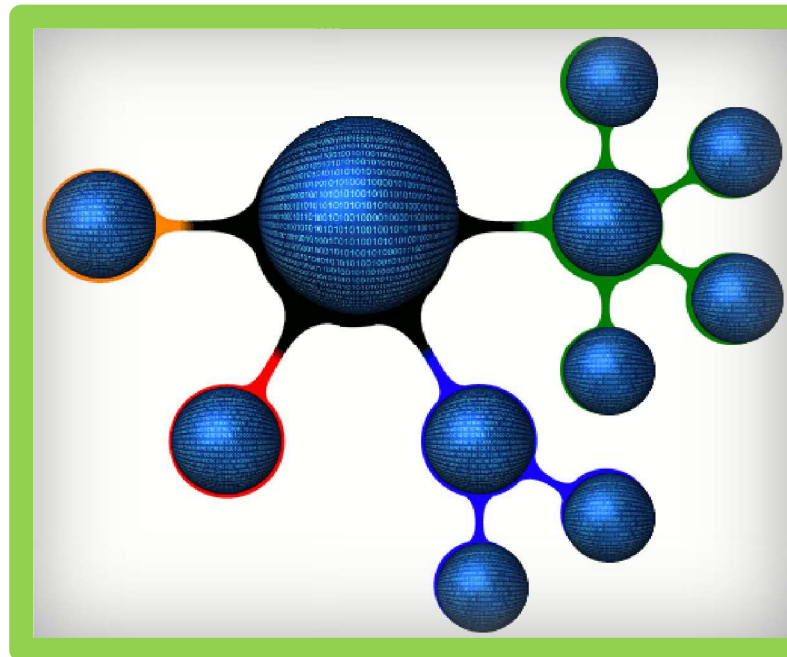


**Miguel Ángel López Gordo
Eva María de la Plaza Hernández
(Eds.)**

Cognitive Area Networks



**Cognitive Area Networks
vol. 1, nº 1, Junio 2014
© Asociación Nicolo
(www.nicolo.es)
ISSN: 2341-4243**

Miguel Ángel López Gordo
Eva María de la Plaza Hernández (Eds.)

Cognitive Area Networks

6º Simposio CEA Bioingeniería 2014
Interfaces Mente-computador y Neurotecnologías



Granada, Junio de 2014



Asociación Nicolo
www.nicolo.es
ISSN: 2341-4243

© Asociación Nicolo (www.nicolo.es)
Churriana de la Vega (Granada), 2014

REGISTRO DE POTENCIALES EVOCADOS AUDITIVOS MEDIANTE UNA ARQUITECTURA MODULAR APROPIADA PARA PROPÓSITOS DE INVESTIGACIÓN

Joaquín T. Valderrama¹, Miguel Franco¹, Isaac Álvarez¹, Ángel de la Torre¹, José C. Segura¹
¹Departamento de Teoría de la Señal, Telemática y Comunicaciones. Universidad de Granada. C/
Periodista Daniel Saucedo Aranda s/n, 18071, Granada, España. jvalderrama@ugr.es.

Manuel Sainz², José L. Vargas²
²Servicio de Otorrinolaringología. Hospital Universitario San Cecilio. Av. Dr. Olóriz 16, 18002,
Granada, España.

Resumen

El registro de potenciales evocados auditivos se utiliza en hospitales y clínicas de todo el mundo como método de detección de patologías auditivas y para estimar de forma objetiva el umbral de audición. Además, el registro de estas señales es utilizado en numerosos centros de investigación para comprender y modelar los diferentes mecanismos involucrados en el proceso de audición. Este artículo describe la constitución modular de una arquitectura que permite el registro de potenciales evocados auditivos. La naturaleza flexible y modular de esta arquitectura puede resultar de interés en numerosas aplicaciones de investigación en el campo de la audiolología.

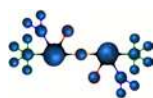
Palabras Clave: Tronco cerebral, PEAT, ABR, MLR, latencia media, sistema flexible, bajo coste.

1 INTRODUCCIÓN

Los potenciales evocados auditivos representan la actividad eléctrica del sistema nervioso en respuesta a un estímulo. Esta actividad eléctrica está caracterizada por una serie de picos de muy baja amplitud que se generan en diferentes escalas de la vía auditiva. Los potenciales evocados auditivos pueden clasificarse en función de los sitios generadores de estas señales, y en función del tiempo que ocurre entre el comienzo del estímulo y la aparición de los picos (latencia), la cual puede variar entre 1 ms y 0.5 segundos. El registro de potenciales evocados auditivos ha sido extensamente utilizado tanto en actividades clínicas como de investigación con animales y seres humanos debido a la naturaleza no invasiva del registro de estas señales. Los potenciales evocados auditivos del tronco cerebral (ABR, *auditory brainstem response*) y los potenciales de latencia media (MLR, *middle latency*

response) son potenciales evocados auditivos generados respectivamente en el tronco cerebral y en la corteza cerebral [4]. Los ABR incluyen una serie de ondas que ocurren durante los primeros 10 ms desde la generación del estímulo. Las ondas de los PEAT se identifican mediante números romanos secuenciales, tal y como propusieron Jewett y Williston [9]. Aunque se pueden identificar hasta siete ondas en los ABR, las ondas más robustas son los picos I, III y V. Los MLR presentan latencias entre 10 y 60 ms, e incluyen las componentes N_a, P_a, N_b y P_b. Las componentes más centrales de los MLR suelen estar afectadas por la atención, y son difíciles de registrar bajo efectos de sedación. El registro de estas señales se utiliza en hospitales y clínicas de todo el mundo como herramienta de evaluación objetiva de la audición, para detectar el umbral de audición, y para detectar ciertas patologías auditivas como el neuroma vestibular o la enfermedad de Ménière. Además, el análisis de los potenciales evocados auditivos puede ayudar a comprender los mecanismos involucrados en el proceso de audición [12,18]. El registro de estas señales involucra un amplio rango de parámetros de configuración [15]. El uso de una arquitectura de registro abierta y modular es apropiado para propósitos de investigación puesto que proporciona la flexibilidad necesaria para implementar métodos avanzados que usualmente no pueden llevarse a cabo por la mayoría de sistemas de registro comerciales [1].

Este artículo presenta una arquitectura modular de registro de potenciales evocados auditivos. Con esta arquitectura, los usuarios tienen un control total sobre cualquier parámetro de configuración. Por ejemplo, los usuarios pueden establecer el nivel de intensidad de estimulación, seleccionar el número de respuestas promediadas, utilizar el método convencional de estimulación o cualquier otro método más avanzado, fijar la frecuencia de estimulación, seleccionar la frecuencia de muestreo analógico-digital, elegir el orden y las frecuencias de corte de filtros digitales, seleccionar la polaridad y la naturaleza del estímulo



(clics, chirps, tonos enventanados, etc.), o implementar técnicas avanzadas de rechazo de artefacto. Además, esta arquitectura permite el registro del electroencefalograma (EEG) completo, lo cual permite la implementación *off-line* de métodos avanzados de procesamiento de señal. La flexibilidad de esta arquitectura modular de registro de potenciales evocados auditivos es evaluada mediante experimentos con señales ABR y MLR en diferentes condiciones de registro. La idoneidad de la arquitectura presentada en aplicaciones de investigación se discute en este artículo.

2 ARQUITECTURA DE REGISTRO MODULAR

2.1 PROCESO DE REGISTRO

El procedimiento de registro de potenciales evocados auditivos mediante la arquitectura de registro propuesta está esquematizado en la figura 1. Este proceso incluye la presentación de estímulos auditivos y el registro de sus correspondientes respuestas eléctricas mediante electrodos de superficie. La señal registrada debe ser amplificada debido a la baja amplitud de los potenciales. Esta señal suele estar significativamente contaminada por distintos tipos de artefacto, tales como ruido miogénico asociado a la actividad muscular del sujeto, ruido eléctrico derivado del amplificador, interferencias electromagnéticas y de radiofrecuencia, etc. El método utilizado para reducir los efectos de estos artefactos y mejorar la relación señal a ruido (SNR, *signal to noise ratio*) es el promediado de un gran número de respuestas auditivas [5,20]. En la arquitectura propuesta, una señal compuesta por una ráfaga de estímulos es generada por el ordenador para la estimulación del sistema auditivo y para la sincronización de las respuestas. Esta señal es enviada de forma síncrona por las salidas de un conversor digital-analógico (DAC, *digital to analog converter*). El primer canal de salida está conectado a un transductor, a través del cual la señal de estimulación excita el sistema auditivo del sujeto, generando la respuesta auditiva. Esta señal biológica, más ruido, es registrada por tres electrodos situados sobre la piel en distintos puntos de la cabeza. El EEG registrado por los electrodos es amplificado y filtrado paso banda. El EEG filtrado y amplificado es registrado de forma síncrona junto con la señal de sincronización por los canales de entrada del conversor analógico-digital (ADC, *analog to digital converter*). Finalmente, una serie de rutinas software implementan los métodos de procesado de señal necesarios para obtener los potenciales evocados auditivos. La arquitectura propuesta en este artículo involucra una serie de unidades o módulos que realizan la estimulación del

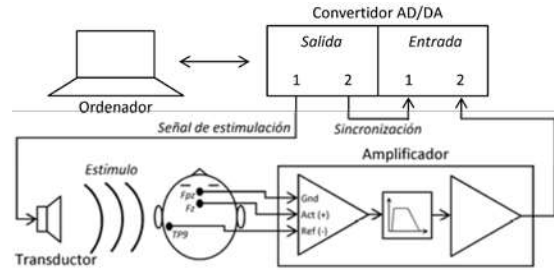


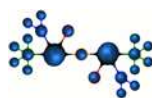
Figura 1: Esquema general de la arquitectura de registro de potenciales evocados auditivos

sistema auditivo del sujeto explorado, el registro de las correspondientes respuestas auditivas, y el procesamiento de datos necesario para obtener los potenciales evocados auditivos. Las características de estos módulos se describen a continuación.

2.2 MÓDULOS DE LA ARQUITECTURA

La arquitectura descrita en este artículo incluye una serie de módulos hardware y software que realizan distintas funcionalidades necesarias para el registro de potenciales evocados auditivos. La figura 2 presenta un diagrama de los módulos que componen esta arquitectura. Esta figura incluye diferentes opciones que pueden utilizarse para implementar los distintos módulos. Por ejemplo, el módulo M1 define el tipo de estímulo, y puede implementarse mediante clics monofásicos, tonos modulados, chirps, etc. El conversor analógico-digital / digital-analógico (AD/DA) conecta los módulos de los dominios digital y analógico. El conversor AD/DA incluye un conversor digital-analógico (DAC) y un conversor analógico-digital (ADC). Un ordenador implementa los módulos software de esta arquitectura, que pueden programarse mediante cualquier lenguaje de programación numérica. Las señales digitales correspondientes a las salidas de los distintos módulos software están etiquetadas en la figura. Por ejemplo, S1 es la señal digital generada por el módulo M1, y S4 representa la convolución de las señales S1 y S3. A continuación se presenta la descripción detallada de las características y funcionalidades de los módulos hardware y software que componen esta arquitectura de registro.

Los módulos M1 a M5 definen las propiedades de la señal de estimulación. El módulo M1 determina el tipo de estímulo que evocará la respuesta auditiva. Posibles tipos de estímulos son pulsos rectangulares de voltaje (clics), tonos modulados, clics filtrados, clics emparejados, plops, chirps, ruido, y estímulos por fonemas de voz, etc. La señal S1 representa el estímulo utilizado para evocar la respuesta auditiva. El módulo M2 genera la secuencia de estimulación de acuerdo con el método de estimulación especificado. La secuencia de estimulación está



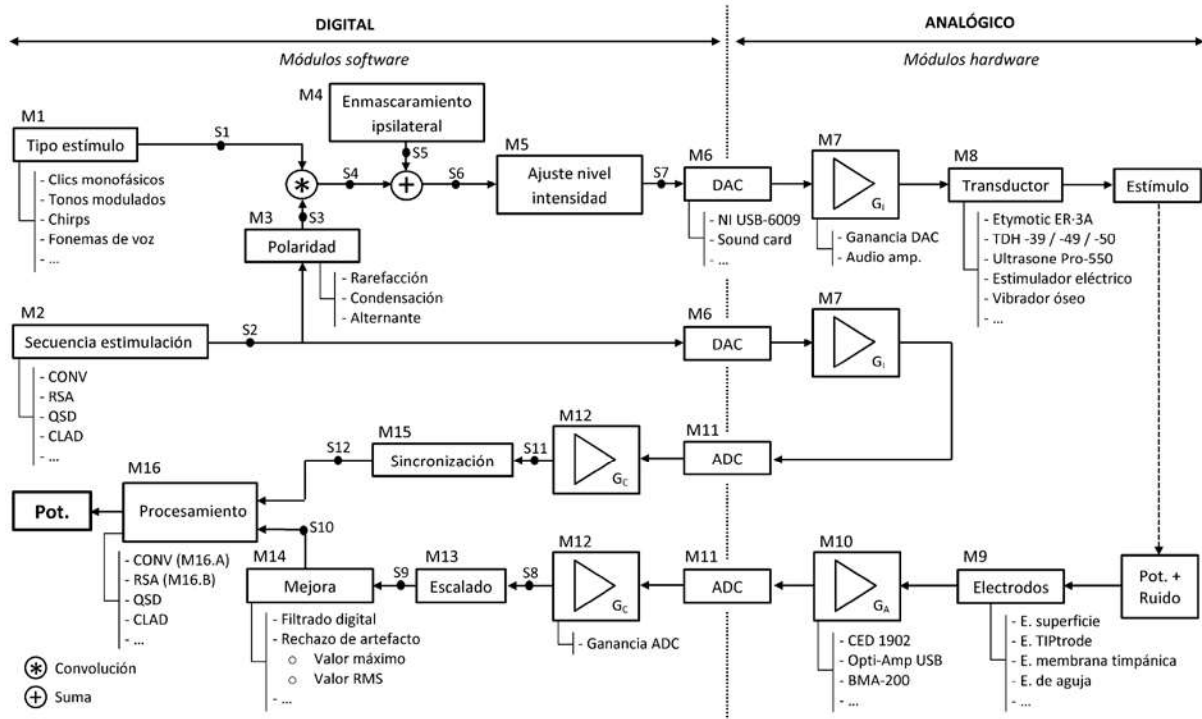
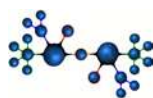


Figura 2: Diagrama de módulos de la arquitectura de registro de potenciales evocados auditivos

definida con el valor 1 en las muestras en las que comienza la estimulación, y 0 en el resto de muestras. El método convencional de estimulación (CONV) consiste en la presentación de estímulos con un intervalo entre estímulos (ISI, *inter-stimulus interval*) constante [5,20]. En este método, el ISI de la secuencia de estimulación debe ser mayor que la ventana de promediación para evitar el solapamiento de respuestas [7]. Sin embargo, la presentación de estímulos a alta tasa, en donde las respuestas están generalmente solapadas, presenta numerosas ventajas, tales como el registro de un mayor número de respuestas en el mismo tiempo de duración de la prueba [14], y el estudio de la adaptación neuronal [2,7,18]. El módulo M2 permite la implementación de métodos avanzados de estimulación que permiten el registro de respuestas auditivas solapadas. Algunos de estos métodos son *maximum length sequences* (MLS) [6], *continuous loop averaging deconvolution* (CLAD) [3,11], *quasiperiodic sequence deconvolution* (QSD) [10], y *randomized stimulation and averaging* (RSA) [17]. La señal S2 representa la secuencia de estimulación, y es utilizada tanto para la generación de la señal de estimulación como para la generación de la señal de sincronización. El módulo M3 determina la polaridad de la estimulación. Este módulo aplica a los estímulos las polaridades de rarefacción, condensación y alternante. La señal S3 representa la secuencia de estimulación después de fijar la polaridad de los estímulos. En la señal S3, las muestras de la secuencia de estimulación en las que el estímulo comienza tienen el valor de -1 en la polaridad de rarefacción, el valor de 1 en la polaridad

de condensación, y un valor alternante (1, -1, 1, ...) en la polaridad alternante. La señal S4 representa la convolución del estímulo (S1) y la señal de estimulación con estímulos polarizados (S3). La señal S5 generada por el módulo 4, representa ruido con una distribución espectral de energía definida. El módulo M4 es opcional, y puede ser utilizado para propósitos de enmascaramiento ipsilateral, el cual permite el registro de respuestas auditivas evocadas por una sección específica de la cóclea, correspondiente a una banda de frecuencias determinada. La señal S6 se obtiene mediante la suma de las señales S4 y S5, y representa la señal de estimulación antes de ser ajustado el nivel de intensidad. El módulo M5 determina la amplitud de la señal de estimulación (S7) para generar una señal acústica en el transductor (después de la conversión digital-analógico y amplificación) de un nivel de intensidad específico medido en términos de dB nHL (dB normal hearing level) o en términos de dB SPL (dB sound pressure level). Siendo V_{ref} la amplitud de voltaje de la señal de estimulación necesaria para presentar estímulos a un nivel de intensidad de 0 dB nHL (umbral de audición), la amplitud de voltaje necesaria para presentar estímulos a una intensidad de X dB nHL viene definida por: $V_X = V_{ref} \cdot 10^{X/20}$. Una descripción completa del procedimiento para calibrar la referencia 0 dB nHL (V_{ref}) está descrita por el estándar internacional ISO-389 [8].

La señal de estimulación (S7) es convertida al

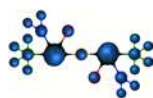


dominio analógico a través del DAC (módulo M6), amplificada (módulo M7), y enviada al transductor (módulo M8) para evocar la respuesta auditiva. Aunque la figura 2 muestra un esquema de la arquitectura de registro de AER con un DAC de dos canales de salida, se pueden añadir canales adicionales a la arquitectura para incluir otras funcionalidades como la estimulación binaural para el *screening* simultáneo de los dos oídos, y el uso de enmascaramiento contralateral para asegurar una estimulación monaural [13]. La mayor parte de los DACs incluyen una etapa de amplificación (módulo M7). Sin embargo, esta amplificación puede ser insuficiente para generar estímulos a niveles altos de estimulación, i.e., mayores que 85 dB nHL. En estos casos, se requiere una etapa de amplificación adicional que puede ser implementada por un amplificador estándar de audio. La señal de estimulación una vez convertida al dominio analógico y amplificada se envía al transductor (módulo M8) para evocar la respuesta auditiva. El sistema auditivo de un sujeto puede ser excitado por estímulos de distinta naturaleza. En la mayor parte de las aplicaciones, la naturaleza del estímulo es acústica, y el transductor que se utiliza es una pareja de auriculares. Los auriculares de inserción Etymotic ER-3A (Etymotic Research, Inc., Elk Grove Village, IL) y los auriculares Telephonics TDH -39, -39, -50 (Cadwell Laboratoires, Inc., Kennewick, WA) son transductores ampliamente utilizados en aplicaciones de audiología. El módulo M8 puede también ser implementado por transductores que generen estímulos de otra naturaleza, como vibradores óseos, y estimuladores eléctricos.

Las respuestas auditivas evocadas por el transductor junto con ruido derivado de la actividad miogénica del sujeto y otras interferencias electromagnéticas y de radiofrecuencia componen el EEG registrado por los electrodos (módulo M9). El módulo M9 puede ser implementado por electrodos de superficie colocados en la cabeza de acuerdo con las posiciones estándar definidas por el Sistema Internacional 10-20. Los electrodos activo, tierra y referencia pueden situarse en parte superior de la frente (Fz), en la parte inferior de la frente (Fpz), y en la mastoides ipsilateral (TP9 / TP10) respectivamente, tal y como muestra la figura 1. La baja amplitud de las respuestas evocadas auditivas en los electrodos (usualmente inferior a 1 μ V) requiere una gran amplificación con la intención de que el EEG pueda ser registrado por el ADC. Además, la adaptación del EEG registrado incluye una etapa de filtrado para reducir la energía en las componentes de frecuencia que no son de interés en el registro de la respuesta evocada auditiva. Este proceso se lleva a cabo a través de un amplificador (módulo M10). Existen numerosos amplificadores comerciales que pueden ser utilizados para este propósito. Algunos de los amplificadores comerciales disponibles son el isolated pre-amplifier

CED 1902 (Cambridge Electronic Design Limited, Cambridge, United Kingdom), el optical bioamplifier Opti-Amp USB (Intelligent Hearing Systems, Miami, FL), y el portable bioamplifier BMA-200 (CWE, Inc., Ardmore, PA).

El EEG amplificado y filtrado es digitalizado por el ADC (módulo M11). En este módulo, el usuario puede definir la frecuencia de muestreo (fS) y el número de bits de cuantización. Las conversiones analógico-digital y digital-analógico (módulos M6 y M11) pueden ser implementados tanto por una tarjeta de conversión AD/DA como la NI USB-6009 (National Instruments Corp., Austin, TX) o a través de una tarjeta de sonido como la Sound Blaster X-Fi HD (Creative Technology Ltd., Jurong East, Singapore). El módulo M12 representa la etapa de amplificación del ADC. La ganancia de esta amplificación (GC) puede establecerse mediante software. El módulo M13 realiza el escalado de la señal registrada (S8) en su correspondiente valor en los electrodos (S9). El correcto escalado de la señal registrada requiere la calibración de la ganancia del amplificador en la banda de paso (GA) y la ganancia del ADC (GC). El valor de GA puede ser estimado a través del diagrama de Bode del amplificador (M10). El valor de GC puede determinarse mediante la correlación de una señal registrada cuyo máximo valor en voltios es conocido (Vhi) con su correspondiente valor en la señal registrada (Xhi), $GC = Vhi/Xhi$. El valor escalado en microvoltios en los electrodos es: $S9 (\mu V) = S8 \cdot 1/GC \cdot 1/GA \cdot 106$. El módulo M14 incorpora algoritmos para incrementar la calidad de la respuesta tales como filtrado digital y técnicas de rechazo de artefacto, basadas por ejemplo, en el valor máximo registrado o en el valor RMS de la trama. La señal S10 representa el EEG realzado. El módulo de sincronización (M15) utiliza el registro de la secuencia de estimulación (señal S2) A trigger para determinar las muestras en las que comienza cada estímulo presentado. La señal de sincronización (S12) está compuesta de muestras con el valor de 1 que indican el inicio de cada estímulo, y con valor 0 en el resto de los casos. El módulo de procesamiento M16 implementa los algoritmos necesarios para obtener la respuesta evocada auditiva a partir del EEG realzado (S10) y de la señal de sincronización (S12), de acuerdo con el método de estimulación-registro seleccionado. Por ejemplo, los algoritmos necesarios para implementar el método CONV se basan en la promediación de las respuestas auditivas asociadas a cada estímulo [5,20], y el procesamiento del método RSA consiste en la promediación de las respuestas auditivas asociadas a cada estímulo después de implementar blanking digital, un método de reducción de artefacto que evita el procesamiento de muestras del EEG contaminadas con el artefacto de estimulación [17]. La señal de salida del módulo M16 da como resultado el potencial evocado auditivo.



3 DISCUSIÓN

En este artículo se presenta la concepción modular de una arquitectura de registro de potenciales evocados auditivos. Los módulos hardware y software que componen esta arquitectura realizan distintas funcionalidades necesarias para registrar respuestas auditivas. Estas funcionalidades incluyen la definición de los parámetros de la estimulación (tipo de estímulo, polaridad, técnica de estimulación, enmascaramiento, intensidad, etc.), la generación del estímulo a través de un transductor, el registro de las respuestas auditivas a través de una serie de electrodos, la amplificación del EEG registrado, y el procesamiento de señal necesario para obtener los potenciales evocados auditivos, el cual incluye la sincronización de las respuestas con su estímulo correspondiente, el escalado de la señal registrada, y el realce de la señal por medio de técnicas de filtrado digital y de rechazo de artefacto.

A pesar de que existe en el mercado un amplio abanico de sistemas comerciales de registro de potenciales, la mayor parte de ellos no son suficientemente flexibles para propósitos de investigación. Por un lado, los sistemas clínicos de registro están diseñados para aplicaciones específicas, e.g., la determinación del umbral de audición, y no permiten el control de la mayor parte de parámetros involucrados en la estimulación, registro y procesamiento de datos. Por otro lado, los sistemas comerciales de investigación presentan un carácter más abierto que los sistemas clínicos, sin embargo, la flexibilidad de estos sistemas viene limitada por las funcionalidades que ofrecen las aplicaciones software de estos sistemas, presentando ciertas dificultades en el diseño de estímulos específicos o en la implementación de métodos avanzados de estimulación o de rechazo de artefacto. A diferencia de estos sistemas comerciales, el carácter abierto, modular y flexible de la arquitectura de registro presentada en este artículo permite la configuración de sistemas de registro apropiados para aplicaciones específicas de investigación.

Cada módulo de la arquitectura puede implementarse mediante distintas opciones, e.g., el tipo de estímulo puede ser un clic monofásico, un tono modulado, fonemas vocales, etc.; la polaridad puede ser rarefacción, condensación o alternante; el conversor AD/DA puede ser una tarjeta de adquisición de datos o una tarjeta de sonido; el transductor puede ser un auricular de inserción, auriculares supra-aurales, un estimulador eléctrico, un vibrador óseo, etc.; los electrodos pueden ser de superficie, de aguja subcutánea, de membrana timpánica, etc. Distintas configuraciones de los módulos de esta arquitectura dan lugar a distintos sistemas de registro apropiados en determinadas aplicaciones específicas. Esta

particularidad otorga a la arquitectura de una gran flexibilidad, puesto que cualquier elemento involucrado en el registro de potenciales evocados auditivos puede ser controlado por el usuario.

La arquitectura descrita en este artículo ha sido utilizada para implementar sistemas de registro de distintas configuraciones que han permitido llevar a cabo numerosas actividades de investigación. Una configuración de módulos de esta arquitectura de registro está descrita en [16], y ha sido utilizada, entre otras aplicaciones, (a) para desarrollar el método RSA y comparar su rendimiento con QSD a través de señales ABR registradas a varias tasas de estimulación [17]; (b) para realizar un estudio sobre los mecanismos rápidos y lentos de la adaptación neuronal en seres humanos a través del análisis de la morfología de respuestas ABR obtenidas mediante el método de separación de respuestas [18]; y (c) para desarrollar y evaluar un método automático de evaluación de calidad y parametrización de picos en términos de amplitud, latencia y anchura [19].

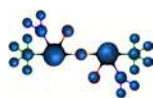
4 CONCLUSIÓN

En este artículo se describe la naturaleza modular de una arquitectura de registro de potenciales evocados auditivos. El carácter abierto y flexible de esta arquitectura formada por módulos independientes ofrece la posibilidad de implementar configuraciones óptimas de registro para aplicaciones específicas de investigación en audiolología.

Agradecimientos

Esta investigación ha sido financiada por el proyecto “Diseño, implementación y evaluación de un sistema avanzado de registro de potenciales evocados auditivos del tronco (PEAT) basado en señalización codificada” (TEC2009-14245), Plan Nacional de I+D 2008-2011, Ministerio de Economía y Competitividad (Gobierno de España); por la “Granada Excellence Network of Innovation Laboratories – Startup Projects for Young Researchers Programme (GENIL-PYR 2014), Campus de Excelencia Internacional, Ministerio de Economía y Competitividad (Gobierno de España); y por la beca de “Formación de Profesorado Universitario” (FPU, AP2009-3150), Ministerio de Educación, Cultura y Deporte (Gobierno de España).

Referencias



- [1] Bahmer, A., Peter, O., Baumann, U., (2008) "Recording of electrically evoked auditory brainstem responses (E-ABR) with an integrated stimulus generator in Matlab", *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 173, pp. 306-314.
- [2] Burkard, R., Shi, Y., Hecox, K.E., (1990) "A comparison of maximum length and legendre sequences for the derivation of brain-stem auditory-evoked responses at rapid rates of stimulation", *Journal of Acoustical Society of America*, vol. 87, pp. 1656-1664.
- [3] Delgado, R.E., Özdamar, O., (2004) "Deconvolution of evoked responses obtained at high stimulus rates", *Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 115, pp. 1242-1251.
- [4] Eggermont, J.J., (2007) Electric and magnetic fields of synchronous neural activity. En: *Auditory Evoked Potentials. Basic principles and clinical application*. Lippincott Williams & Wilkins, pp. 2-21.
- [5] Elberling, C., Don, M., (2007) Detecting and assessing synchronous neural activity in the temporal domain (SNR, Response detection). En: *Auditory Evoked Potentials. Basic principles and clinical application*. Lippincott Williams & Wilkins, pp. 102-123.
- [6] Eysholdt, U., Schreiner, C., (1982) "Maximum length sequences: A fast method for measuring brain-stem-evoked responses", *Audiology*, vol. 21, pp. 242-250.
- [7] Hall, J.W., (2007) *New handbook of Auditory Evoked Responses*, Allyn and Bacon, Boston MA.
- [8] ISO 389-x. Acoustics – Reference zero for the calibration of audiometric equipment – Part 1-9. International Organization for Standard.
- [9] Jewett, D.L., Williston, J.S., (1971) "Auditory-evoked far fields averaged from the scalp of humans", *Brain*, vol. 94, pp. 681-696.
- [10] Jewett, D.L., Caplovitz, G., Baird, B., Trumpis, M., Olson, M.P., Larson-Prior, L.J., (2004) "The use of QSD (q-sequence deconvolution) to recover superposed transient evoked-responses", *Clinical Neurophysiology*, vol. 115, pp. 2754-2775.
- [11] Özdamar, O., Bohórquez, J., (2006) "Signal-to-noise ratio and frequency analysis of continuous loop averaging deconvolution (CLAD) of overlapping evoked potentials", *Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 119, pp. 429-438.
- [12] Özdamar, O., Bohórquez, J., Ray, S.S., (2007) "Pb(P1) resonance at 40 Hz: Effects of high stimulus rate on auditory middle latency responses (MLRs) explored using deconvolution", *Clinical Neurophysiology*, vol. 118, pp. 1261-1273.
- [13] Reid, A., Thornton, A.R.D., (1983) "The effects of contralateral masking upon brainstem electric responses", *British Journal of Audiology*, vol. 17, pp. 155-162.
- [14] Thornton, A.R.D., Slaven, A. (1993) "Auditory brainstem responses recorded at fast stimulation rates using maximum length sequences", *British Journal of Audiology*, vol. 27, pp. 205-210.
- [15] Thornton, A.R.D., (2007) Instrumentation and Recording Parameters. En: *Auditory Evoked Potentials. Basic principles and clinical application*. Lippincott Williams & Wilkins, pp. 73-101.
- [16] Valderrama, J. T., Álvarez, I., de la Torre, A., Segura, J.C., Sainz, M., Vargas, J.L., (2011) "Educational approach of a BAER recording system based on experiential learning", *Technics Technologies Education Management*, vol. 6, pp. 398-407.
- [17] Valderrama, J. T., Álvarez, I., de la Torre, A., Segura, J.C., Sainz, M., Vargas, J.L., (2012) "Recording of auditory brainstem responses at high stimulation rates using randomized stimulation and averaging", *Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 132, pp. 3856-3865.
- [18] Valderrama, J. T., de la Torre, A., Álvarez, I., Segura, J.C., Thornton, A.R.D., Sainz, M., Vargas, J.L., (2014) "A study of adaptation mechanisms based on ABR recorded at high stimulation rate", *Clinical Neurophysiology*, vol. 125, pp. 805-813.
- [19] Valderrama, J. T., de la Torre, A., Álvarez, I., Segura, J.C., Thornton, A.R.D., Sainz, M., Vargas, J.L., (2014) "Automatic quality assessment and peak identification of auditory brainstem responses with fitted parametric peaks", *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 114, pp. 262-275.
- [20] Wong, P.K.H., Bickford, R.G., (1980) "Brain stem auditory evoked potentials: the use of noise estimate", *Electroencephalography and*



Clinical Neurophysiology, vol. 50, pp. 25-34.

