

REDUCCIÓN DEL TIEMPO DE EXPLORACIÓN DE POTENCIALES EVOCADOS AUDITIVOS DEL TRONCO CEREBRAL MEDIANTE ESTIMULACIÓN ALEATORIZADA

Isaac Alvarez⁽¹⁾, Joaquín T. Valderrama⁽¹⁾, Angel de la Torre⁽¹⁾, Jose C. Segura⁽¹⁾
Manuel Sainz^(2,3), Jose L. Vargas⁽³⁾
isamaru@ugr.es

⁽¹⁾Dpto. de Teoría de la Señal, Telemática y Comunicaciones. Universidad de Granada.

⁽²⁾Dpto. de Cirugía y sus Especialidades. Universidad de Granada.

⁽³⁾Servicio ORL, Hospital Universitario San Cecilio, Granada.

Abstract—Auditory brainstem response represents the neural activity associated with the auditory brainstem function in response to a sound stimulus. Many protocols for early detection of hearing loss in infants and toddlers incorporate the acquisition of the auditory brainstem response, since it provides information regarding auditory function and hearing sensitivity. The biological response is acquired by presenting a pulse train with a fixed period to the patient and then averaging the response to each pulse. The small amplitude of the biological response force to average a great number of responses in order to obtain a reliable register. The exploration time is therefore the main limitation in the recording of these potentials. This work presents a novel technique to reduce the exploration time. Instead of using a pulse train with a fixed period, we propose to elicit the evoked response by using a pulse train with a random period. The reduction in the exploration time facilitates the acquisition of the auditory brainstem response, particularly for children and uncooperative patients.

I. INTRODUCCIÓN

Los potenciales evocados auditivos del tronco cerebral representan la actividad eléctrica asociada a la actividad del nervio auditivo en respuesta a un estímulo. Estos registros están caracterizados por una serie de 5 a 7 ondas positivas que se representan con números romanos, con unas latencias determinadas en los 10 ms posteriores a la presentación del estímulo [1]. La Fig. 1 muestra un ejemplo de esta respuesta biológica [2]. El registro de estos potenciales se realiza situando electrodos sobre la piel en distintos puntos de la cabeza del sujeto a explorar, presentando un estímulo auditivo al sujeto, y registrando mediante un amplificador de instrumentación la señal eléctrica en los electrodos [3].

Estos potenciales constituyen un registro electrofisiológico de gran utilidad clínica en el campo de la audiolología [4][5]. Su principal aplicación clínica es proporcionar una valoración audiológica que permita inferir el umbral de audición. El método más común utilizado para determinar este umbral es la disminución progresiva de la intensidad del estímulo para detectar el nivel más bajo al que aparece la onda V [2]. La

principal limitación que presenta el registro de este potencial biológico es la necesidad de promediar un número elevado de respuestas para obtener una medida fiable. Esto provoca que la exploración sea larga y tediosa para el paciente. Esta limitación resulta crítica, especialmente cuando la exploración se realiza bajo sedación (en niños o pacientes no colaboradores).

En este trabajo presentamos una técnica de promediación de respuestas basada en la utilización de un tren de pulsos de período aleatorio como señal de estimulación. La técnica propuesta permite reducir el tiempo de exploración necesario para identificar la respuesta biológica, facilitando así el registro del potencial en pacientes no colaboradores. El trabajo ha sido estructurado del siguiente modo: en la sección II se describe el sistema utilizado para la adquisición del potencial; en la sección III se muestran registros obtenidos mediante la promediación convencional de respuestas y con la técnica propuesta; y para finalizar, en la sección IV, se comentan las principales conclusiones sobre el trabajo realizado.

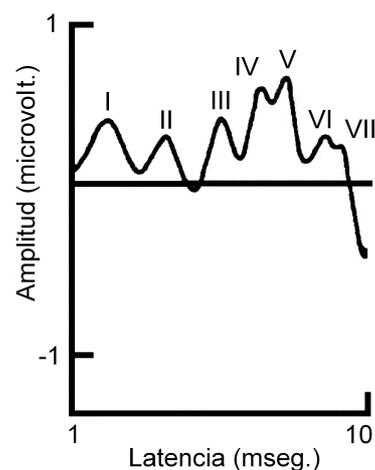


Fig. 1. Potenciales evocados auditivos del tronco cerebral [2].

II. SISTEMA DE REGISTRO

La Fig. 2 muestra un diagrama de bloques del sistema utilizado para el registro del potencial evocado auditivo del tronco cerebral. El papel de cada elemento se detalla brevemente a continuación:

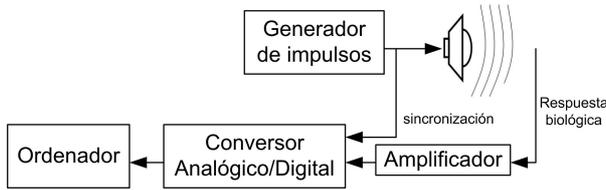


Fig. 2. Sistema de adquisición.

- **Generador de estímulos.** La señal de estimulación es sintetizada en un ordenador y posteriormente presentada al paciente a través de unos auriculares conectados a la salida RCA de una tarjeta de sonido externa.
- **Electrodos.** La respuesta biológica del tronco cerebral evocada por la señal de estimulación es registrada colocando tres electrodos de superficie sobre la cabeza del paciente: el de tierra en la frente, en línea media; el de referencia en la mastoides; y el activo en vertex, o en su defecto en el nacimiento del pelo, también en línea media.
- **Amplificador.** La respuesta biológica registrada por los electrodos es amplificada por un amplificador de instrumentación previamente desarrollado para tal propósito [6]. El diagrama de bloques puede verse en la Fig. 3. Los electrodos situados en vértex y mastoides se conectan a la entrada diferencial del preamplificador. El electrodo de tierra, sobre la frente, actúa disminuyendo la respuesta al modo común. El preamplificador posee además una entrada para el apantallamiento de los cables de medida. La conexión de los electrodos de medida con el amplificador se realiza a través de un cable apantallado y trenzado, mediante conectores touch proof.

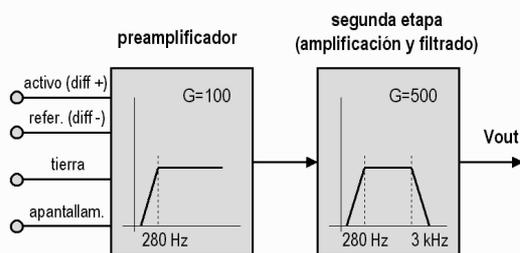


Fig. 3. Diagrama de bloques del amplificador utilizado [6].

- **Sincronización.** Esta señal nos indica los instantes en los que tuvo lugar la estimulación, para poder realizar correctamente la promediación de respuestas.

- **Conversión Analógico-Digital.** Para muestrear tanto la señal de sincronización como la salida del amplificador, hemos utilizado la entrada de línea estéreo RCA de la tarjeta de sonido externa (cada señal por un canal), a una frecuencia de muestreo de 40kHz. Una vez que tenemos las señales muestreadas son posteriormente procesadas en un ordenador.

III. PROMEDIACIÓN DE RESPUESTAS

La reducida amplitud de la señal biológica a registrar (la onda V, que es la más clara y persistente, tiene una amplitud del orden de entre $0.5\mu\text{V}$ y $1\mu\text{V}$ [2]) obliga a realizar grandes amplificaciones en el preamplificador y hace que los registros de potenciales aparezcan muy contaminados por artefactos de origen diverso, tales como potenciales de acción asociados a actividad neuro-muscular del propio paciente, interferencias electromagnéticas de origen diverso o el ruido eléctrico en el preamplificador. El procedimiento para reducir estos artefactos es obtener el potencial evocado promediando un número grande de respuestas para mejorar la relación señal-ruido. De esta forma, al promediar N respuestas, el ruido de fondo tiende a cero y la relación señal/ruido aumenta [7]:

$$\overline{SNR_N} = \sqrt{N} \cdot SNR_i. \quad (1)$$

donde SNR_i es la relación señal/ruido de una respuesta. La promediación se sincroniza con el estímulo de modo que con un número suficiente de respuestas promediadas, los artefactos tienden a anularse mientras que la respuesta al estímulo (que está sincronizada con éste y que presenta picos con retardos fijos con respecto al estímulo) tiende a reforzarse.

III-A. Promediación convencional

La Fig. 4 muestra la señal de estimulación utilizada para la adquisición del potencial evocado utilizando la promediación convencional de respuestas. Consiste en un tren de pulsos bifásicos de 0.35ms de duración cada fase, con un período de estimulación de 25ms. La señal de estimulación tenía una duración total de 50s, con lo que se promediaron 2000 respuestas. La ventana temporal de promediación utilizada fue de 15ms. Para conocer los instantes de estimulación y poder así promediar las distintas respuestas se utilizó la señal de sincronización. La Fig. 5 muestra series de registros adquiridos en modo convencional aumentando el nivel de estimulación. Podemos observar un aumento de la amplitud y una disminución de las latencias conforme aumenta el nivel de estimulación, lo que está en concordancia con el comportamiento de estos potenciales respecto al nivel de estimulación [8]. Este hecho, junto a la reproducibilidad de las ondas registradas, nos indica que efectivamente estamos registrando un potencial de origen biológico.

III-B. Técnica propuesta de promediación

En el modo convencional la separación entre los pulsos de estimulación es superior a la ventana temporal donde aparecen los potenciales (unos 10ms). En este trabajo se propone utilizar períodos de estimulación inferiores a 10ms.

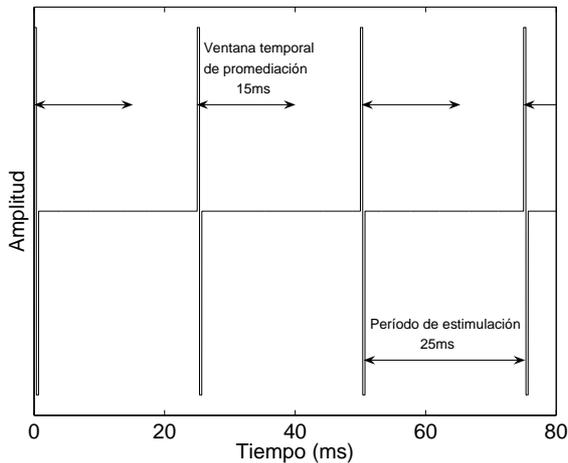


Fig. 4. Señal de estimulación utilizada en modo convencional.

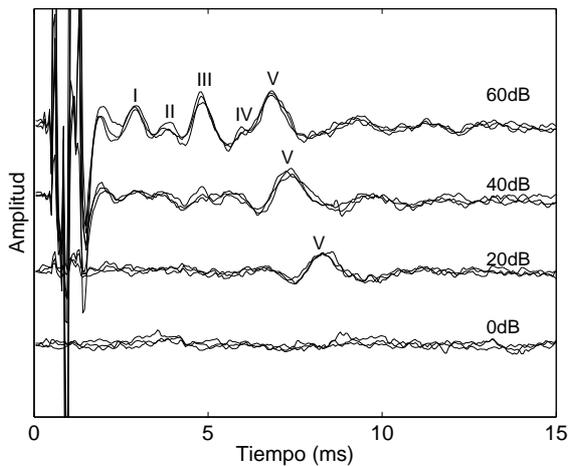


Fig. 5. Registros adquiridos con estimulación convencional.

En concreto, proponemos utilizar períodos de estimulación con una distribución uniforme de probabilidad, en vez de un tren de pulsos con un período fijo (técnica convencional).

Para analizar la viabilidad de la técnica propuesta, se ha realizado la exploración del potencial del tronco considerando los siguientes rangos de período de estimulación:

- T_{3-8} : período de estimulación aleatorio con distribución uniforme entre 3 y 8 ms.
- T_{5-10} : período de estimulación aleatorio con distribución uniforme entre 5 y 10 ms.
- T_{8-13} : período de estimulación aleatorio con distribución uniforme entre 8 y 13 ms.
- T_{10-15} : período de estimulación aleatorio con distribución uniforme entre 10 y 15 ms.
- T_{15-20} : período de estimulación aleatorio con distribución uniforme entre 15 y 20 ms.
- T_{20-25} : período de estimulación aleatorio con distribución uniforme entre 20 y 25 ms.
- T_{25} : período de estimulación fijo de 25ms (estimulación convencional).

La Fig. 6 muestra la señal de estimulación con un período T_{3-8} . Se puede observar cómo el período de estimulación sigue efectivamente una distribución aleatoria. Una vez que hemos estimulado con estas señales de período aleatorio, la respuesta evocada por cada pulso de estimulación es promediada con una ventana temporal de 15ms. De esta manera, cabe la posibilidad de que pulsos de estimulación sucesivos caigan en la ventana de promediación de una respuesta (ver Fig. 6). Aunque los pulsos de estimulación caerán en instantes diferentes en cada respuesta y la promediación tenderá a eliminarlos, para disminuir este hecho no deseado, hemos realizado una sustracción del artefacto producido por la propia señal de estimulación. En primer lugar se ha realizado una estimación del artefacto de estimulación (promediando todos los artefactos de estimulación) y en segundo lugar, se ha restado esta estimación en todos los instantes en los que tiene lugar la estimulación. De esta manera, el efecto producido por los pulsos de estimulación que caigan en la ventana de una respuesta se verá reducido.

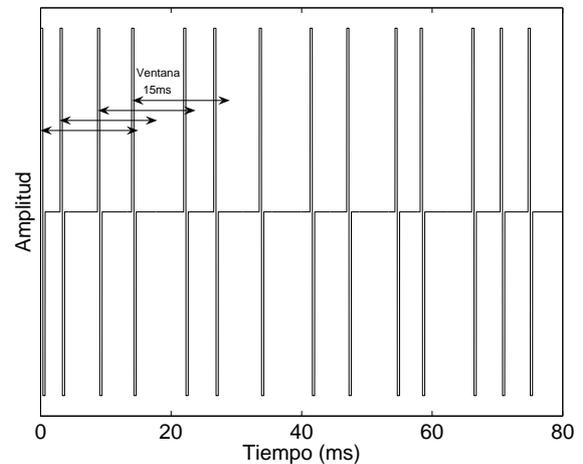


Fig. 6. Señal de estimulación con período de estimulación aleatorio.

Para poder comparar la técnica propuesta con la convencional, el número de estímulos suministrados al paciente debe ser similar en ambos casos. En el modo convencional utilizábamos un tren de pulsos de 50s de duración, con un período de estimulación de 25ms, con lo que se promediaban 2000 respuestas. Con la técnica propuesta, para promediar un número comparable de respuestas, la duración del estímulo es muy inferior. Así, si utilizamos la señal con período T_{3-8} , con 15 segundos de estimulación tendremos unos 2700 pulsos de media (para promediar unas 2000 respuestas, como en estimulación convencional, sólo sería necesario unos 11s de media). La tabla I muestra la duración de los estímulos y el número de pulsos promedio suministrados al paciente para la adquisición del potencial evocado.

En la Fig. 7 podemos observar una serie de registros adquiridos con la técnica propuesta y con la promediación convencional, incrementando el nivel de estimulación. Se aprecia como a medida que aumenta el nivel de estimulación, la amplitud de las ondas es mayor y las latencias disminuyen.

Estímulo	Duración (s)	Num Pulsos
T_{3-8}	15	2727
T_{5-10}	20	2666
T_{8-13}	25	2381
T_{10-15}	30	2400
T_{15-20}	40	2285
T_{20-25}	50	2222
T_{25}	50	2000

Tabla I

DURACIÓN DE LOS ESTÍMULOS (S) Y NÚMERO DE PULSOS DE ESTIMULACIÓN SUMINISTRADOS AL PACIENTE.

Si comparamos los registros obtenidos con la técnica propuesta y el registro obtenido con la técnica convencional se aprecia el fenómeno biológico conocido como adaptación: la respuesta biológica disminuye ante un estímulo persistente. Como consecuencia, las amplitudes disminuyen y las latencias aumentan. Así, podemos observar como en el registro obtenido con la señal de estimulación T_{3-8} la onda V aparece muy retrasada y como a medida que aumentamos el período de estimulación las latencias disminuyen y las amplitudes aumentan (posibilitando una mejor identificación de las ondas) hasta converger en la estimulación convencional.

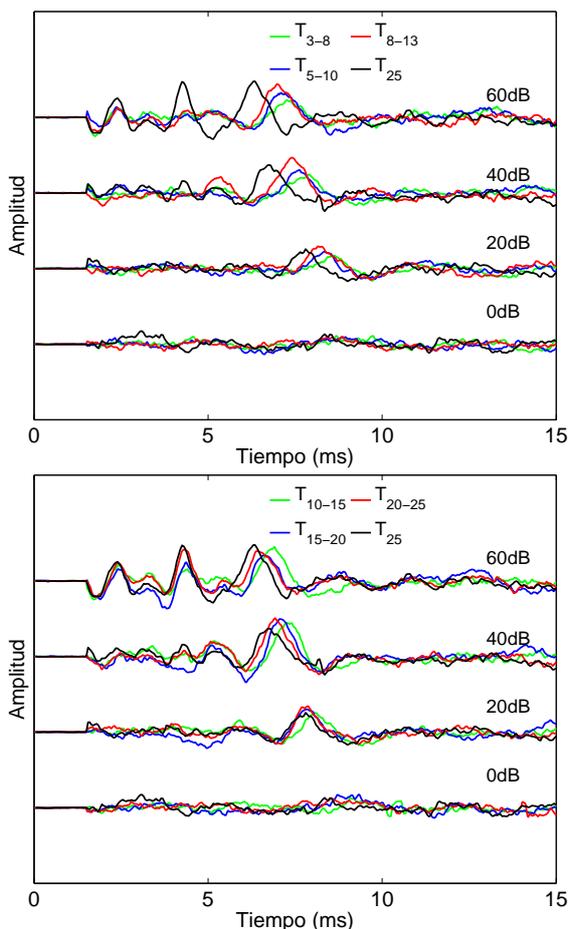


Fig. 7. Registros adquiridos con la técnica propuesta de estimulación.

IV. CONCLUSIONES

El principal inconveniente en el registro de la respuesta del tronco cerebral es el tiempo de exploración, ya que es necesario promediar un número elevado de respuestas para poder identificar la respuesta biológica. Esta limitación es especialmente crítica en niños y pacientes poco colaboradores. La práctica habitual para el registro de estos potenciales consiste en estimular al paciente mediante un tren de pulsos de período fijo, promediando posteriormente la respuesta a cada pulso para poder identificar el potencial biológico. En este trabajo, presentamos una nueva técnica de promediación de respuestas que nos permite reducir el tiempo de exploración. En vez de usar un período fijo, proponemos estimular al paciente mediante trenes de pulsos con una distribución de períodos aleatoria. Los registros realizados confirman que podemos adquirir la respuesta del tronco cerebral utilizando esta técnica. Ya que el nivel mínimo de estimulación con el que somos capaces de apreciar la onda V es similar utilizando la promediación convencional de respuestas y el método propuesto, podemos determinar el umbral de audición con una exploración más breve.

Sin embargo, debido a la adaptación, las ondas que registramos presentan amplitudes menores y latencias mayores. Un compromiso intermedio entre tiempo de estimulación y fenómeno de adaptación podría ser utilizar la señal de estimulación con período T_{5-10} o T_{8-13} . Está pendiente un estudio futuro para mitigar los efectos producidos por la adaptación.

AGRADECIMIENTOS

El presente trabajo ha sido financiado 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 + I (2008-2011), Ministerio de Ciencia e Innovación.

REFERENCES

- [1] D.L. Jewett, M. L. Romano and J. S. Williston, “Human auditory evoked potentials: possible brainstem components recorded on the scalp” *Science*, vol 167, pp. 1517-1518, 1970.
- [2] J.M. Ruiz *Potenciales del tronco cerebral evocados mediante estimulación eléctrica en pacientes con implante coclear*, Tesis Doctoral, Departamento de Cirugía y sus Especialidades, Universidad de Granada, 2002.
- [3] M. Ciges, J. Artieda, M. Sainz and M. Stingl de Mendez, *Principios generales de estimulación y registro en potenciales evocados auditivos*, en *Potenciales evocados somatosensoriales, visuales y auditivos*, 1992.
- [4] J.W. Hall *Handbook of Auditory Evoked Responses*, Needham Heights, Mass: Allyn & Bacon, 1992.
- [5] J. Katz *Handbook of Clinical Audiology*, Baltimore, Md: Lippincott Williams & Wilkins, 1994.
- [6] I. Álvarez, A. De la Torre and M. Sainz, “Desarrollo de un sistema portátil para adquisición de respuestas evocadas del tronco cerebral en pacientes con implante coclear” XIX Symposium Nacional de la Unión Científica Internacional de Radio, Barcelona, 2004.
- [7] J.G. Webster, *Medical Instrumentation: Application and Design*, Ed. Wiley & Sons, 1995.
- [8] J.J. Barajas, M. Ciges and J. Artieda, *Potenciales evocados auditivos del tronco cerebral: Descripción y características normales de la respuesta*, *Potenciales evocados somatosensoriales, visuales y auditivos*, 1992.