etapa de acondicionamiento propuesta, escogiéndose 0,38 mV como valor máximo de salida del receptor en 250 Hz.

Para saber con qué tensión se debe alimentar el emisor y conocer la sensibilidad en decibeles SPL, se calculó la impedancia de entrada del transductor. Esta se obtuvo mediante un divisor de tensión (figura 7), dado por el valor de amplitud del generador antes de conectar el transductor, y luego de esta operación, se conoce que la impedancia de salida del generador es de 50Ω .

Con estos datos se trabaja y se obtiene una impedancia de 160Ω ; lo cual explica la tensión usada para realizar la caracterización con valor de 6 Vpp.

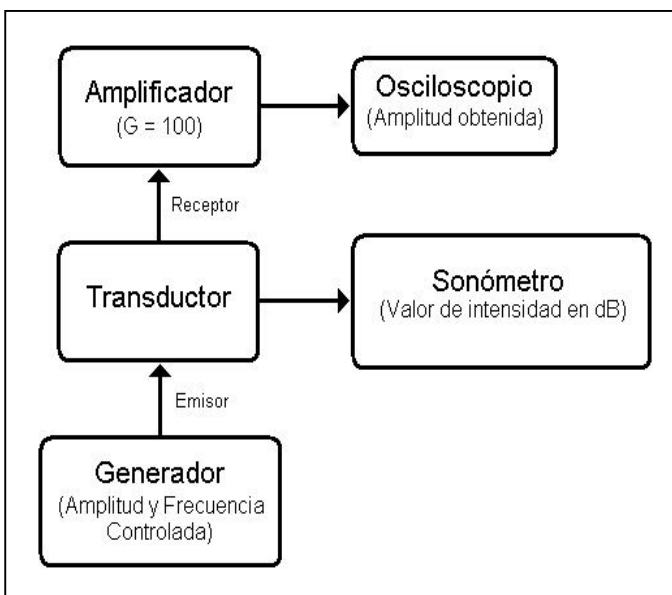


Fig. 6. Esquema de obtención del margen dinámico a la salida del receptor del transductor.

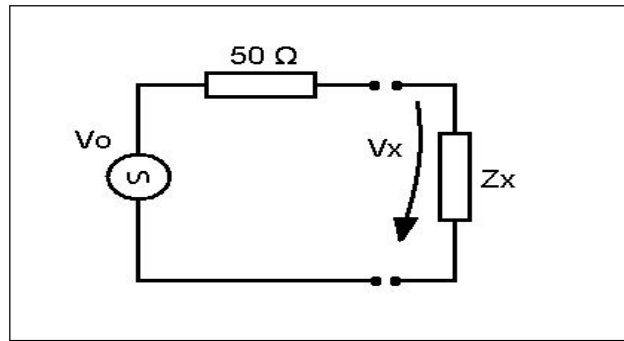


Fig. 7. Esquema que representa el divisor de tensión para el cálculo de la impedancia del transductor.

Esta impedancia es alta en comparación con los valores típicos de bocinas.

Obtenida la impedancia se puede conocer la sensibilidad del emisor del transductor que se da para 1 mW de consumo a 1 kHz. Para este fin se debe buscar la tensión de estimulación del emisor para una disipación de 1 mW, y así con este valor de tensión efectiva, se obtiene la intensidad de salida en decibeles, o sea, la sensibilidad. De la fórmula de potencia se conoce:

$$P = V^2 / Z_x, \text{ se despeja la tensión para } P = 1 \text{ mW con } Z_x = 160 \Omega, \text{ obteniéndose un valor de:}$$

$$\text{Sen. dB} = 82,98 \text{ dB SPL con } 1 \text{ mW de entrada a } 1 \text{ kHz.}$$

Por la forma de la salida del transductor o receptor, donde se tienen tres conductores, dos de señal y uno común, se usó una entrada del canal de medición de tipo diferencial, como lo sugiere la conexión utilizada en el amplificador empleado en la caracterización, lo que permitió una mejor visualización de la señal. Siguiendo la razón de la salida (convertor A/D) entre la entrada (receptor) se obtiene un valor de ganancia de 6 578, 9 se decide usar ganancia de 6 000 para tener seguridad en el sistema, debido a que alguna tensión mayor a la entrada calculada, pueda provocar la saturación a la entrada del convertor y por consiguiente la pérdida de datos. Como resultado del barrido de frecuencias se tiene un intervalo de trabajo de 5 a 19 kHz, esta mínima frecuencia coincide con los valores más utilizados en los estudios de pesquisajes clínicos basados en EOA. No obstante, en el filtrado de la señal del acondicionamiento se plantea a partir de 250 Hz hasta 8 kHz, para poseer un mayor espectro de frecuencias, dando la posibilidad futura de incluir otros transductores con otras especificaciones. Además, se deja pasar en el filtro hasta 8 kHz pues hasta el momento, no se utilizan frecuencias mayores a esta, en los pesquisajes auditivos de manera general.

En la figura 8 se ejemplifica el sistema de acondicionamiento para la generación y adquisición del eco generado en la cóclea.

También en la figura 8 se aprecia la ganancia total calculada (6 000), distribuida entre el amplificador de instrumentación (AI) con $G1 = 1 000$, el filtrado con $G2 = 6$ y el ajuste de tensión ($G3 = 1$) para lograr la armonización de tensión a la

entrada del acondicionamiento. Este valor de ganancia está calculado para la máxima tensión a la entrada (380 μ Vpp); y se conoce del cálculo del margen dinámico que la tensión varía con la frecuencia, por lo que este ajuste se lleva a cabo en el interior del microcontrolador seleccionado. La etapa del filtrado se diseñó con configuraciones por aproximación de Butterworth en un montaje de realización: Sallen y Kay, con atenuación en la banda de paso de -3 dB y en la banda de atenuación de -25 dB (esta etapa acumula la ganancia deseada de 6).

En la tercera etapa se realiza un ajuste de tensión, para lograr pasar la señal de un intervalo que oscila con respecto a 0 V, a uno que tenga todos sus valores solo en el eje positivo, y de esta forma evitar pérdidas de información a la entrada del convertor A/D. En el bloque del microcontrolador MSP430, se tiene un convertor A/D de 12 b de resolución para adquirir la información luego del acondicionamiento previo de la señal de entrada. En este convertor se utilizan tensiones de referencias: $V_{ref+} = 2,5$ V y $V_{ref-} = 0$ V.

Para realizar la estimulación con las distintas frecuencias solicitadas por el usuario, se cuenta con dos convertidores digitales analógicos (D/A) de 12 b de resolución, que son capaces de sacar la señal de estimulación correspondiente a cada frecuencia deseada; según el tipo de prueba de EOA seleccionada por el usuario, ya sea EOAT o EOAPD, dado que este último método es el único que emplea dos convertores debido a que se procede a la estimulación con dos frecuencias. A la salida de los convertores se cuenta con la posibilidad de amplificar el estímulo en factor de 3 (característica propia del MSP430), por lo que se aprovecha esta posibilidad para llevar la señal de estimulación de 2 Vpp a la salida del D/A al valor de 6 Vpp.

En el bloque de acondicionamiento se realiza el ajuste de la señal amplificada en el valor deseado para la estimulación del emisor (entre -3 y 3 V) para su entrega al transductor, el cual la envía a través del oído para efectuar el pesquijaje.

DISCUSIÓN DE RESULTADOS

Para el análisis de la linealidad se graficó la amplitud de la señal entregada por el generador al emisor del transductor frente a la respuesta del receptor del transductor. En este caso se obtiene una señal muy pobre del transductor, por lo que se incluye en la caracterización una etapa de amplificación. Se usó el asistente matemático MatLab (V7.5), el cual posee un paquete estadístico de utilidad para el ajuste lineal del grupo de puntos obtenidos en los tres casos.

Luego de alistados los datos en forma de vectores al programa, se realiza la graficación mediante la función stem (X, Y), la cual grafica los valores de forma puntual en una ventana de aplicación que como parte de sus herramientas estadísticas permite el ajuste lineal de los puntos (figura 9). En la figura se expresa la gráfica para los tres valores de frecuencia con la linealización y la ecuación de tendencia o de calibración.

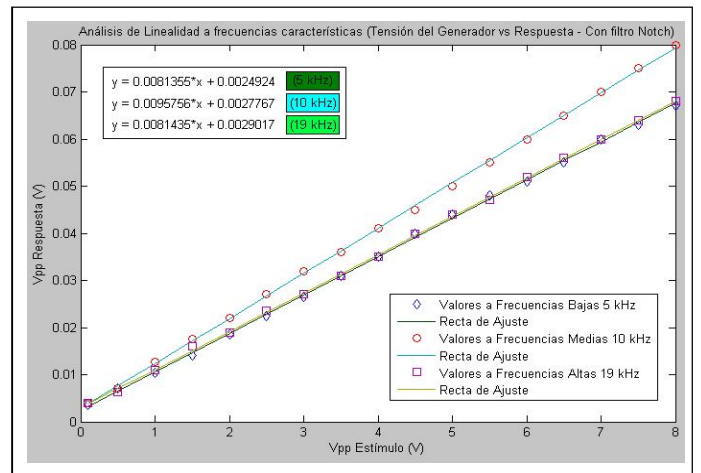


Fig. 9. Respuesta de linealidad del transductor, con filtro Notch: Frecuencias bajas 5 kHz; frecuencias medias 10 kHz; y frecuencias altas 19 kHz.

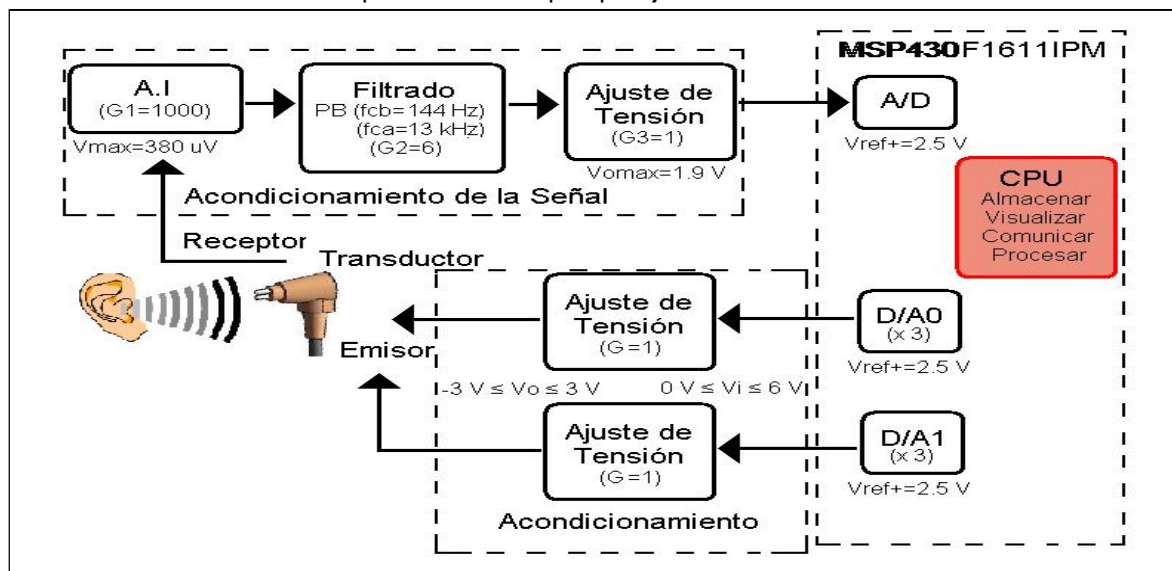


Fig. 8. Diagrama en bloques del canal de acondicionamiento de la señal.

Producto del ajuste ofrecido por la opción Basic Fitting de MatLab, se obtienen las siguientes ecuaciones de calibración:

- $y = 0,008\ 135\ 5x + 0,002\ 492\ 4$ (Para 5 kHz).
- $y = 0,009\ 575\ 6x + 0,002\ 776\ 7$ (Para 10 kHz).
- $y = 0,008\ 143\ 5x + 0,002\ 901\ 7$ (Para 19 kHz).

A partir de estos modelos de ajustes se puede analizar el error de cero (tensión de *offset*), el error de ganancia y el error de no linealidad de ganancia (la figura 10 obtenida con la herramienta MatLab, muestra los valores de distancia o residuos de cada punto a la recta lineal), que caracterizan la respuesta del transductor.

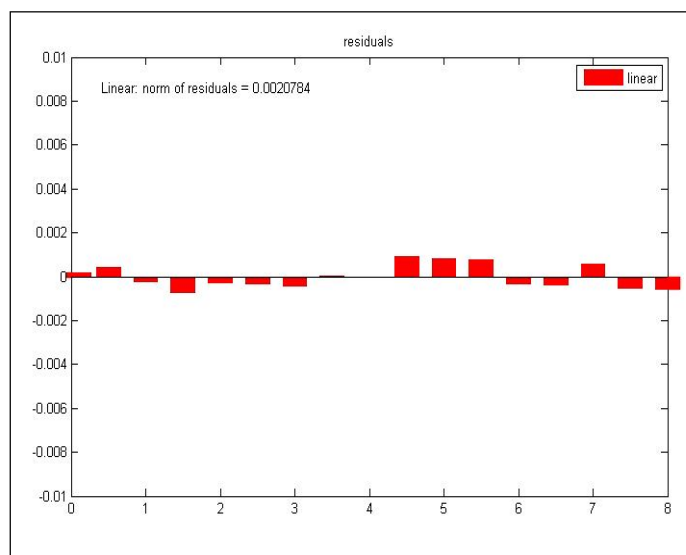


Fig. 10. Valores residuales (medida de cuán lejos se encuentran los puntos de la curva de ajuste expresados en barras) para el análisis del error de no linealidad de ganancia del transductor.

De la figura 10 también se obtiene la norma de residuos o media para todos los valores; esta es una medida de lo alejado que se encuentran todos los puntos de la recta. A continuación se presentan:

- $norm = 0,002\ 078\ 4$ (Fbajas - 5 kHz).
- $norm = 0,001\ 776\ 9$ (Fmedias - 10 kHz).
- $norm = 0,001\ 645\ 2$ (Faltas - 19 kHz).

La tabla 2 muestra los errores obtenidos para cada campo de frecuencias analizado. Al realizar la comparación de los resultados de los errores, se puede identificar que el máximo valor en el error de *offset* se obtiene en la medición a altas frecuencias bajas y como se aprecia no rebasa los 3 mV. Este tipo de error puede ser compensado a través de un proceso de calibración.

El error de ganancia ofrece la caracterización de la sensibilidad del sistema, apreciándose que se mantiene similar en los tres campos analizados (≈ 0,99). El error de no linealidad de ganancia (NLG) expresa el valor de la distancia del punto más alejado a la recta de ajuste. En este caso la situación más influyente se obtiene en bajas frecuencias.

Frecuencias (kHz)	Error de cero (mV)	Error de ganancia	Error de NLG (x10-3)
Bajas (5)	2,492 4	0,991 8	0,897 8
Medias (10)	2,776 7	0,990 4	0,866 8
Altas (19)	2,901 7	0,991 8	0,883 0

El análisis de errores determina que la mejor medición por su linealidad está relacionada con el empleo del transductor a frecuencias medias, lo cual está en correspondencia con lo obtenido en el barrido de frecuencias (figura 4 a) cuando se adquiere una respuesta plana en este intervalo de frecuencias.

En la etapa de acondicionamiento se analiza el comportamiento de tensión en el dominio del tiempo, en cada punto para comprobar los valores teóricos calculados con anterioridad y proceder con el ajuste necesario. Para estos fines se coloca a la entrada del amplificador de instrumentación (AI) una fuente de tensión sinusoidal con un valor de 380 uVpp (máximo valor obtenido en la caracterización), para simular el receptor del transductor. A la salida del AI se obtiene una tensión de 380 mVpp. Luego la señal debe pasar por un proceso de filtrado donde el interés lo constituye la limitación en un intervalo de frecuencia con un filtro pasa banda y un pasa bajo para garantizar la condición de Nyquist; la señal gana una amplitud de 1,4 Vpp aproximadamente, cumpliéndose así con lo planteado en la distribución de ganancia.

En la generación de la señal se usan dos conversores D/A que posee internamente el MSP430, y la cualidad que estos tienen de amplificar en un factor de 3 a su salida la señal; como la tensión que se genera en los conversores es de 2 Vpp, mediante esta amplificación ya se obtiene el valor de 6 Vpp deseado. Con motivo de simular este comportamiento se sitúa una fuente sinusoidal de 6 Vpp a la entrada del bloque de acondicionamiento encargado de realizar el ajuste de tensión, donde se desplaza la señal de 0 V - 6 V hasta el intervalo de -3 V - 3 V, logrando así la estimulación en el emisor del transductor como se realizó en la caracterización. En el dominio de la frecuencia es interés realizar un barrido de frecuencia para observar el espectro de la señal y comprobar si el ancho de banda coincide con el deseado, en esta labor se realizan los ajustes pertinentes.

CONCLUSIONES

Como parte de esta investigación se logró construir un modelo físico o Phantom, para la simulación del canal auditivo,

garantizando la continuidad sonora para las pruebas de caracterización realizadas.

Se analizó las características geométricas del transductor modelo Otoport DP+TE, de la firma Otodynamics, evidenciándose las diferencias físicas entre el emisor y el receptor.

Al realizar la caracterización del transductor, hubo la necesidad de usar un amplificador de tipo diferencial pues el nivel de señal a la salida del emisor es extremadamente pequeño y con altos niveles de ruido. También se estableció la tensión de estimulación (6 Vpp) y se comprobaron los efectos de la alta impedancia de salida del transductor. En el análisis del barrido de frecuencias, se determinó que la mejor respuesta es obtenida utilizando filtro Notch a 60 Hz, debido a que con este se elimina la modulación en la frecuencia de la línea, que influye en los valores reales de la señal. Además, al suprimir esta frecuencia no se afectan los intervalos de medición utilizados en el pesquisaje con emisiones otoacústicas.

Se observó un comportamiento inusual a los 3 kHz, presentando un pico en la señal que puede ser justificado por el diseño geométrico del transductor, el cual puede producir a esa frecuencia un efecto de resonancia debido al encapsulamiento del sistema emisor-receptor.

Del análisis de linealidad se obtuvo que las mejores mediciones se adquirieron a frecuencias medias, donde además se observó en el barrido de frecuencias de este intervalo, una respuesta plana.

Los cálculos del margen dinámico del receptor, ganancia del mismo y la impedancia del emisor, permitieron la obtención de los valores a utilizar en la etapa de acondicionamiento de la señal, usando el módulo de conversores A/D y D/A del microcontrolador MSP430F1611 de Texas Instruments y otras componentes discretas para la amplificación y filtrado de la señal.

Teniendo en cuenta los resultados de la caracterización se diseñó el acondicionamiento para la estimulación y adquisición de la señal de EOA. Se realizó la simulación en el software Orcad Capture V16,0, posibilitando el análisis en el tiempo y la frecuencia, lo cual contribuyó al ajuste de las componentes en el diseño, siendo todas de valores comerciales.

Se determinó por el estudio de la bibliografía consultada, el mejor intervalo de frecuencias de EOA para pruebas clínicas, referencia útil de diseño para el filtrado de la señal mediante un filtro pasabanda de respuesta plana en el intervalo de 250 a 8 kHz. Es de destacar que las frecuencias entre 5 y 8 kHz son las más utilizadas en la clínica; pero en el diseño se amplía la banda previendo el uso de otros transductores en el equipo de distintas características frecuenciales. Para alimentar el sistema se trabajó con valores típicos como el de ± 15 V.

El acondicionamiento está concebido para los tres tipos de pruebas de EOA: EOAPD, EOAT y EOAE, al igual que el

diagrama de flujo propuesto para la implementación de este diseño con la ayuda de un microcontrolador MSP430F1611IPM. En el diagrama se plantea la verificación de los componentes del sistema, y se hace considerando las bondades de la familia de microcontroladores MSP430, tales como los conversores DAC y ADC, el controlador de DMA, los temporizadores, la alta frecuencia de reloj, entre otras. Se diseñó una propuesta de chasis o carcasa para el equipo que en un futuro se implementará.

AGRADECIMIENTOS

Los autores desean agradecer el soporte brindado para la investigación por los Proyectos: CIDA-TIER-394-TT-0200 con instituciones canadienses y CNEURO S.A., en Ciudad de La Habana, Cuba.

REFERENCIAS

1. **MARCO, J. et al.** "Control de calidad de un programa de detección, diagnóstico e intervención precoz de la hipoacusia en recién nacidos". *Acta Otorrinolaringología Español.* 2004, vol. 55, p. 103 – 106.
2. **GODOY, J. M.** "Emisiones otoacústicas y métodos de screening auditivo en recién nacidos". *Revista Médica Instituto Mexicano Seguro Social.* 2003, vol.14, nº.1. Disponible en: <http://www.clc.cl/otorrinolaringologia.html>.
3. **KEMP, D. T.** "Understanding and Using Otoacoustic Emissions". [en línea] 1997. Disponible en: Otodynamics Ltd <http://www.oae-ilo.co.uk>.
4. **CUNNINGHAM, M. and COX, E. O.** "Hearing Assessment in Infants and Children: Recommendations Beyond Neonatal Screening". *Pediatrics.* 2003, vol.111, nº.2. Disponible en: <http://www.pediatrics.org/cgi/content/full/111/2/436>.
5. **HERNÁNDEZ HERRERA, R. J. et al.** "Tamizaje y confirmación diagnóstica de hipoacusia. Neonatos de alto riesgo versus población abierta". *Revista Médica Instituto Mexicano Seguro Social.* 2007, vol. 45, nº 5, p. 421 – 426. Medigraphic Artemisa en Línea.
6. **PÉREZ-ABALO, M. C. et al.** "Diagnóstico e intervención temprana de los trastornos de la audición: una experiencia cubana de 20 años". *Revista Neurología.* 2005, vol.41, nº.9. Disponible en: <http://www.unirioja.es>.
7. **GONZÁLEZ DE ALEDO LINOS, A. et al.** "Programa de detección precoz de la hipoacusia infantil en Cantabria". *Boletín de la Sociedad de Pediatría de Asturias.* Cantabria, Castilla y León, España. 2001, vol. 41 nº 175, p. 54 – 61.
8. **KEMP, D. T.** *An illustrated history of OAE research and applications through the first 25 years.* The Institute of Laryngology & Otology, the UCL Center for Auditory Research and the Royal National TNE Hospital. USA, 2003. p.1 – 20.

AUTORES

Juliet Sánchez Galego

Ingeniera Biomédica, Centro de Neurociencias de Cuba (CNEURO), Ciudad de La Habana, Cuba

Ernesto Rodríguez Dávila

Ingeniero Electrónico, Especialista en Máquinas Computadoras, Investigador Agregado, CNEURO, Ciudad de La Habana, Cuba

Ángel Regueiro Gómez

Ingeniero Electrónico, Especialista en Máquinas Computadoras, Doctor en Ciencias Técnicas en Electrónica y Bioingeniería, Profesor Titular, Centro de Bioingeniería (CEBIO), Instituto Superior Politécnico José Antonio Echeverría, Cujae, Ciudad de La Habana, Cuba

Newborn Hearing Screening System Based on Otoacoustic Emissions

Abstract

Hearing is one of the five main senses, participating in the individual's orientation and communication. The auditory organ (vertebrate's hearing), is in charge of the sound wave perceiving in the audible band (20 Hz to 20 kHz). Due to the increment of the audiologic problems in the society and the growing interest in our country of eradicate it since the 80's, the investigation proposes the characterization of a channel of entrance for audiologic tests, and the latter one audition investigation in new born based in Otoacoustic emission, as for characteristic of frequency, amplitude and trend line; that which can be feasible and useful, because it contributes to the development of Universal Investigation Devices existing in Cuba.

Key words: audition, otoacoustic, transducer, diagnosis, new born