

Sistema de Pesquisaje Auditivo con PEAAe sobre PDA

Elsa Santos Febles¹, María Cecilia Pérez-Abalo², María del Carmen Hernández Cordero³

¹ Centro de Neurociencias de Cuba/Departamento de Fonoaudiología, Teléfono 2084461 Correo electrónico: elsa@cneuro.edu.cu

² Centro de Neurociencias de Cuba/Departamento de Fonoaudiología, Correo electrónico: marilyn@cneuro.edu.cu

³ Centro de Neurociencias de Cuba/Departamento de Fonoaudiología, Correo electrónico: maryc@cneuro.edu.cu

RESUMEN / ABSTRACT

El pesquisaje auditivo de todos los recién nacidos (universal) constituye una meta en salud a nivel mundial. Aunque existen técnicas fiables y efectivas para el pesquisaje, estas tienen limitaciones y pueden perfeccionarse. En los últimos años los Potenciales Evocados Auditivos de Estado Estable a Múltiples Frecuencias (PEAAe MF) se han propuesto como una alternativa efectiva para la evaluación de la audición a edad temprana y como método de detección. Sin embargo los equipos de PEAAe existentes no están concebidos para su uso en la maternidad, tienen una interface con el usuario relativamente compleja y requieren conocimiento experto para su empleo adecuado. Con el objetivo de facilitar el uso del PEAAe MF como método de pesquisaje, se diseñó un equipo automático de pesquisaje auditivo. El equipo cuenta con dos unidades: una PDA (Personal Digital Assistant) que recibe de manera inalámbrica la respuesta y un equipo registrador/estimulador, incorporando una nueva forma de estimulación auditiva. El presente trabajo describe el programa de cómputo sobre PDA y el algoritmo de funcionamiento que se desarrolló para este equipo. El sistema diseñado simplifica el proceso de registro y análisis del PEAAe MF usando métodos novedosos de procesamiento y detección de la respuesta, así como una forma específica de estimulación. Esto reduce la duración de la prueba e incrementa su efectividad diagnóstica. Además el resultado se muestra en la PDA como PASE o FALLO, por lo que no requiere de un evaluador experto. Cuenta con una base de datos para garantizar el proceso de seguimiento que conlleva un programa de pesquisaje de este tipo.

Palabras claves: Equipo de pesquisaje auditivo universal, potenciales evocados auditivos de estado estable, software automático en asistente personal de cómputo.

Over the last decade universal neonatal hearing screening has become an important health goal worldwide. However the techniques and equipment available for screening though effective can be further improved. The multiple auditory steady state responses have been demonstrated a valid technique for objective frequency specific hearing assessment in infants, and have also some advantages as a screening method. However the existing MSSR equipment is not designed as an automated screening device. Most MSSR equipment has a user interface relatively complex with experimental parameters and procedures that can be changed at will and thus requires expertise for adequate use. Here we describe a new automated MSSR device designed for universal hearing screening. The equipment has 2 parts: a software program in a personal digital assistant connected wireless (Bluetooth) with a hardware unit that delivers the stimuli and records the bioelectric activity. Here we describe the software package designed for this equipment. The new algorithm facilitates and simplifies the acquisition and processing of the responses and uses a new stimulation procedure that reduces the duration of the test and increases its diagnostic efficiency. Also, since the test is automatic showing the results as pass or fail, it does not require expertise for its operation. The system incorporates data base and storing facilities for follow up of all babies tested, as a necessary component of any screening program.

*Keywords: universal hearing screening device, auditory steady state responses, automated software in PDA
PEAAE Hearing Screening System on PDA*

INTRODUCCIÓN

Actualmente, existe una mayor comprensión acerca de la importancia y beneficios del pesquisaje auditivo de la población infantil, de manera que estos programas han quedado instituidos como parte de la legislación de salud en un

número creciente de países de Europa, Asia y América [1]-[3]. Está bien documentado que muchas de las consecuencias negativas de la pérdida de audición pueden reducirse o evitarse si se detecta tempranamente el niño afectado iniciándose oportunamente el tratamiento y la rehabilitación [4]. Estos trastornos, de no detectarse y atenderse a tiempo, producen

cambios importantes en la organización cerebral, así como un serio retraso en el desarrollo comunicativo e intelectual del niño, que limita su adecuada adaptación al entorno socio-familiar [5].

El avance tecnológico ocurrido en los últimos años ha hecho posible disponer en la actualidad de técnicas objetivas (basadas en el registro de diversas respuestas fisiológicas auditivas) y de equipos totalmente automáticos portátiles, que han resultado sensibles y confiables para el pesquisaje auditivo [6]-[9]. Esto a su vez ha permitido pesquisar en forma universal, es decir evaluar a todos los recién nacidos durante su estadía en la maternidad.

Las técnicas más utilizadas para el pesquisaje universal que son la base del equipamiento ya existente son: los Potenciales Evocados Auditivos de Tallo Cerebral (PEATC) [10] y las Emisiones Otocústicas (EOA) [11]. Sin embargo, aún cuando la eficiencia diagnóstica de este equipamiento es relativamente alta, tienen como limitante una elevada cifra de falsos positivos (estimado en un 20 %). Muchos de estos falsos positivos son atribuibles a pérdidas conductivas leves transitorias del recién nacido [12].

En la última década los Potenciales Evocados Auditivos de estado estable a Múltiples Frecuencias (PEAee MF) han sido propuestos como un método confiable a edades tempranas, para la evaluación audiométrica objetiva en toda la gama de frecuencias audíbles. Varios investigadores han demostrado que con esta metodología, se puede evaluar con una exactitud aceptable, toda la configuración del audiograma tonal, tanto en regiones de frecuencias graves como agudas [13][14]. Por otra parte, estas respuestas son detectables en la mayoría de recién nacidos y lactantes hasta niveles de intensidad sonora cercanos al umbral de audibilidad [15][16], lo que las hace potencialmente útiles para determinar la sensibilidad auditiva. Su introducción como método de pesquisaje, ha sido investigada recientemente con resultados prometedores y pudiera resolver alguna de las limitaciones de las técnicas utilizadas hasta ahora.

Sin embargo para eso se requiere de un perfeccionamiento metodológico y tecnológico. Los equipos y procedimientos existentes para la obtención de PEAee MF fueron diseñados para uso clínico y no están preparados para su uso masivo en la maternidad. Más aún, estos sistemas no llegan a automatizar totalmente el proceso de la ejecución de la prueba ni la interpretación del resultado por lo que no son fácilmente operables por personal no experto.

Con el objetivo de resolver estas limitaciones se desarrollo un equipo estimulador/registrador para el pesquisaje neonatal de formato pequeño, portátil y alimentado por una batería recargable. Este equipo transmite vía inalámbrica hacia una PDA (Personal Digital Assistant) la señal bioeléctrica para la detección de la respuesta. Ambos dispositivos llevan incorporado la tecnología Bluetooth, norma que define un estándar global de comunicación inalámbrica sin visión directa, que posibilita la transmisión de voz y datos mediante un enlace por radiofrecuencia. De esta manera se aprovecha viabilidad de una interface vía radio, de bajo costo y bajo

consumo, para una conexión de corto alcance sin utilizar cable con el equipo de registro (Figura 1).

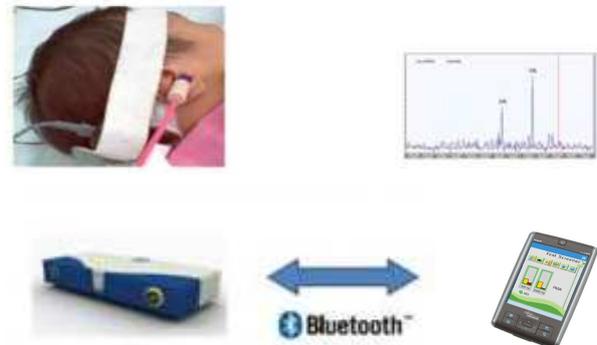


Figura. 1: Esquema del equipo de pesquisaje auditivo

El presente trabajo describe un nuevo sistema automatizado implementado para PDA, que permite conducir la prueba de pesquisaje desde un medio de cómputo pequeño, fácilmente transportable, con capacidades similares a los PCs (Personal Computer) de escritorio.

A través de un algoritmo predeterminado, se simplifica el proceso de registro del PEAee MF utilizando una nueva forma de estimulación ósea y aérea simultánea para disminuir el número de falsos positivos. Los resultados se devuelven forma de PASE o FALLO, reduciendo el tiempo de exploración y la necesidad de un evaluador experto.

METODOLOGÍA

El desarrollo de una aplicación para dispositivo móvil impuso la selección de .NET. Como medio ambiente de desarrollo Microsoft Visual Studio, debido a la plataforma de desarrollo móvil integrada en él, que incluye el CF (Compact Framework). El CF constituye un subconjunto del Framework .NET y es una herramienta de trabajo que nos permite desarrollar aplicaciones que se adapten al entorno móvil, generándose códigos finales más eficientes para esta clase de dispositivos.

Como lenguaje de programación se escogió C#, que implementa el paradigma de la programación orientada a objetos además de incorporar recursos que no estén presentes en otros lenguajes desarrollados para esta plataforma [17].

Para el manejo del Bluetooth se utilizó la biblioteca 32feet.Net, software libre perteneciente a In The Hand Ltd compañía que diseña y desarrolla software para dispositivos móviles.

Las bases de datos se implementaron haciendo uso de *SqlCE* que está considerado como un "motor" de base de datos muy completo, liviano y portable.

RESULTADOS

Se desarrollo una aplicación sobre PDA que permite registrar, procesar y ofrecer una evaluación de la respuesta de los PEAAe, enviados mediante vía inalámbrica desde el equipo registrador.

Se utiliza una nueva variante simplificada de registro de PEAAe MF donde el estímulo consiste en la presentación simultánea de dos tonos modulados en amplitud diferentes que se presentan simultáneamente uno por la vía ósea y otro por la vía aérea, a una intensidad fija predeterminada. Las condiciones de los amplificadores de los canales de registro y los parámetros del estimulador, quedan ajustadas en el equipo.

La ejecución de la aplicación se realiza luego de lograr una conexión exitosa vía Bluetooth con el equipo. Para permitir el intercambio de datos se produce un proceso de emparejamiento de los dispositivos, cifrando la información transmitida, que sólo podrá alcanzar a los dispositivos autorizados durante este proceso. Todo el manejo del Bluetooth está incluido en la clase *BTCom* utilizada por la clase *Equipment* que encierra toda la funcionalidad de interacción con el equipo, como se muestra en la figura 2. Se escogió una arquitectura de tres capas, en la que, los elementos de cada capa sólo se comunican con elementos de sus capas adyacentes [18].

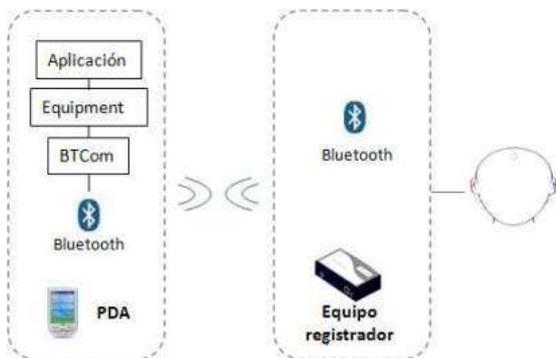


Figura. 2: Solución con arquitectura de tres capas.

A pesar de que el Bluetooth es una tecnología de bajo consumo de energía, la transmisión constante de datos en ambos sentidos podría elevarlo. Considerando que ambos dispositivos son alimentados por baterías y que por ausencia de energía podría perderse la conexión entre ambos, la aplicación incluye la posibilidad de chequear a pedido del evaluador el estado de las baterías de ambos equipos (Figura 3).



Figura. 3: Comprobación del estado de las baterías.

Otro aspecto que debe considerar el evaluador es el nivel de ruido ambiental en el entorno en que se ejecuta la prueba. Para ello la aplicación realiza una medición de la sonoridad relativa, aprovechando la raíz cuadrada media (RMS) como una medida rudimentaria de la sonoridad, muy utilizada en el procesamiento de señales de audio. Las muestras obtenidas a través del micrófono son procesadas con la función RMS para obtener un valor que ubica el entorno en un nivel de ruido determinado (Figura 4). Los valores de referencia son específicos para el modelo de PDA que se utilice. La aplicación clínica de la opción se justifica porque un elevado nivel de ruido en el local donde se realiza el registro electrofisiológico, impide la obtención de la respuesta.

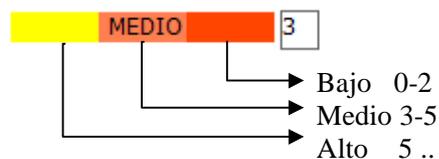


Figura. 4: Medida relativa de ruido ambiental.

Luego de introducir los datos del paciente comienza un proceso iterativo de chequeo de la impedancia de contacto de los electrodos. El montaje de los electrodos depende del oído a explorar. Se implemento una componente de programación visual *ImpedanceWin* que permite indicar al evaluador el sitio exacto donde el valor de impedancia excede los valores admitidos para un registro exitoso (Figura 5).



Figura. 5: Medición de la impedancia.

Cuando los valores de impedancia son aceptables, se procede a mostrar la actividad bioeléctrica EEG (monitoreo sin estimulación) para que el evaluador pueda juzgar la calidad del registro, la cual se verifica por inspección visual. Las señales de EEG son de una magnitud extremadamente pequeña, por lo que son fácilmente contaminadas por ruido e interferencias. Haciendo uso de un procedimiento de rechazo de artefacto se descartan aquellas señales que presentan picos por encima de un determinado umbral. Para la visualización de la señal de EEG se implemento una componente visual *SignalWin* (Figura 6).



Figura 6: Monitoreo del EEG y rechazo de artefactos.

Si estas condiciones de recogida evaluadas anteriormente son adecuadas, se puede comenzar a estimular para la adquisición del potencial evocado. Básicamente la adquisición del PEaee MF se basa en la técnica de promediación y consiste en la presentación de estimulación continua con tonos modulados y la recogida concurrente de segmentos de actividad bioeléctrica. Durante la promediación se rechazan en forma automática con un método propio [19] los segmentos ruidosos. Los segmentos aceptados que se recogen en el dominio del tiempo se transforman al dominio de la frecuencia mediante la transformada rápida de Fourier (FFT). De esta manera, podemos calcular un indicador estadístico que se desarrolla como una variante de la T2 compleja de Hotelling. Este indicador estadístico evalúa si la media de la componente espectral correspondiente a cada señal (representada a la frecuencia de modulación correspondiente) es significativamente diferente a la media del ruido [20]. Posteriormente, se procede al cálculo de los indicadores de detección de la señal así como el índice del nivel de ruido residual (NRR). Para la realización de todo este proceso se desarrolló una biblioteca de clases que encierra toda la funcionalidad matemática necesaria para la detección automática de la respuesta (Figura 7).

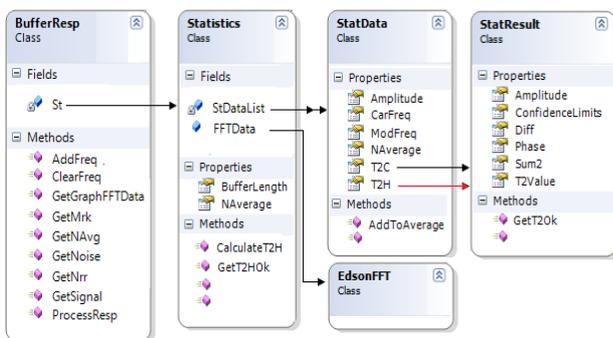


Figura 7: Conjunto de clases que se utilizan para la detección automática de la respuesta.

Durante la ejecución de la prueba se muestran en la pantalla de la PDA dos gráficos de barras que resumen los resultados de la detección automática de la respuesta en cada vía explorada (Figura 8). Su interpretación gráfica se presenta a través de dos barras (amarilla y roja). En cada caso, la barra roja (derecha) indica el nivel del ruido residual y la barra amarilla (izquierda) la magnitud de la señal o respuesta a esa frecuencia. Si la barra amarilla supera la roja, entonces hay presencia de respuesta significativa y se encuadra el gráfico en un marco verde.

Si la respuesta se mantiene como significativa (mayor que el ruido) durante n promediaciones consecutivas en ambas vías, se considera que el paciente pasó satisfactoriamente la prueba de pesquisaje y se detiene el proceso.



Figura 8: Ejecución de la prueba.

En ausencia de significación en una o ambas respuestas, se procede al análisis del valor del NRR. Este es un índice que se calcula en el dominio de la frecuencia como la energía promedio de todos los componentes espectrales entre 70 y 110 Hz exceptuando aquellos donde hay señal (a la frecuencia de modulación). El NRR se expresa en micro-voltios (μv) y puede ser utilizado como un estimador del ruido residual en un registro de PEaee [21]. La promediación se continúa hasta tanto se alcance un valor criterio de NRR (lo suficientemente bajo) o se completan un número máximo de promediaciones (pre determinado). Si llegado este punto hay ausencia de respuesta significativa estable en una o ambas respuestas (vías) exploradas, se considera que el niño no pasó la prueba. Si el fallo implica sólo la vía aérea y la ósea fue normal, se concluye como una pérdida de tipo conductiva.

La aplicación garantiza el almacenamiento de los resultados de la prueba, ya que en caso de fallo el paciente debe ser remitido para un diagnóstico más detallado de la pérdida. Por otra parte es imprescindible la existencia de una base de datos ya que los programas universales de pesquisaje auditivo necesitan de una evaluación estadística de sus resultados a nivel global (región donde son implantados). Para un mejor procesamiento de estos resultados la base de datos además puede ser exportada a formato estándar para comunicación de datos XML, y ser enviada a una PC.

DISCUSIÓN

El sistema que presenta este trabajo, forma parte de un equipo de pesquisaje auditivo que utiliza una nueva forma de estimulación para la aplicación de la técnica de PEAee MF para la detección de pérdidas auditivas [19]. El resultado obtenido permitiría discriminar pérdidas conductivas leves transitorias de aquellas que ocurren por daño sensori-neural (permanentes) y por tanto contribuiría a reducir la proporción de falsas alarmas. El procedimiento de la prueba se simplifica reduciendo el número de estímulos a evaluar (uno por cada vía) y las intensidades de estimulación a explorar. Se utiliza además un método de rechazo de artefactos propios y una modificación de los test estadísticos para poder detectar la respuesta en menos tiempo de registro [19]. El algoritmo diseñado para la automatización del equipo y el control del procedimiento facilita su empleo por personal menos entrenado.

Una característica importante del sistema es que el resultado de pase o fallo, no solo permite remitir a los niños que requieren una prueba posterior confirmatoria de diagnóstico para determinar, de forma detallada, la naturaleza de la pérdida auditiva permanente, sino que puede discriminar aquellos con trastornos leves de tipo conductivo que requieren un manejo diferente y reduce así ansiedad en muchos padres.

El desarrollo de una aplicación para un dispositivo móvil constituye un reto desde el punto de vista de la programación. El Compact Framework, herramienta utilizada para crear estas aplicaciones, evoluciona constantemente para satisfacer las nuevas necesidades. Cada nueva versión del CF aporta numerosas novedades que suponen la incorporación de nuevas clases y métodos que provienen de Framework .NET o bien optimizaciones de las clases y métodos existentes. Es por ello que para el diseño de la aplicación se tuvo muy en cuenta el paradigma de la POO ante una posible migración a nuevas versiones de las herramientas de desarrollo.

En el caso del Bluetooth la clase *BTCom* logra un adecuado nivel de abstracción logrando "comunicarse" con la componente *Equipment* encapsulando la funcionalidad que brinda. Esto no solo garantiza que la aplicación sea más robusta sino que además nos permite mantener y reutilizar esta clase que es susceptible a modificaciones debido a la actualización constante de esta tecnología y las herramientas de desarrollo relacionadas con ella.

CONCLUSIONES

Se diseña un sistema de software sobre asistente personal de cómputo que permite realizar una prueba automática de pesquisaje auditivo con PEAee MF por vía ósea y aérea simultánea y puede ser útil para discriminar pérdidas conductivas y sensorineurales.

REFERENCIAS

1. **MENCHER, G. DAVIS, A. DEVOE, S. BERESFORD, D. BAMFORD, J.** "Universal neonatal hearing screening:

Past, present, and future". *Am J Audiol*, Vol 10, pp 3-12, 2001

2. **TRINIDAD, G. PANTOJA, C. TRINIDAD, G. SERRANO, M. PARDO, G. GONZÁLEZ, A. BLASCO, A.** "Controlling retests in a universal hearing screening program". *Acta Otorrinolaringol Esp*, Vol 56, pp 96-101, 2005
3. **PASTORINO, G. SERGI, P. MASTRANGELO, M. RAVANAZZI, P. TOGNOLA, G. PARAZZINI, M. MOSCA, F. PUGNI, L. GRANDORI, F.** "The Milan Project: a newborn hearing screening programme". *Acta Paediatr*, 94, pp 458-6, 2005
4. **PÉREZ-ABALO, M.C. GAYA, J.A. SAVIO, G. PONCE DE LEON, M. PERERA, M, REIGOSA, V.** "Early detection and intervention of hearing impairment in Cuba: Outcome after 20 years", *Rev Neurol*, V 41, pp 556-563, 2005
5. **DE VILLIERS, P.A.** "Educational implications of deafness: lan-guage and literacy. in eavey, r.d. klein, j.o. (Eds.)", *Hearing Loss in Childhood: A Primer. Report of the 102nd Ross Conference on Pedi-atric Research Columbus, OH: Ross Laboratories*, pp. 127-13, 1992
6. **HALL, J.W. KILENY, P.R. RUTH, R.A. PETERS, K.J.** "Newborn auditory screening with Algo-I vs. conventional auditory brainstem response." *Presented at the American Speech- Language- Hearing Association Meeting, New Orleans LA*, pp 15-11, 1987
7. **JACOBSON, J.T. JACOBSON, C.A. SPAHR, R.C.** "Automated and conventional ABR screening techniques in high-risk infants". *J Am Acad Audiol*, Vol 1, pp 187-195, 1990
8. **GRAVEL J, BERG A, BRADLEY M, CACACE A, CAMPBELL D, DALZELL L, DECRISTOFARO J, GREENBERG E, GROSS S, ORLANDO M, PINHEIRO J, REGAN J, SPIVAK L, STEVENS F, PRIEVE B.** "New York State universal newborn hearing screening demonstration project: effects of screening protocol on inpatient outcome measures". *Ear Hear*, Vol 21, pp 131-140, 2000
9. **SOHMER, H. FEINMESSER, M.** "Cochlear action potentials recorded from the external ear in man." *Ann Otol Rhinol Laryngol*, Vol 76, pp 427-436. 1967.
10. **JEWETT, D.L. WILLINSTON, J.S.** "Auditory-evoked far fields averaged from the scalp of humans." *Brain*, Vol 94, pp 681-96, 1971
11. **KEMP, D.T.** " Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system." *J Acoust Soc Am*, Vol 13, pp 86-91, 1978
12. **NORTON, S.J. GORGA, M.P. WIDEN, J.E. FOLSOM, R.C. SININGER, Y. CONE-WESSON, B. VOHR, B.R. MASCHER, K. FLETCHER, K.** "Identification of neonatal hearing impairment: Evaluation of transient evoked otoacoustic emission, distortion product otoacoustic emission, and auditory brain stem response test performance." *Ear Hear*, Vol 21, pp 508-528, 2000

13. **PÉREZ-ABALO, M.C. SAVIO, G. TORRES, A. MARTIN, V. RODRÍGUEZ, E. GALÁN, L.** "Steady state responses to multiple amplitude modulated tones: An optimized method to test frequency specific thresholds in hearing impaired children and normal subjects." *Ear Hear*, Vol 22, pp 200-211, 2001
14. **HERDMAN, A.T., STAPELLE, D.R.** "Auditory steady-state response thresholds of adults with sensorineural hearing impairments." *International Journal of Audiology*, Vol 42, pp 237-248, 2003.
15. **SAVÍO, G. CARDENAS, J. PÉREZ-ABALO, M.C. GONZÁLES, A. VALDES, M.C.** "The low and high frequency auditory steady state responses mature at different rates." *Audiology and Neurootology*, Vol 6, pp 279-287, 2001.
16. **LUTS, H. DESLOOVERE, C. WOUTERS, J.** "Clinical application of dichotic multiple stimulus auditory steady state responses in high risk newborns and young children." *Audiology and Neurootology*, Vol 11, pp 24-37, 2006
17. **J. LIBERTY**, "Programing C#" O'Relly Media Inc., 2005, ISBN: 0-596-00699-3
18. **SUÁREZ A., DE ARMAS J.L., AZNIELLE T., GONZÁLEZ M.**, "Desarrollo de aplicaciones para el registro de señales biomédicas en tres capas", *Memorias del VI Congreso de la Sociedad Cubana de Bioingeniería* Habana 2005
19. **PEREZ ABALO MC; RODRIGUEZ D.E; CASTILLO S.M Y COL.** "Patente: Metodología y aparato para la detección objetiva de trastornos auditivos." Oficina Cubana de la Propiedad Industrial. 2008 Numero de Solicitud 2008-0141.
20. **VALDÉS J.L. , PÉREZ-ABALO M.C. , MARTÍN V. , SAVIO G. , SIERRA C. , RODRÍGUEZ E. ,** "Comparison of statistical indicators for the automatic detection of 80 Hz auditory steady state response." *Ear Hear*, Vol 18, pp 420-429, 1997
21. **JOHN, M.S., DIMITRIJEVIC, A., PICTON, T.W.** "Auditory steady-state responses to exponential modulation envelopes." *Ear Hear*, Vol 23, pp 106-117, 2002
22. **KATZ J.** *Hanbook of Clinical Audiology*. Lippicott Willians&Wilkins, pp 307-319, 2002
23. **CHEN Y.C. ET AL.**, "Development of a personal digital assistantbased wireless application in clinical practice", *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, doi:10.1016/j.cmpb.2006.11.001. 2006

AUTORES

Elsa Santos Febles

Lic. Cibernética Matemática

Msc Maestría de ,

Tecnólogo de 1er Nivel

Centro de Neurociencias de Cuba

elsa@cneuro.edu.cu

esantosf@infomed.sld.cu

Labor actual: Desarrollo de software para equipos médicos destinados a la detección de los trastornos auditivos. Desarrollo de software vinculado al neurodesarrollo infantil. Desarrollo de software sobre dispositivos móviles.

Maria Cecilia Perez Abalo

Doctor en Medicina, especialista 2do grado de Fisiología Normal y Patológica,

Doctor en Ciencias Medicas

Profesor Titular

Investigador Titular

marilyn@cneuro.edu.cu

mceciliapa@infomed.sld.cu

Labor actual: Investigaciones en la temática de electroaudiometría y neurodesarrollo infantil desarrollando equipamiento y métodos de neuro-diagnósticos.

María del Carmen Hernández Cordero

Doctor en Medicina, especialista 1er grado de Fisiología Normal y Patológica.

maryc@cneuro.edu.cu

Labor actual: Investigaciones en la temática de electroaudiometría desarrollando equipamiento y métodos de neuro-diagnósticos.