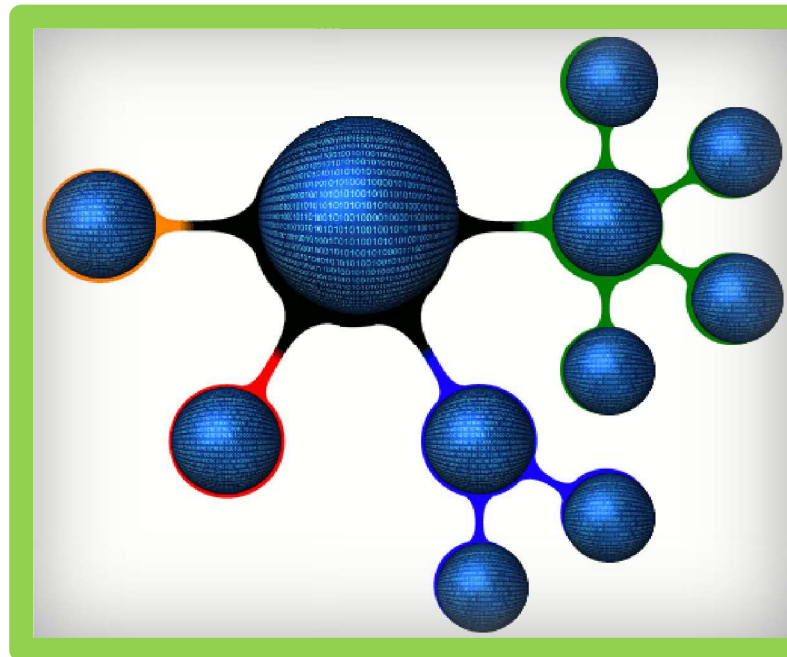


**Miguel Ángel López Gordo
Eva María de la Plaza Hernández
(Eds.)**

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

MÉTODO AUTOMÁTICO DE SEGUIMIENTO DE RESPUESTAS EVOCADAS AUDITIVAS BASADO EN LA PARAMETRIZACIÓN DE SERIES DE REGISTROS

Jose M. Morales¹, Joaquín T. Valderrama¹, 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. jmme@correo.ugr.es

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

Resumen

Los potenciales evocados auditivos del tronco cerebral son una herramienta de evaluación objetiva de la audición ampliamente utilizada en hospitales y clínicas de todo el mundo. La evaluación y detección automática de parámetros característicos de estas señales pueden dar lugar a un diagnóstico muy preciso. El uso de métodos automáticos favorece esta evaluación. Este artículo presenta un método de seguimiento de respuestas evocadas auditivas mediante parametrización de series de registros (SSP). Este método está basado en el proceso que sigue un audiólogo en la evaluación subjetiva de un registro. El método SSP se valida en este artículo con la realización de dos experimentos. En el primero, se observan los resultados para series de registros sintetizados artificialmente. El segundo evalúa transformaciones en la morfología de series de registros reales. Los resultados de este artículo indican que el método (a) parametriza de forma precisa los parámetros de latencia, compresión y amplitud, por tanto (b) realiza un correcto seguimiento de los cambios en la morfología de las respuestas en términos de latencia, amplitud y compresión. La importancia y posibles aplicaciones de estos resultados son destacadas en este artículo.

Palabras Clave: Tronco cerebral, PEAT, método automático, evaluación, detección.

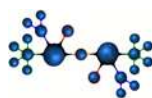
1 INTRODUCCIÓN

Los potenciales evocados auditivos del tronco cerebral (PEAT) son la respuesta neuroeléctrica que produce el nervio auditivo frente a un estímulo sonoro [5]. La naturaleza no invasiva del proceso de registro de estas señales ha favorecido su uso. Su utilización se extiende por (a) el ámbito clínico, donde se usa como herramienta para la detección de déficits auditivos y (b) la investigación, estudios de adaptación y mecanismos

involucrados en el proceso auditivo. Los PEAT aparecen durante los 10 ms posteriores a la estimulación acústica [2]. Se puede observar una serie de ondas que son denominadas por letras romanas [6]. Aunque se pueden identificar hasta 7 ondas, los picos III y V son los más robustos.

La calidad del registro depende de la probabilidad de la existencia de una respuesta de origen biológico: Un registro de mayor calidad permitirá obtener resultados más concluyentes. Esta evaluación se puede realizar de forma subjetiva (audiólogo) u objetiva. Se ha demostrado que los métodos automáticos mejoran la evaluación [1]. Este estudio pone de manifiesto las diferencias entre evaluaciones subjetivas. Con una evaluación automática de la calidad, (a) el proceso de obtención de registro se mejora, al permitir detener la adquisición cuando la calidad sea suficiente; y (b) se unifica el protocolo de obtención y evaluación. Se han propuesto varios métodos de evaluación de la calidad con anterioridad. Entre ellos podemos destacar: coeficiente de correlación, la estimación de la SNR utilizando un único punto (F_{SP}) y la utilización de plantillas paramétricas (Fitted parametric peaks, FPP). El método del coeficiente de correlación se basa en la reproducibilidad de dos registros PEAT consecutivos obtenidos de forma similar para determinar la presencia/ausencia de respuesta biológica [10]. El método F_{SP} evalúa la calidad del registro teniendo en cuenta el valor de un punto para diferentes muestras [4]. Por último, el método FPP utiliza plantillas paramétricas que se ajustan a las ondas más significativas del PEAT proporcionando información sobre la SNR así como las medidas de la amplitud pico a pico, la latencia, o la anchura del pico [9].

Este artículo presenta un nuevo método de seguimiento de respuestas evocadas auditivas mediante Parametrización de Series de Registros (*Set of Signal Parametrization, SSP*). Está basado en el proceso que sigue un audiólogo para la evaluación de un registro. Analiza las transformaciones en la morfología de los PEAT registrados en diferentes condiciones de registro. El método SSP podría tener aplicaciones en la



evaluación de la calidad de los registros y en la detección de la existencia de respuesta de origen biológico. Resultados preliminares de este trabajo se presentaron en el congreso International *Evoked Response Audiometry Study Group* (IERASG), Nueva Orleans (Junio 2013).

2 DESCRIPCIÓN DEL MÉTODO

Esta sección describe el método de seguimiento de respuestas evocadas auditivas mediante parametrización de series de registros (SSP), una nueva técnica que intenta aproximar el enfoque subjetivo de un audiólogo, al considerar una serie de registros, y no señales PEAT aisladas. Cuantifica los parámetros de amplitud, latencia y compresión observados en una serie de registros.

El uso de plantillas para la evaluación de la calidad se propuso en [3]. En este estudio el PEAT es evaluado realizando la correlación cruzada con una plantilla de referencia. Puesto que la morfología de los PEAT varía con las condiciones de registro el problema principal que surge es la necesidad de una gran base de datos con la que poder realizar dichas plantillas para distintos tipos de estimulación. En el caso del SSP, no es necesaria dicha base de datos. Esto es debido al uso de la propia serie de registros como base de datos de referencia para evaluar cada conjunto por sí solo.

2.1 Método de parametrización de series de registros (SSP)

En primer lugar, para cada serie de registros, se define una x_{ref} . Dependiendo del tipo de estimulación, se asume como x_{ref} la señal PEAT más clara. Esto es debido a que es más fácil detectar a estas estimulaciones los picos característicos (ondas III y V). Denominamos registro de test (x_{test}) a cada registro sucesivo en la serie. El método monitoriza las modificaciones que se realizan sobre x_{test} para que realice el mejor ajuste con x_{ref} . Estas modificaciones son un desplazamiento temporal δ , un factor de amplitud (Fa) y un factor de compresión/expansión σ :

$$x_{ref}(F_{Amplitud}, \delta, \sigma) = Fa x_{test}\left(\frac{t-\delta}{\sigma}\right) \quad (1)$$

El mejor ajuste se realiza mediante el cálculo del error cuadrático medio, minimizando la energía del error. Por lo tanto, el método realizaría una búsqueda tridimensional (δ , Fa , σ) que puede ser reducida a una búsqueda unidimensional para optimizar la carga computacional. En esta búsqueda unidimensional, se hace un barrido en el factor de compresión/expansión. Para cada factor de compresión/expansión σ , el desplazamiento óptimo δ será calculado realizando una correlación cruzada entre la señal de test y la de referencia. La búsqueda del desplazamiento se realiza en un intervalo acotado. La obtención de estos rangos

acotados se detalla en la sección 3.3.1. De esta forma, se tienen en cuenta las posibles variaciones de latencia que pudiese haber entre distintos sujetos sin incluir ondas adyacentes, que pudiesen derivar en un error. Una vez obtenido los valores de compresión σ y desplazamiento δ óptimo, el cálculo del factor de amplitud resulta de proyectar x_{test} sobre x_{ref} :

$$\text{Proyección}(x_{test}, x_{ref}) = \frac{x_{test} \cdot x_{ref}}{|x_{ref}|} \quad (2)$$
$$F_{Amplitud} = \frac{|x_{ref}|}{\text{Proyección}}$$

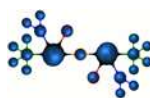
Por último, se calcula el coeficiente de determinación R^2 entre la señal de referencia y la de test. De esta forma se estima si los datos experimentales pueden modelarse con la señal de referencia como objetivo.

3 EVALUACIÓN DEL MÉTODO

Para validar el rendimiento del método descrito en este artículo se han realizado dos experimentos. En el experimento 1, se sintetizaron de forma artificial series de registros que emulasen el comportamiento de los PEAT para diferentes estimulaciones y se observó si el método era sensible a los cambios producidos. En el experimento 2, se realizó la evaluación del método con registros reales. En esta sección se presenta el proceso de obtención de los registros y los resultados obtenidos en cada uno de los experimentos.

3.1 Registro EEG y procesado de señal

El proceso de obtención de EEG consiste en presentar una serie de estímulos auditivos a un sujeto y registrar su respuesta eléctrica asociada. Los registros se tomaron en una sala minimizando las condiciones de ruido electromagnético. Se propuso que los sujetos se acomodaran para reducir el ruido miogénico. Se estableció el nivel 0 dBnHL (nivel en el que el estímulo es detectable) considerando el umbral de audición en un grupo de 24 personas (20 varones, 4 mujeres) con edades entre 14-57 años sin problemas auditivos. Se registraron los PEAT (a) variando la intensidad del estímulo y (b) variando la tasa de estimulación (RSA). La calibración de los niveles de intensidad se realizó usando una "Artificial Ear Type 4153" (Brüel & Kjær Sound & Vibration Measurement A/S, Nærum, Denmark). Los EEG se registraron usando tres electrodos de superficie (positivo, tierra y referencia) colocados en la piel. Se situaron en la frente (cercano al pelo), en la parte baja de la frente y en la mastoide respectivamente. Para ambas estimulaciones, el EEG fue amplificado y después filtrado [8]. La señal se muestreó a 25 KHz y fue cuantificada con 16 bits para su almacenamiento. El procesamiento de datos se realizó utilizando algoritmos implementados en MATLAB. Se puede encontrar una descripción más



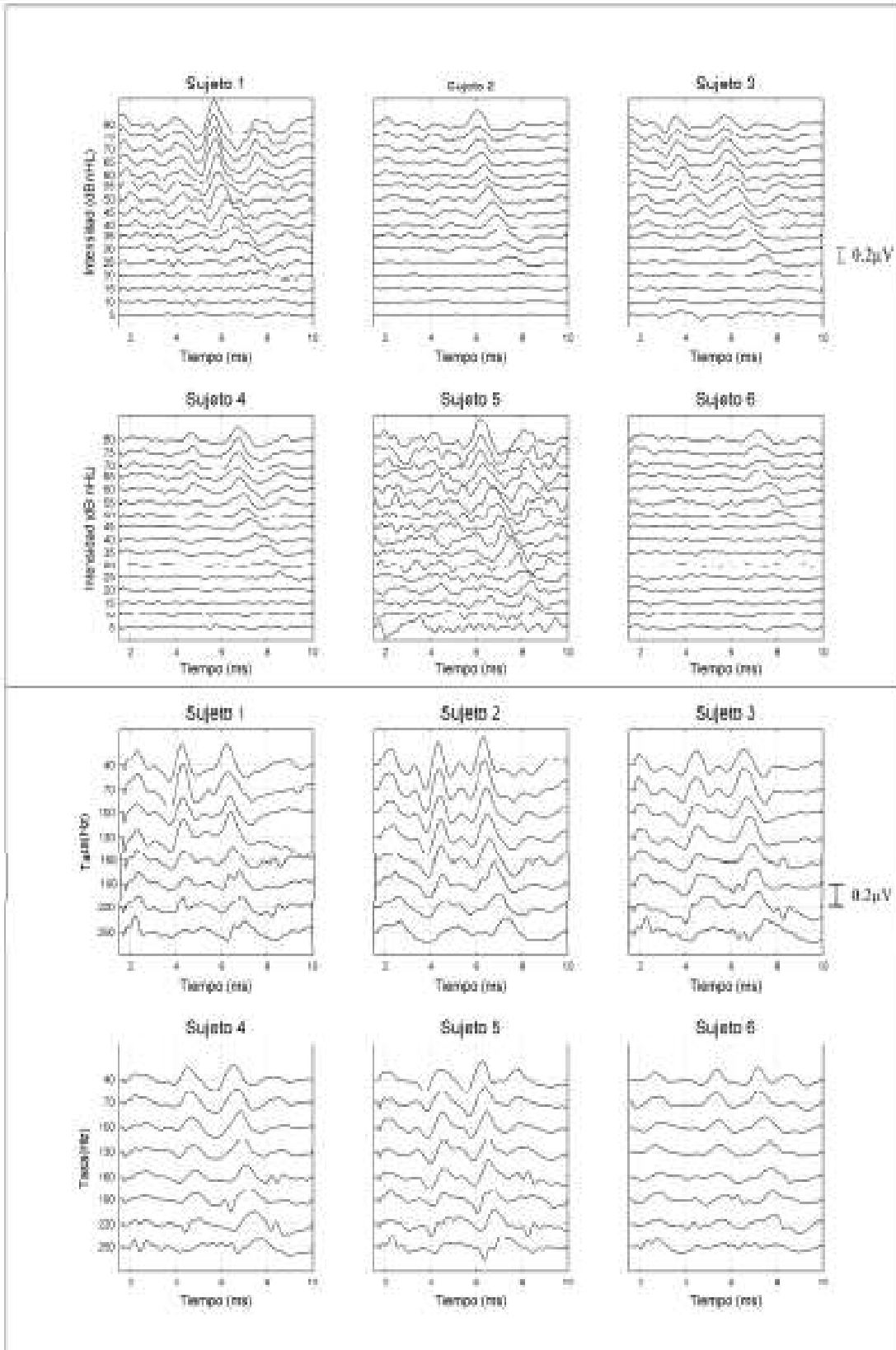
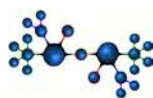


Figura 1: Series de registros obtenidos para dos formas de estimulación: variación de la intensidad (superior) y variación de la tasa (inferior). Los Sujetos 1-4 fueron utilizados para el entrenamiento y los Sujetos 5-6 para evaluación del método.



detallada del sistema de registro en [7]. Todos los sujetos registrados fueron voluntarios y se les informó detenidamente del protocolo.

3.2 Experimento 1

3.2.1 Sujetos y métodos

Se evaluó la eficacia del seguimiento automático de las respuestas mediante el método SSP en este primer experimento. Se sintetizaron distintas series de registros en las que se modificó un parámetro conocido (latencia, amplitud, compresión) de la señal y se comparó con el resultado obtenido por el método. Las series de registros se sintetizaron a partir de uno de los registros realizados. Una vez elegido el registro de referencia, se le modificaron (a) la latencia- amplitud y (b) la compresión-amplitud. Los valores de sintetizado se eligieron en consistencia con la bibliografía existente [9]. A continuación se procesaron los registros sintetizados con el método SSP.

3.2.2 Resultados

La tabla 1 muestra los resultados obtenidos por el método SSP de forma automática para unas respuestas sintetizadas artificialmente a partir de un registro real que se tomó de referencia. En la tabla 1 se muestran los resultados obtenidos para un registro simulando el comportamiento de un barrido de intensidades. El valor del coeficiente de determinación R^2 es uno o cercano a la unidad en todos los casos, ya que no se introdujo ningún ruido en el proceso de sintetizado y las señales eran versiones desplazadas y reducidas de la de referencia. El factor de compresión es igual a uno debido a este mismo hecho, siendo además consistente con la bibliografía. Los valores de latencia y factor de amplitud también son consistentes con la bibliografía [2] y aumentan conforme disminuye la intensidad de estimulación. La tabla muestra que los cambios en los parámetros se detectaron correctamente, obteniendo diferencias entre los valores impuestos en la sintetización y los detectados iguales a cero o muy cercanos a él. Esto último puede ser debido a que para señales de baja intensidad el rango de comparación pierde información al requerir muestras que no están disponibles. En la tabla 2, se simula el comportamiento de un registro a distintas tasas de estimulación. El factor de compresión tiene sentido en este tipo de estimulación en cuanto la distancia de las ondas III-V aumenta conforme aumenta la tasa de estimulación, es decir, a mayor tasa de estimulación, mayor será la expansión[8]. De nuevo, el coeficiente de determinación obtenido es muy cercano a uno. La latencia detectada es igual a cero, una medida correcta ya que en este caso sólo se modificó el factor de compresión y la amplitud como ya se indicó en la sección anterior. Por último, los valores del factor de compresión y amplitud detectados son

precisos siendo la diferencia con valores que se podrían aproximar a cero.

Tabla 1: Parámetros medidos por el método SSP para una señal sintetizada (latencia-amplitud). Se muestra el coeficiente de determinación, la latencia de la onda V, el factor de compresión σ y amplitud con respecto a la señal de referencia x_{ref} y la diferencia entre los valores impuestos y los medidos por el método.

Intensidad (dBnHL)	R^2	δ (ms)	σ	F.Amp	$\Delta\delta$	ΔFA
75	1,000000	0,28	1	1,1	0	0
70	1,000000	0,36	1	1,15	0	0
65	1,000000	0,4	1	1,25	0	0
60	1,000000	0,48	1	1,5	0	0
55	1,000000	0,64	1	2	0	0
50	1,000000	0,76	1	2,2	0	0
45	1,000000	0,96	1	2,5	0	0
40	1,000000	1,12	1	3	0	0
35	1,000000	1,36	1	3,4	0	0
30	1,000000	1,64	1	3,8	0	0
25	1,000000	1,96	1	4,2	0	0
20	1,000000	2,32	1	4,6	0	0
15	1,000000	2,72	1	5	0	0
10	0,996598	3,16	1	7,02389	0	0,02389
5	0,987902	3,48	1	10,12246	0	0,12246

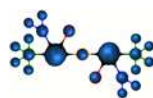
Tabla 2: Parámetros medidos por el método SSP para una señal sintetizada (compresión-amplitud). Se muestran el coeficiente de determinación, la latencia de la onda V, el factor de compresión σ y amplitud con respecto a la señal de referencia x_{ref} y la diferencia entre los valores impuestos y los medidos por el método.

Tasa (Hz)	R^2	δ (ms)	σ	F.Amp	$\Delta\sigma$	ΔFA
70	0,999980	0	0,98	1,104062	0	0,004062
100	0,999971	0	0,95	1,155634	0	0,005634
130	0,999860	0	0,9198	1,255883	0,0002	0,005883
160	0,999535	0	0,8998	1,507134	0,0002	0,007134
190	0,998795	0	0,8798	2,010320	0,0002	0,10320
220	0,996934	0	0,85	2,211730	0	0,011730
250	0,995299	0	0,8198	2,514639	0,0002	0,014639

3.3 Experimento 2

3.3.1 Sujetos y métodos

En el segundo experimento, se realizó un procesado de series de registros, en PEAT reales en distintas condiciones de registro. Se registraron señales PEAT (a)



variando la intensidad del estímulo y (b) variando la tasa de estimulación (RSA)[8]. Para cubrir los distintos tipos de estimulación, la muestra total se dividió en dos grupos de 12 sujetos (9 varones-3 mujeres para intensidad; 11 varones-1 mujer para tasa). Para la intensidad, se realizó un barrido desde 0 a 80 dBnHL, en pasos de cinco dB con estimulación convencional, tomando el registro de 80 dBnHL como x_{ref} . Un total de 16 registros de 10000 sweeps de duración cada uno por sujeto. En segundo lugar, para distintas tasas el nivel de intensidad fue de 70 dBnHL y las tasas se variaron desde los 40 a 250 Hz en pasos de 30 Hz usando la técnica de *Randomized Stimulation Averaging* (RSA). En este caso x_{ref} se tomó el registro de 40 Hz. Esta técnica nos permite registrar los PEAT a altas tasas de estimulación usando estímulo con jitter (8). El jitter de una secuencia de estimulación mide la cantidad de dispersión del intervalo interestímulo en comparación con la presentación periódica. En este estudio se generaron secuencias con 4 ms de jitter. En total, el número de PEAT utilizados en este experimento fue de 288 (12 sujetos en el barrido de intensidad, 16 intensidades, 12 sujetos para distintas tasas, 8 tasas de estimulación). Se pueden observar ejemplos de los registros en la figura 1. De cada grupo de 12 sujetos, se utilizaron 8 para entrenamiento del método y 4 para la evaluación. El entrenamiento consistió en medir de forma manual los valores de latencia de la onda V, la amplitud interpico de la misma y la distancia entre las ondas III y V. De esta forma, se elaboró un vector de promedio/desviación típica que permitió tener en cuenta las posibles variaciones de latencia que pudiese haber entre sujetos sin llegar a incluir ondas adyacentes o erróneas. Los resultados de estos vectores son consistentes con la bibliografía [8]. Finalmente se procesaron los registros de evaluación con el método SSP.

3.3.2 Resultados

En este experimento, el método SSP es evaluado procesando series de registros reales. En las tablas 3 y 4 se pueden observar los resultados. Se observa que los valores de latencia y factor de compresión y amplitud son consistentes con los entrenados. Esto es, los valores de latencia y amplitud aumentan cuando disminuye la intensidad de estimulación. El factor de intensidad se fijo a la unidad para destacar este hecho. Para los registrados variando la tasa de estimulación, la compresión cobra mayor importancia especialmente a tasas muy altas. Ésta disminuye conforme aumenta la tasa. Gráficamente, la señal se deberá comprimir más para lograr el ajuste óptimo con la señal de referencia. Por último, se observa que el coeficiente de determinación en ambos casos disminuye progresivamente. Esto es debido a que la reproducibilidad de la señal de referencia realizando cambios en las sucesivas es más costosa conforme la calidad de éstos se ve deteriorada.

Tabla 3: Parámetros de latencia, factor de compresión y amplitud con respecto a x_{ref} medidos por el método SSP de forma automática para series de registros reales (Intensidad).

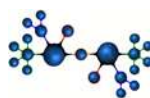
Intensidad (dBnHL)	R ²	δ (ms)	σ	F.Amp
75	0,857569	0,04	1	1,044484
70	0,821582	0,08	1	1,058189
65	0,864635	0,04	1	1,031285
60	0,811541	0,12	1	1,193879
55	0,759806	0,28	1	1,558528
50	0,708879	0,32	1	1,344800
45	0,601127	0,52	1	1,897366
40	0,762503	0,68	1	1,638333
35	0,727913	0,96	1	1,574378
30	0,484629	1,00	1	2,011752
25	0,264492	1,32	1	3,692736
20	0,415948	1,84	1	2,196814
15	0,362478	2,36	1	2,056142
10	0,040783	3,24	1	8,852252
5	0,191235	3,36	1	4,522085

Tabla 4: Parámetros de latencia, factor de compresión y amplitud con respecto a x_{ref} medidos por el método SSP de forma automática para series de registros reales (Tasa).

Tasa (Hz)	R ²	δ (ms)	σ	F.Amp
70	0,807739	0	0,980	1,415064
100	0,779748	0	0,976	1,511093
130	0,558089	0	0,973	0,643144
160	0,713659	0	0,939	1,401546
190	0,720660	0	0,943	2,053756
220	0,453930	0	0,920	1,922352
250	0,422443	0	0,872	3,436403

4 DISCUSIÓN

Este artículo presenta un método automático de seguimiento de respuestas evocadas auditivas mediante Parametrización de Series de Registros (*Set of Signal Parametrization, SSP*). Este método intenta aproximar el proceso que sigue un audiólogo para la evaluación de un registro, que consiste en realizar un seguimiento de los cambios que sufre al realizar un barrido en intensidad o tasa de estimulación. Las ventajas del uso de métodos automáticos para la evaluación de la calidad de los PEAT ya fue demostrada por Arnold [1]. Este estudio pone de manifiesto la diferencia entre la evaluación de diferentes profesionales. El uso de



métodos automáticos (a) permite mejorar el proceso de adquisición, deteniéndola cuando tenga una calidad suficiente y (b) unifica el protocolo. Se han propuesto varios métodos automáticos con anterioridad como son: coeficiente de correlación, la estimación de la SNR utilizando un único punto (FSP) y el *Fitted Parametric Peaks* (FPP), que usa plantillas paramétricas que ajusta a las ondas significativas para analizar distintos parámetros de éstas. El uso de plantillas para la evaluación de la calidad se propuso también en [3]. En este caso, el PEAT medido es evaluado realizando una correlación cruzada con una plantilla de referencia. El problema que surge es la necesidad de una gran base de datos con la que poder realizar dichas plantillas para distintos tipos de estimulación. En el método SSP, no es necesaria dicha base de datos debido al uso de la propia serie de registros como base de datos de referencia para evaluar cada conjunto por sí solo. En este artículo se describe y se evalúa el rendimiento del método SSP con la realización de dos experimentos. En el primero de ellos, se observa los resultados obtenidos para dos series de registros sintetizadas con valores conocidos; en el segundo, se realiza el mismo procedimiento pero para series de registros reales. Para abarcar varios tipos de estimulación los PEAT se registraron variando (a) la intensidad de estimulación y (b) la tasa de estimulación (RSA).

Los resultados de este estudio parecen indicar que el método consigue realizar un seguimiento de los cambios producidos en una serie de registros para ambos tipos de estimulación. Además, para los registros obtenidos por variación de la tasa de estimulación demuestra el sentido de un factor de compresión [8]. Posibles aplicaciones prácticas de este método pueden ser (a) evaluar de forma automática la calidad de los registros y (b) detectar la existencia de respuesta de origen biológico. Futuros trabajos podrían incluir la implementación automática de ambos procesos.

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] Arnold S.A., (1985) Objective versus visual detection of the auditory brain stem response, *Ear and Hearing* 6 (3) 144-150.
- [2] Burkard R.F., Don M., (2007) The Auditory Brainstem Response, in *Auditory Evoked Potentials, Basic Principles and Clinical Application*, Lippincott Williams & Wilkins, Baltimore, MD (Chapter 11).
- [3] Elberling C., (1979) Auditory electrophysiology. The use of templates and cross correlation functions in the analysis of brain stem potentials, *Scandinavian Audiology* 8 (3) 187-190.
- [4] Elberling C., Don M., (1984) Quality estimation of averaged auditory brainstem responses, *Scandinavian Audiology* 13 (3) 187-197.
- [5] Hall J.W., (2007) *New Handbook of Auditory Evoked Responses*, Pearson; Allyn and Bacon, Boston, MA.
- [6] Jewett D.L., Willinston J.S., (1971) Auditory-evoked far fields averaged from the scalp of humans, *Brain* 94 (4) 681-696.
- [7] 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* 6 (4) 876-889.
- [8] 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.
- [9] 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.
- [10] Weber B.A., Fletcher G.L., (1980) A computerized scoring procedure for auditory brainstem response audiometry, *Ear and Hearing* 1 (5) 233-236.

