

Registro de emisiones otoacústicas transientes basado en microcontroladores de alto rendimiento

Transient Otoacoustic Emissions Register based on High Performance Microcontrollers

Ing. Jorge Germán Pérez Blanco ^{1*}	0000-0002-3631-4269
Dr. C. René Iván González Fernández ¹	0000-0003-0863-7893
Ing. Yosvani Pantoja Gómez ¹	0000-0002-7197-4983
Msc. José Carlos Santos Ceballo ¹	0000-0003-3267-546X
Msc. Ernesto Velarde Reyes ¹	0000-0002-5840-3537

¹Centro de Neurociencias de Cuba (CNEURO), La Habana, Cuba

* Autor para la correspondencia: pjorgegerman@gmail.com

RESUMEN

La hipoacusia tiene una incidencia notable entre los recién nacidos. Una intervención temprana durante el período de maduración auditiva permite minimizar los efectos en el desarrollo intelectual del infante. Se propone el desarrollo de un Registrador de Emisiones Otoacústicas Transientes como parte de un sistema de cribado neonatal basado en microcontroladores de alto rendimiento. La prueba consiste en aplicar periódicamente un estímulo tipo chasquido para obtener la respuesta coclear. Se promedian las señales adquiridas y se aplica la Transformada Rápida de Fourier. El espectro obtenido es dividido en bandas de media octava para analizar la correlación y la relación señal-ruido. Si estos parámetros son mayores que los umbrales de referencia en la mayoría de las bandas, se considera al paciente apto para el desarrollo normal. El firmware fue implementado sobre el procesador STM32F405 y evaluado con el simulador Baby Isao; obteniéndose una sensibilidad del 87.5% y una especificidad del 93.75%.

Palabras clave: cribado neonatal auditivo; emisiones otoacústicas; microcontrolador.

ABSTRACT

Hearing loss is highly incident among newborns. Early intervention during the period of auditory maturation allows adequate levels of intellectual development to be achieved. The development of a Transient Otoacoustic Emissions Recorder is proposed as part of a neonatal screening system based on high-performance microcontrollers. The test consists of periodically applying a click stimulus to obtain the cochlear response. The acquired signals are averaged and

<http://scielo.sld.cu>



Este documento está bajo [Licencia de Creative Commons Reconocimiento-NoComercial 4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/).

the Fast Fourier Transform is applied. The spectrum obtained is divided into half-octave bands to assess the correlation as well as the signal-noise ratio. If these parameters are greater than the reference thresholds in most of the bands, the patient is considered suitable for normal cognitive development. The firmware was implemented on the STM32F405 processor and evaluated with the Baby Isao simulator; obtaining a sensitivity of 87.5% and a specificity of 93.75%.

Keywords: newborn hearing screening system; otoacoustic emissions; microcontroller.

Recibido: 16/7/2020

Aprobado: 11/9/2020

Introducción

La hipoacusia o pérdida de la capacidad auditiva ocupa el primer lugar entre los déficits sensoriales de mayor prevalencia en la actualidad. Según datos estimados por la Organización Mundial de la Salud (OMS), 466 millones de personas padecen pérdida de audición incapacitante, más del 5% de la población mundial, de ellos 34 millones son niños ⁽¹⁾. Además, se estima que la incidencia de la hipoacusia en sus diferentes grados, a lo largo del planeta es de aproximadamente 6 por cada mil nacidos vivos.

La presencia de este tipo de pérdida sensorial tiene un impacto severo en el aprendizaje del lenguaje. Como consecuencia, se afecta el desarrollo intelectual del niño y se limitan sus capacidades de comunicación. Es conocido que este tipo de déficit influye en el desarrollo de la personalidad del sujeto y afecta de igual manera a la familia y la sociedad ⁽²⁾.

Existe un período crítico, aproximadamente entre los 5 y 6 meses de edad, en el que se establecen las conexiones cerebrales en las zonas destinadas al lenguaje dentro de la corteza cerebral. La ausencia de estímulo en estas regiones, debido a la presencia de algún tipo de hipoacusia, provoca que no se realicen estas conexiones o que los circuitos neuronales se organicen de otra forma, siendo este proceso irreversible ^{(3),(4)}. El diagnóstico de la hipoacusia en niños menores de 6 meses permite una rápida intervención, que posibilita un desarrollo intelectual normal del niño. Se evidencia la importancia de la implementación de programas de cribado auditivo neonatal que permitan una intervención temprana ⁽⁵⁾.

<http://scielo.sld.cu>



Este documento está bajo [Licencia de Creative Commons Reconocimiento-NoComercial 4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/).

Los sistemas de salud nacionales son los encargados de implementar dichos programas, destacándose dos tipos fundamentales, de acuerdo a la población de pacientes a los que se aplica; estos son el cribado selectivo y el universal. El primero se refiere a la realización de la prueba solo a los recién nacidos que se conoce que presenten alguna condición de riesgo; mientras que en el cribado universal se realiza la prueba a todos los neonatos.

Vale señalar que más del 50% de los recién nacidos hipoacúsicos no presentan ninguna condición de riesgo conocida y nunca serían detectados en un cribado selectivo⁽⁶⁾, por lo que sería ideal que todos los sistemas de salud contaran con un programa de cribado universal.

El alto costo en recursos humanos y tecnológicos, que supone garantizar la evaluación de toda la población infantil sugiere la utilización de tecnologías de cribado totalmente automáticas que no precisan de valoración subjetiva. Adicionalmente, se organizan los sistemas de cribado en diferentes niveles en los que se incrementa el grado de especialización y disminuye el número de pacientes en la medida que se incrementa el nivel, lográndose un mejor aprovechamiento de los recursos disponibles.

Existen dos grupos de técnicas utilizadas en el cribado auditivo, las que emplean Emisiones Otoacústicas (EOA) y las basadas en los Potenciales Evocados Auditivos (PEA). En los protocolos y guías internacionales se recomienda la utilización de ambas, pues se complementan y permiten obtener un diagnóstico más integral del estado de la vía auditiva⁽⁷⁾.

Las EOA son señales acústicas que se registran en el conducto auditivo externo y se generan en la cóclea o receptor auditivo por la actividad de las células ciliadas externas⁽⁸⁾. Para su obtención se requiere solo de la colocación de una sonda en el oído externo, con una pequeña bocina para la emisión de sonido y un micrófono de alta sensibilidad para recoger la respuesta sonora proveniente de la cóclea. Sin embargo, como la EOA se genera en la periferia del sistema auditivo a nivel pre-neural (células ciliadas externas), no es posible detectar con esta prueba lesiones a nivel del nervio o la vía auditiva.

Los PEA registran la actividad eléctrica del tallo cerebral provocada por un estímulo auditivo⁽⁹⁾. Para su registro requieren del empleo de electrodos de contacto en la superficie del cráneo del paciente y personal capacitado para la colocación de los mismos. A diferencia de las EOA evalúan la totalidad del sistema auditivo.

Por su relativo bajo costo y la rapidez con que se realiza la prueba, la técnica de EOA es la utilizada en el primer nivel de cribado auditivo neonatal⁽¹⁰⁾. Por otra parte, las técnicas de PEA permiten detectar lesiones en el nervio o la vía auditiva que no se identifican con las EOA⁽¹¹⁾.

<http://scielo.sld.cu>



Las EOA se pueden clasificar de acuerdo al estímulo que las induce en:

1. Emisiones Otoacústicas Espontáneas (EOAE),
2. Emisiones Otoacústicas Transientes (EOAT) y
3. Emisiones Otoacústicas de Producto de Distorsión (EOAPD).

De las anteriores solo las dos últimas tienen valor clínico y se utilizan para los algoritmos de detección mediante EOA.

Las EOAT se generan a partir de estímulos de muy corta duración, como el clic o los tonos breves con intensidades típicas entre los 60 y 90 dB peSPL. Esta señal se conforma de la suma de las respuestas de las células ciliadas externas al ser excitadas con alguno de estos estímulos. (12-14)

Las EOAPD corresponden a la energía acústica que emiten las células ciliadas externas de la cóclea en respuesta a dos estímulos tonales cercanos en frecuencia y presentados simultáneamente en el conducto auditivo externo del paciente, que generan una respuesta no lineal de la cóclea a las frecuencias correspondientes al acople cuadrático. Esto hace que el oído responda con energía acústica en una frecuencia distinta a la de los tonos empleados para la estimulación.

En el caso de las EOAT, al utilizarse un estímulo de banda ancha, se obtiene simultáneamente la respuesta de varias regiones de la cóclea, por lo que resulta más rápida la evaluación que en el caso de las EOPD. Estas últimas son más específicas en frecuencia, pero es necesario realizar un barrido para evaluar las distintas regiones por lo que aumenta el tiempo de la prueba.

En el Centro de Neurociencias de Cuba (CNEURO) se desarrolla un sistema de cribado auditivo neonatal. Este sistema fue concebido para ser modular y admitir la incorporación de componentes que permitan realizar distintos tipos de pruebas. Actualmente se cuenta con un Módulo de Registro de PEA, pero el sistema carece de la posibilidad de realizar pruebas basadas en EOA. Como objetivos de la presente investigación se proponen el diseño de un Módulo de Registro de EOA, la implementación de una maqueta funcional de dicho módulo y la validación de los métodos de detección de EOAT desarrollados.

Materiales y métodos

Sistema de Cribado Auditivo Neonatal

<http://scielo.sld.cu>



Este documento está bajo [Licencia de Creative Commons Reconocimiento-NoComercial 4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/).

La Figura 1 presenta un diagrama de la estructura del sistema modular para el cribado auditivo neonatal desarrollado en CNEURO. Algunos de los módulos ya han sido terminados y registrados ante el Centro para el Control Estatal de Medicamentos, Equipos y Dispositivos Médicos (CECMED), que es la entidad reguladora de dispositivos médicos de la República de Cuba, y otros están en desarrollo. El sistema está compuesto por un Módulo de Control, encargado de la interfaz con el usuario y el control del módulo registrador que se encuentre en uso. Actualmente el sistema cuenta con dos registradores, el Módulo de Registro de PEA y el Módulo de Registro de EOA; la descripción del diseño de este último se abordará a lo largo del presente documento.

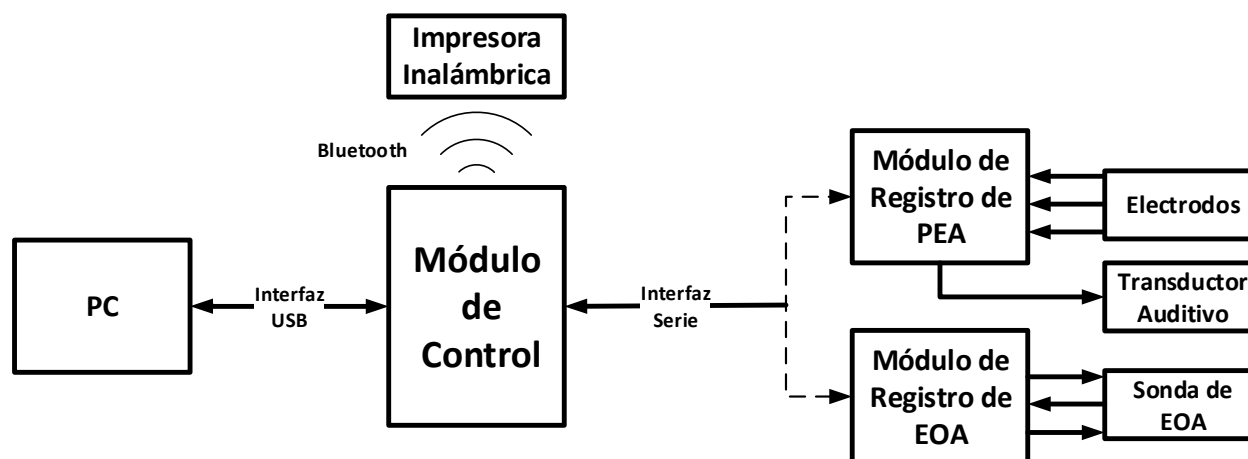


Fig. 1- Estructura del Sistema de Cribado Auditivo Neonatal desarrollado en CNEURO.

El Módulo de Control se encarga de establecer la interfaz con el usuario, registrar y almacenar los datos del paciente, graficar las bioseñales que se obtienen en tiempo real y aplicar los métodos de procesamiento digital de señales que permiten emitir el resultado de la prueba. Es en dicho módulo que se ejecutará el método automático de detección de EOAT propuesto.

El Módulo de Registro de EOA tiene la función de registrar las bioseñales provenientes de la Sonda de EOA. Este registro debe estar sincronizado con un estímulo auditivo que el mismo bloque generará y que será aplicado al paciente a través de la Sonda citada anteriormente.

Módulo de Registro de Emisiones Otoacústicas

El Módulo de Registro de EOA es el encargado de la generación de los estímulos necesarios para evocar las EOA y del registro de estas bioseñales sincronizado a la presentación del propio estímulo. Los registros obtenidos son digitalizados y enviados hacia el Módulo de Control para

su procesamiento. El módulo cuenta con una sonda donde se encuentran ubicados un micrófono de alta sensibilidad para el registro y dos bocinas para la estimulación. Se requiere de dos bocinas para poder implementar tanto la técnica de EOAT, como la de EOAPD que requiere de la aplicación de dos tonos a distintas frecuencias. El diseño electrónico propuesto posibilita la futura inclusión de métodos de detección de EOAPD, aunque es importante destacar que la presente investigación se centra en la detección automática de EOAT.

La estructura interna del Módulo de Registro de EOA se presenta en el diagrama de bloques de la Figura 2.

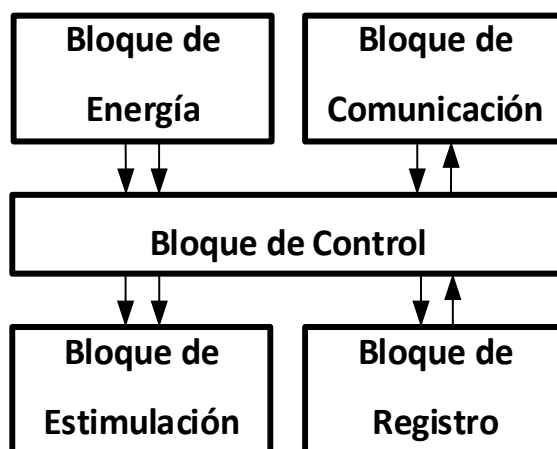


Fig. 1- Estructura interna del Módulo de Registro de EOA.

El bloque de control del módulo de registro presentado en la Figura 2, tiene como elemento principal el microcontrolador STM32F405 del fabricante STMicroelectronics, que dispone de un procesador Cortex-M4. Este bloque ejecuta las rutinas que permiten controlar y coordinar el funcionamiento del resto de los elementos que componen el módulo, para lograr el registro sincronizado al estímulo de las bioseñales correspondientes.

El bloque de registro está compuesto por un micrófono de alta sensibilidad, dos etapas de amplificación y un conversor analógico digital (CAD). La primera etapa de amplificación se encuentra en la propia sonda, esto se debe a la necesidad de reforzar la señal proveniente del micrófono que puede ser del orden de los μV , antes de que se contamine con ruido electromagnético presente en el escenario de registro. La segunda etapa de amplificación se encuentra en el Módulo de Registro de EOA.

El nivel de presión sonora de las emisiones otoacústicas se encuentra en el rango de -20 a 20 dB SPL aproximadamente⁽¹⁵⁾, de ahí que se requiera de un micrófono de alta sensibilidad para su registro. La sensibilidad en el rango de frecuencias de interés para la aplicación de acuerdo a la hoja de datos del micrófono tiene un valor de -53 dB relativos a 1V por cada 0.1Pa. Las etapas de amplificación se encargan de acondicionar la señal proveniente del micrófono que tiene un amplio rango dinámico, ya que debe registrar tanto las emisiones otoacústicas, con una respuesta del orden de las décimas de μV , como el propio estímulo, cuya respuesta es del orden de los mV. La ganancia teórica de estas etapas es de 60 y su ancho de banda se encuentra entre los 370 Hz y los 10.78 kHz. La selección de este ancho de banda está condicionada por las frecuencias empleadas para la estimulación, ya que la respuesta dependerá del estímulo, de esta forma se cubren los rangos asociados a las EOAT y a las EOAPD. La norma europea UNE-EN 60645-6 sobre los instrumentos para la medición de emisiones otoacústicas⁽¹⁶⁾, establece los rangos de frecuencia de los estímulos a emplear. Para el caso de las EOAT el estímulo debe cubrir el rango entre los 1.5 kHz y los 3 kHz, y para el caso de las EOAPD se deben emplear frecuencias entre los 0.5 kHz y los 8 kHz.

El CAD incluido como periférico dentro del microcontrolador STM32F405 posee una resolución de 12 bits, la cual resulta insuficiente para cubrir el amplio rango dinámico de la señal. Por ello se decidió emplear el convertor ADS8681 de Texas Instruments, cuya resolución de 16 bits resulta adecuada para la aplicación. Se empleó una frecuencia de muestreo de 24 kHz ya que la máxima frecuencia que se registrará es de aproximadamente 8 kHz, cumpliéndose con las restricciones derivadas del teorema de muestreo de Nyquist⁽¹⁷⁾.

El bloque de estimulación está compuesto por un convertor digital analógico (CDA), dos amplificadores de audio y dos bocinas. El convertor empleado es el que integra el propio microcontrolador, cuya resolución es de 12 bits, que son suficientes para lograr la calidad de audio que se requiere en la aplicación. Se emplearon dos canales de este convertor y se utilizó una frecuencia de 48 kHz para actualizar las muestras en el convertor D/A.

El bloque de comunicación es el encargado de establecer la comunicación serie (RS-485) con el Módulo de Control. Este bloque está compuesto por una interfaz UART (Universal Asynchronous Receiver-Transmitter) del microcontrolador y un transceptor para convertir los niveles lógicos TTL (transistor-transistor logic) al estándar RS-485. Mediante esta interfaz se recibe la alimentación (5.2V) proveniente del Módulo de Control. Se seleccionó el estándar RS-485 que emplea una señal diferencial para la transmisión por lo que presenta alta inmunidad al ruido.

<http://scielo.sld.cu>



El bloque de energía está formado por circuitos integrados que convierten la tensión de alimentación (5.2V) a los distintos niveles de tensión que se emplean en el resto de los componentes del Módulo de Registro de EOA.

Método de Detección de Emisiones Otoacústicas Transientes

El método automático de detección de EOAT se implementa en el microcontrolador del Módulo de Control, un STM32F429 del fabricante STMicroelectronics que incluye un procesador Cortex-M4. Este procesador cuenta con instrucciones dedicadas a la aritmética de punto flotante y al procesamiento digital de señales en sentido general. El fabricante provee la biblioteca CMSIS DSP que implementa operaciones comúnmente empleadas en el procesamiento digital de señales. La implementación del método desarrollado hace un uso extensivo de dicha biblioteca para un mejor aprovechamiento de los recursos disponibles en el procesador.

Para la obtención de la respuesta coclear se genera un estímulo tipo clic a una intensidad de 83 dB peSPL y frecuencia interestímulo de 71 Hz. Esta frecuencia limita la ventana de registro a 14 ms, que son suficientes para evaluar el rango de frecuencias comprendido entre 1 y 5 KHz [18]. La frecuencia de muestreo de 24 kHz y la ventana de análisis de 14 ms, permiten el registro de segmentos periódicos de señal de 336 muestras.

Tanto el estímulo como la respuesta son señales acústicas con amplitudes que difieren en varios órdenes de magnitud y deben ser registradas simultáneamente en el canal auditivo para la realización de la prueba. Esto provoca la aparición de un artefacto de estímulo en el registro de la señal, que debido a la marcada diferencia de amplitud mencionada, enmascara por completo la respuesta. Para disminuir el ruido asociado al artefacto de estímulo se emplea la técnica de estimulación no lineal.

En la Figura 3 muestra el principio de estimulación no lineal donde S representa la bioseñal que se desea registrar, Re el ruido asociado al artefacto del estímulo y R el ruido aleatorio.

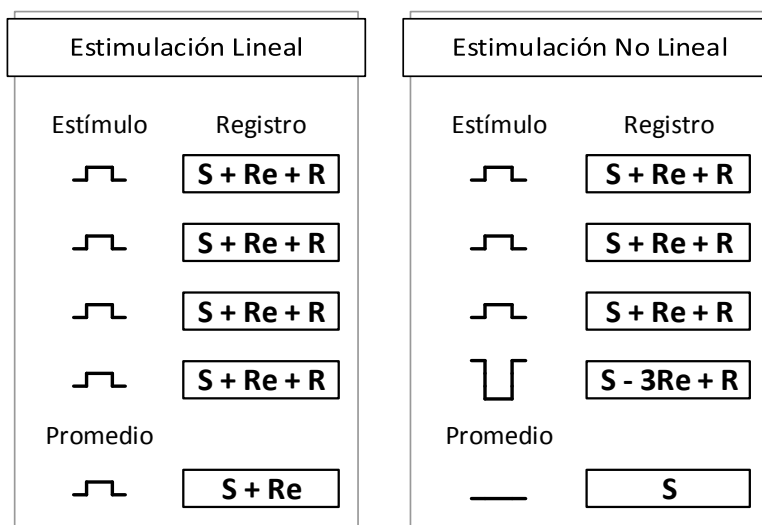


Fig. 2- Estimulación lineal vs Estimulación no lineal.

Como se aprecia en la Figura 3, en la estimulación lineal se emplea el mismo estímulo en todos los casos, por lo que luego de la promediación se elimina el ruido aleatorio, pero la señal resultante se ve afectada por el artefacto del estímulo.

El mecanismo de generación de las emisiones otoacústicas no es un proceso lineal, presenta histéresis. Se comienza a evocar emisiones a partir de un determinado valor de intensidad de estímulo, luego existe un rango de amplitudes en el cual se presenta un comportamiento lineal, es decir, aumenta la amplitud de la emisión a medida que aumenta el estímulo; cuando se alcanza el umbral de intensidad, la respuesta coclear se satura y se mantiene constante independientemente del aumento de la intensidad del estímulo. La intensidad del estímulo empleada trabaja en la región de saturación de la respuesta, lo que permite emplear la estimulación no lineal. En este caso se emplean tres estímulos de la misma intensidad y polaridad, luego, el cuarto estímulo tiene el triple del valor de intensidad y polaridad invertida. Como resultado, luego de la promediación de este bloque de 4 registros se eliminan el ruido aleatorio y el artefacto del estímulo manteniéndose la bioseñal que se desea obtener. A pesar de aplicar dicha técnica, se desechan los primeros 4 ms del registro para eliminar cualquier remanente del artefacto de estímulo que pueda quedar en la señal. La información contenida en esta porción no resulta de interés ya que corresponde a componentes de altas frecuencia que no se evalúan en este protocolo. En la Figura 4 se presenta el diagrama de flujo simplificado del método automático de detección de EAOT desarrollado.

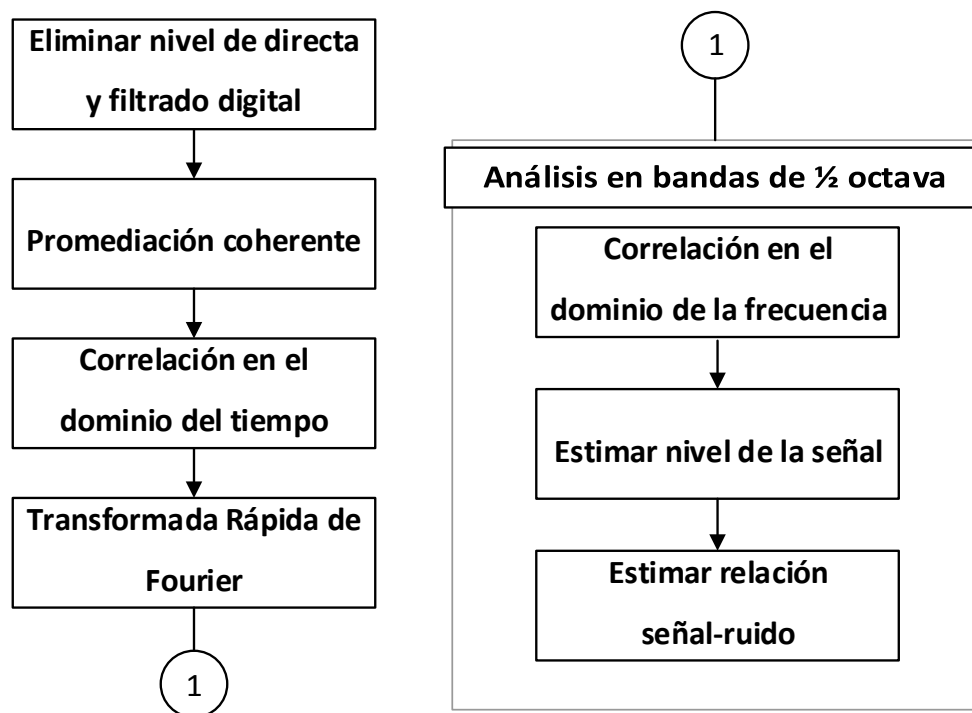


Fig. 3- Diagrama de flujo del método automático de detección de EOAT.

Como primer paso para el correcto acondicionamiento de la señal, se elimina la componente directa de cada uno de los registros obtenidos, y se realiza un filtrado digital de los mismos. Se diseñó un filtro IIR paso banda, Butterworth, fase 0, de orden 6 y 3 secciones, con frecuencia de corte a las bajas de 500 Hz y a las altas de 8 kHz, empleando el toolbox FDATool de MATLAB. Los coeficientes del filtro son exportados desde dicha herramienta para ser usados en una de las funciones de la biblioteca de procesamiento digital de señales del microcontrolador. Una vez que la señal registrada se encuentra libre de artefactos fuera de la banda de interés, se compara la amplitud de la misma con un umbral por encima de los valores típicos de intensidades de las emisiones otoacústicas. En caso de exceder el umbral, el registro es rechazado. Posteriormente se promedian paquetes de 4 registros consecutivos, para implementar la técnica de estimulación no lineal. Luego se organizan estos promedios alternamente en dos grupos, y utilizando la técnica de promediación coherente se obtienen los promedios de dichos grupos que denominaremos A y B. Mediante esta técnica, segmentos de señal de igual latencia respecto a la presentación del estímulo son promediados, manteniendo la respuesta evocada y reduciendo el ruido. De esta forma mejora considerablemente la RSR (relación señal-ruido) de la señal resultante.

Como primer criterio de evaluación de la respuesta se halla la correlación de A y B en el dominio del tiempo, lo que permite evaluar su reproducibilidad. Para ello se empleó la función `arm_correlate_f32` de la biblioteca CMSIS DSP. El valor obtenido de correlación debe ser mayor que 0.5[19]. Luego se estima el contenido espectral de los segmentos A y B mediante la Transformada Rápida de Fourier (FFT por sus siglas en inglés), empleando la función `arm_rfft_f32`.

El análisis en el dominio frecuencial se descompone en bandas de media octava centradas en 1.5, 2, 3 y 4 kHz respectivamente. Para cada una de estas bandas se analizan la correlación, el nivel de la señal y la RSR. En el caso de la correlación su valor debe ser superior a 0.5. Luego se estima el nivel de la señal (ecuación 1) mediante el cálculo de la raíz cuadrática media, que debe ser superior a -10 dB SPL[20]. A través de la ecuación 2 se estima el ruido mediante el cálculo de la desviación cuadrática media, y se calcula la RSR empleando la ecuación 3, la cual debe ser superior a los 6dB SPL.

$$S = 20 * \log \sqrt{\frac{1}{N} \sum_1^N FFT(A) * FFT(B)} \quad (1)$$

$$R = 20 * \log \sqrt{\frac{1}{N} \sum_1^N (FFT(A) - FFT(B))^2} \quad (2)$$

$$RSR = S - R \quad (3)$$

Finalmente se comprueba que el total de bandas en las que se encontró respuesta sea mayor o igual a 3. En caso de que se cumplan todos los criterios señalados, el método automático de detección de EOAT emite el resultado “Pasó”. Si al menos uno de estos criterios no se cumple, se emite el resultado “Referir”, siendo necesaria la remisión del paciente a estudios más profundos que permitan diagnosticar el tipo de pérdida auditiva que presenta.

Resultados

El prototipo de Módulo Registrador de EOA desarrollado ha sido probado a nivel de laboratorio, pues aún está en trámite el permiso de uso excepcional de equipos médicos en seres humanos, que otorga la entidad reguladora nacional (CECMED). Por ello fue necesario el empleo de un simulador de EOA para realizar los estudios que permiten evaluar el método automático de detección de EOAT desarrollado. Se empleó el simulador comercial de emisiones otoacústicas y potenciales evocados auditivos Baby Isao del fabricante Intelligent Hearing Systems ⁽²¹⁾. El software del simulador incluye una biblioteca de respuestas que emulan pacientes con diferentes niveles de pérdida auditiva. Para ello se parte de una respuesta base de un sujeto sano (normoyente) y se aplican filtros paso alto, paso bajo o supresor de frecuencia para simular las pérdidas en las distintas regiones de la cóclea. Se incluye además respuestas de sujetos con pérdida total de la capacidad auditiva (cofosis).

Se realizó un estudio a partir de 18 respuestas significativas incluidas en la biblioteca del simulador, a las cuales se les aplicó el método automático de detección de EOAT desarrollado. Para evocar las respuestas simuladas se empleó un estímulo tipo clic a una intensidad de 83 dB peSPL y frecuencia de 71 Hz. Las mediciones se realizaron en un ambiente controlado donde el ruido no superaba los 50 dBA ⁽²²⁾, escenario similar al que se prevé para realizar esta prueba en una institución hospitalaria. En la Tabla 1 se presentan los resultados del estudio realizado. Por cada uno de los ensayos se presentan dos filas; en la primera, se muestran los valores esperados y en la segunda los valores obtenidos durante el ensayo. Se analizan los valores obtenidos para las bandas de interés y el resultado final de la aplicación del método.

Como se puede apreciar en la Tabla 1, los resultados de la aplicación del método propuesto coincidieron con los valores de referencia (respuesta proporcionada por el simulador) en la totalidad de los casos evaluados. Este hecho pone en claro la alta sensibilidad y especificidad de la solución propuesta ante un simulador. No obstante, resulta imprescindible la realización de ensayos con humanos una vez que se haya obtenido la debida autorización del órgano regulador. También es necesario incrementar el tamaño de la muestra para que los resultados tengan el respaldo estadístico requerido.

Posteriormente se estudió el comportamiento del método propuesto en cada una de las bandas analizadas. Se pudo comprobar que solamente falló en seis de un total de 72 bandas, por lo que se obtuvo una sensibilidad de 87.5% y especificidad de 93.75%; valores elevados y acordes con el uso previsto. Vale destacar que los errores detectados estuvieron asociados a las respuestas que empleaban filtros supresores de frecuencia. No existen datos en la biblioteca de respuestas referentes a la pendiente de los filtros supresores de frecuencia, por lo tanto, se desconoce su efecto en la vecindad de las frecuencias suprimidas, lo que repercute directamente en el nivel de la señal y relación señal-ruido calculado en cada una de las bandas de análisis.

<http://scielo.sld.cu>



Este documento está bajo [Licencia de Creative Commons Reconocimiento-NoComercial 4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/).

Tabla 1- Resultados del estudio realizado.

Respuesta		1,5 kHz	2 kHz	3 kHz	4 kHz	Resultado
Normoyente	Baby Isao	si	si	si	si	Pasó
	Experimento	si	si	si	si	Pasó
Filtro paso bajo Fc = 4 kHz	Baby Isao	si	si	si	si	Pasó
	Experimento	si	si	si	si	Pasó
Filtro paso bajo Fc = 3 kHz	Baby Isao	si	si	si	no	Pasó
	Experimento	si	si	si	no	Pasó
Filtro paso bajo Fc = 2 kHz	Baby Isao	si	si	no	no	Referir
	Experimento	si	si	no	no	Referir
Filtro paso bajo Fc = 1.5 kHz	Baby Isao	si	no	no	no	Referir
	Experimento	si	no	no	no	Referir
Filtro paso bajo Fc = 1 kHz	Baby Isao	no	no	no	no	Referir
	Experimento	no	no	no	no	Referir
Filtro paso alto Fc = 500 Hz	Baby Isao	si	si	si	si	Pasó
	Experimento	si	si	si	si	Pasó
Filtro paso alto Fc = 1 kHz	Baby Isao	si	si	si	si	Pasó
	Experimento	si	si	si	si	Pasó
Filtro paso alto Fc = 1.5 kHz	Baby Isao	si	si	si	si	Pasó
	Experimento	si	si	si	si	Pasó
Filtro paso alto Fc = 2 kHz	Baby Isao	no	si	si	si	Pasó
	Experimento	no	si	si	si	Pasó
Filtro paso alto Fc = 3 kHz	Baby Isao	no	no	si	si	Referir
	Experimento	no	no	no	si	Referir
Filtro paso alto Fc = 4 kHz	Baby Isao	no	no	no	si	Referir
	Experimento	no	no	no	si	Referir
Filtro supresor Fc = 1 kHz	Baby Isao	si	si	si	si	Pasó
	Experimento	no	si	si	si	Pasó
Filtro supresor Fc = 1.5 kHz	Baby Isao	no	si	si	si	Pasó
	Experimento	no	si	si	si	Pasó
Filtro supresor Fc = 2 kHz	Baby Isao	si	no	si	si	Pasó
	Experimento	no	si	si	si	Pasó
Filtro supresor Fc = 3 kHz	Baby Isao	si	si	no	si	Pasó
	Experimento	si	si	si	si	Pasó
Filtro supresor Fc = 4 kHz	Baby Isao	si	si	si	no	Pasó
	Experimento	si	si	si	si	Pasó
Cofosis	Baby Isao	no	no	no	no	Referir
	Experimento	no	no	no	no	Referir

<http://scielo.sld.cu>



Finalmente, los datos fueron sometidos a una prueba estadística de Chi cuadrado. Los resultados aparecen en la tabla 2.

Tabla 2- Tabla de contingencia para las clasificaciones del algoritmo de detección y las respuestas observadas en el simulador.

	Sí clasificado	No clasificado	Totales
Sí observado	48	3	51
No observado	3	18	21
Totales	51	21	72 (Gran Total)

El análisis estadístico reveló el siguiente valor del estadígrafo Chi cuadrado con corrección Yates: $\chi^2 = 42.1038$ ($p < 0.00001$). Se puede afirmar que ambos métodos se comportan homogéneamente con respecto al estudio realizado.

Conclusiones

Un prototipo de la solución propuesta fue evaluado, a escala de laboratorio, de forma exitosa tal como muestran los resultados.

El método propuesto demostró una alta sensibilidad en el cribado neonatal al coincidir totalmente con los resultados esperados al utilizar un simulador de un fabricante reconocido, como referencia o regla de oro. No obstante, es imprescindible realizar ensayos en humanos para obtener resultados definitivos.

Al analizar el comportamiento del método propuesto en cada banda estudiada, queda evidenciada su alta efectividad en esta evaluación preliminar.

Referencias

1. Organización Mundial de la Salud [Internet]. Ginebra: OMS; c2019. Sordera y pérdida de la audición 2019; [actualizado 15Mar 2019; citado 15 Abr 2019]; [aprox. 5 pantallas]. Disponible en: <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/deafness-and-hearing-loss>



2. Monsalve González A, Núñez Batalla F. La importancia del diagnóstico e intervención temprana para el desarrollo de los niños sordos: Los programas de detección precoz de la hipoacusia. *Psychosocial Intervention*. 2006;15(1):7-28.
3. Medina Alva MdP, Kahn IC, Muñoz Huerta P, Leyva Sánchez J, Moreno Calixto J, Vega Sánchez SM. Neurodesarrollo infantil: características normales y signos de alarma en el niño menor de cinco años. *Revista Peruana de Medicina Experimental y Salud Pública*. 2015;32:565-73.
4. Moore JK. Maturation of Human Auditory Cortex: Implications for Speech Perception. *Annals of Otolaryngology, Rhinology & Laryngology*. 2002;Vol. 111(2):7-10.
5. Martínez-Beneyto P, Morant A, Pitarch M-I, Latorre E, Platero A, Marco J. La implantación coclear pediátrica en el periodo crítico de la vía auditiva, nuestra experiencia. *Acta Otorrinolaringol Esp*. 2009;60(5):311-7.
6. US Preventive Services Task Force. Universal screening for hearing loss in newborns: US Preventive Services Task Force recommendation statement. *Pediatrics*. 2008;122(1):143-8.
7. American Academy of Pediatrics JCoIH. Year 2007 position statement: Principles and guidelines for early hearing detection and intervention programs. *Pediatrics*. 2007;120(4):898-921.
8. Kemp DT. Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system. *Journal of the Acoustical Society of America*. 1978;6:1386-91.
9. Sörnmo L, Laguna P. Chapter 4. Evoked Potentials. *Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications*. 1st ed: Elsevier; 2005.
10. Gorga MP, Preissler K, Simmons J, Walker L, Hoover B. Some Issues Relevant to Establishing a Universal Newborn Hearing Screening Program. *Journal of the American Academy of Audiology*. 2001;12(2):101-12.
11. Durieux-Smith A, Picton TW, Bernard P, Macmurray B, Goodman JT. Prognostic validity of brainstem electric response audiometry in infants of a neonatal intensive care unit. *Audiology*. 1991;30(5):249-65.
12. Prieve BA, Gorga MP, Schmidt A, Neely S, Peters J, Schultes L, et al. Analysis of transient-evoked otoacoustic emissions in normal-hearing and hearing-impaired ears. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 1993;93(6):3308-19.
13. Keefe DH, Feeney MP, Hunter LL, Fitzpatrick DF. Comparisons of transient evoked otoacoustic emissions using chirp and click stimuli. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2016;140(3):1949-73.
14. Norton SJ, Gorga MP, Widen JE, Folsom RC, Slinger Y, Cone-Wesson B, et al. Identification of neonatal hearing impairment: a multicenter investigation. *Ear and hearing*. 2000;21(5):348-56.
15. Kemp DT, Ryan S, editors. *The use of transient evoked otoacoustic emissions in neonatal hearing screening programs*. Seminars in Hearing; 1993: Copyright© 1993 by Thieme Medical Publishers, Inc.
16. AEN/CTN. *Electroacústica. Equipos Audiométricos. Parte 6: Instrumentos para la medición de emisiones otoacústicas 2010. Standards*

<http://scielo.sld.cu>



Este documento está bajo [Licencia de Creative Commons Reconocimiento-NoComercial 4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/).

INTE/IEC 60645-6:2019 Disponible en: https://www.inteco.org/en_US/shop/product/inte-iec-60645-6-2019-electroacustica-equipos-audiometricos-parte-6-instrumentos-para-la-medicion-de-emisiones-otoacusticas-3945

17. Tompkins WJ. Biomedical digital signal processing: C-language examples and laboratory experiments for the IBM PC: Prentice-Hall, Inc.; 1993.

18. Maxon AB, White KR, Behrens TR, Vohr BR. Referral rates and cost efficiency in a universal newborn hearing screening program using transient evoked otoacoustic emissions. JOURNAL-AMERICAN ACADEMY OF AUDIOLOGY. 1995;6:271-.

19. Balatsouras DG, Kaberos A, Karapantzios E, Homsoglou E, Economou NC, Korres S. Correlation of transiently evoked otoacoustic emission measures to auditory thresholds. Medical Science Monitor. 2004;10(2):MT24-MT30.

20. Bray P, Kemp D. An advanced cochlear echo technique suitable for infant screening. British Journal of Audiology. 1987;21(3):191-204.

21. Systems IH. Introducing Baby Isao™[Internet]. USA :The Intelligent Simulator for AEP and OAE. Intelligent Hearing Systems; 2018 [Cited 2020 Oct 22]. [about 1 p]. Available from: http://www.ihsys.com/Brochures/BROCHURE_Simulator-Isao.pdf

22. British Society of Audiology. Recommended Procedure for Pure-tone air-conduction and bone-conduction threshold audiometry with and without masking [Internet]. 2018 [Cited 2020 Oct 22]; [about 10 p]. Available from: <https://www.thebsa.org.uk/wp-content/uploads/2011/04/Recommended-Procedure-Pure-Tone-Audiometry-August-2018.pdf>

Conflicto de interés

Los autores declaran que no existen conflictos de intereses.

Contribucion de los autores

Conceptualización: Msc. Ernesto Velarde Reyes, Ing. Jorge German Perez Blanco; Metodología: Dr.C. René Iván González Fernández, Ing. Jorge German Perez Blanco; Software Ing. Jorge German Perez Blanco, Msc. José Carlos Santos Ceballos; Escritura borrador original: Ing. Jorge German Perez Blanco, Escritura revisión y edición: Ing. Yosvani Pantoja Gómez, Dr.C. René Iván González Fernández. Todos los autores han leído y aceptado la versión publicada del manuscrito.

