



Artículo original

Desarrollo de un sistema portátil para adquisición de respuestas evocadas del tronco cerebral en pacientes con implante coclear

Isaac Manuel Álvarez Ruiz¹, Ángel de la Torre Vega¹, Manuel Sainz Quevedo²

1. Departamento de Teoría de la Señal, Telemática y Comunicaciones. Universidad de Granada.

2. Servicio ORL, Hospital Universitario S. Cecilio. Departamento de cirugía y sus especialidades. Universidad de Granada.

Resumen

Este artículo presenta un sistema portátil diseñado con el propósito de medir la respuesta evocada del tronco cerebral auditivo (EABR) en pacientes portadores de implante coclear. El sistema ha sido desarrollado para superar las limitaciones que presentan los equipos convencionales de registro de potenciales cuando se usa con pacientes implantados. En este caso, no se puede hacer uso de la técnica de rechazo de artefacto que estos equipos suelen incluir. Haciendo uso del hardware desarrollado y de un software asociado ejecutado en un ordenador portátil podemos almacenar el electroencefalograma completo. Posteriormente, la señal es procesada para minimizar el artefacto de estimulación antes de realizar la promediación de las distintas respuestas para obtener el registro EABR.

Palabras Claves: Respuesta Evocada del Tronco Cerebral Auditivo, EABR, Implante Coclear.

Introducción

Las consecuencias comunicativas de la sordera, incluyendo tanto dificultades en la recepción como la imposibilidad para la expresión oral, tienen graves implicaciones familiares, sociales y laborales. Por ello la búsqueda de un sistema capaz de realizar una valoración objetiva de la capacidad auditiva de un paciente ha sido un objetivo perseguido desde hace tiempo, en especial para niños o sujetos no colaboradores. Con este fin resulta de gran utilidad la realización de un registro de potenciales evocados del tronco cerebral auditivo (EABR). Estos registros representan la actividad eléctrica asociada a la actividad del nervio auditivo en respuesta a un estímulo de naturaleza acústica. A lo largo de la historia han ido apareciendo distintos procedimientos con la intención de realizar de forma objetiva una evaluación de la audición, pero fue la llegada de las computadoras y la posibilidad de la promediación automática lo que permitió la verdadera aplicación clínica de los potenciales evocados auditivos.

Durante las últimas décadas, y más especialmente en los últimos 10 años, el implante coclear (IC) ha evolucionado considerablemente, siendo

una revolución en el tratamiento de las hipoacusias severas y profundas. La finalidad del IC es transformar la señal acústica en estímulos eléctricos, para estimular el nervio auditivo y transportar el mensaje sonoro a los centros superiores. En sujetos sin implante coclear la respuesta evocada auditiva se obtiene presentando al paciente estímulos auditivos, normalmente clicks, y registrando mediante electrodos colocados en la cabeza la actividad eléctrica asociada a la propagación de la actividad neural a lo largo de las vías auditivas (6). En el caso de sujetos con implante coclear el registro de potenciales evocados se realiza presentando estímulos eléctricos generados por el implante en los distintos electrodos intracocleares. Sin embargo, los equipos convencionales de potenciales evocados presentan serias limitaciones que dificultan el adecuado registro en el caso de estimulación a través del implante coclear (1,3). Entre ellas cabe destacar la imposibilidad de usar la técnica de rechazo de artefacto que estos equipos convencionales suelen incluir, debido al fuerte artefacto asociado a la estimulación eléctrica.

En este trabajo presentamos un sistema portátil que hemos desarrollado para medir la respuesta evocada del tronco cerebral auditivo de un sujeto,

con o sin implante coclear (2). La medida se realiza combinando un hardware específico conectado a la entrada de audio de un ordenador portátil y procesando posteriormente la señal recogida. La portabilidad del sistema desarrollado, unida a su reducido tamaño, lo hace especialmente interesante para su uso en quirófano. El sistema desarrollado incluye un circuito medidor de las impedancias entre los electrodos de medida, y un circuito calibrador, para conocer la amplitud de la señal registrada.

Tabla I: Clasificación de las respuestas evocadas auditivas.

| Registro | Período de análisis (ms) | Centro generador | Espectro (Hz) |
|------------------------------------|--------------------------|------------------------------|---------------|
| Potenciales de acción compuesto | 0 – 10 | cóclea | 200-3000 |
| Potenciales de tronco cerebral | 0 – 10 | Tronco cerebral | 200-3000 |
| Potenciales de latencia media | 15 – 80 | Tronco cerebral-corteza | 10-1000 |
| Potenciales de latencia larga | 80 – 300 | Áreas corticales primarias | 2-100 |
| Potenciales de latencia ultralarga | 300 – 750 | Áreas corticales secundarias | 0,1-100 |

El presente artículo describe el equipo desarrollado y se ha estructurado del modo siguiente: en la sección II se analizan las limitaciones de los equipos convencionales de potenciales evocados; en la sección III se describe el sistema implementado; en la sección IV se muestran registros obtenidos mediante el sistema desarrollado con un sujeto normoyente estimulado acústicamente mediante clicks, y con un paciente con implante coclear, comparándolos con los registrados con un equipo convencional; para finalizar, en la sección V se comentan las principales conclusiones sobre el trabajo realizado.

Limitaciones de los equipos de potenciales evocados

Los equipos convencionales de potenciales evocados auditivos están diseñados para trabajar con señales de frecuencias medias a muy bajas, permitiendo el registro de las distintas respuestas evocadas auditivas. Estas se clasifican en respuestas de latencia corta (potencial de acción compuesto y potenciales del tronco cerebral), media, larga y ultralarga, como se aprecia en la tabla I. En pacientes con implante coclear interesa particularmente la respuesta neural del tronco cerebral, por ser estos potenciales más primarios y consistentes, además de no verse afectados por el estado de sedación del paciente (5). Estos potenciales están caracterizados por una serie de 5 a 7 ondas positivas que se representan con números romanos. La presencia de respuesta biológica, evocada por un estímulo eléctrico administrado a nivel de las neuronas del nervio auditivo a través del implante coclear, confirma que tanto el implante como la vía auditiva funcionan adecuadamente.

El artefacto constituye una de las mayores dificultades en el registro de potenciales del tronco evocados mediante estimulación eléctrica (1). Ello es debido, fundamental-

mente, a 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 500 nanovoltios y 1 microvoltio. Esto obliga a realizar grandes ampliificaciones en el preamplificador y hace que los registros de potenciales aparezcan muy contaminados por artefactos de origen diverso.

Entre los artefactos no sincronizados con la respuesta evocada nos encontramos con potenciales de acción asociados a actividad neuro-muscular del propio paciente, interferencias electro magnéticas de origen diverso o el ruido eléctrico en el preamplificador. El procedimiento para reducir este grupo de artefactos es obtener los registros promediando un número alto de respuestas para mejorar la relación señal-ruido (6). La promediación se sincroniza con el estímulo de modo que con un número suficiente de respuestas promediadas, los artefactos no sincronizados 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. En la figura 1 se muestran registros variando el número de estímulos considerados en el promedio. Se puede observar como para un número reducido de respuestas no es posible apreciar las distintas ondas que componen el potencial evocado, y como a medida que este número aumenta la respuesta se hace más clara. A partir de unos 1500 estímulos promediados no se obtiene una mejora considerable en los registros obtenidos, mientras que el tiempo necesario para la obtención del registro se incrementa, por lo que un número de entre 1000 y 2000 registros suele considerarse adecuado para este tipo de respuesta.

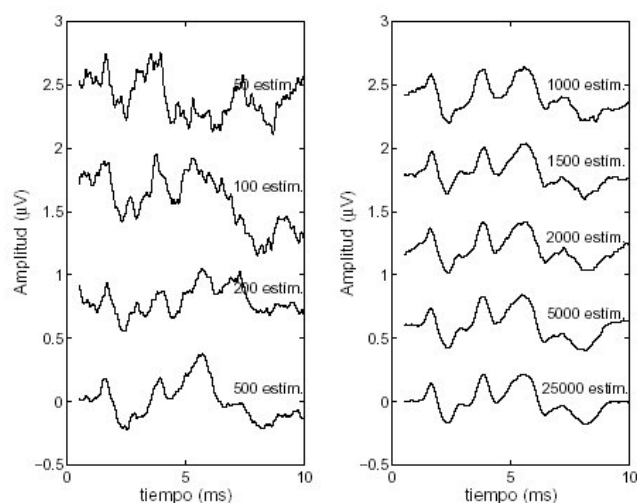


Figura 1: Registro de potenciales evocados mediante estimulación acústica. Influencia del número de respuestas consideradas en el promedio.

El principal artefacto sincronizado con la respuesta evocada es el artefacto de estimulación, originado por el propio estímulo, ya que éste genera una interferencia eléctrica que es registrada por el equipo de medida, contaminando la respuesta biológica. Este componente del artefacto es particularmente importante en el caso de estimulación a

través del implante coclear, debido a que la estimulación se produce estableciendo diferencias de potencial entre los electrodos activos y de referencia del implante coclear, con valores típicamente comprendidos entre 0.1 y 5 voltios, por lo que la contaminación que sufre el registro por el artefacto del propio estímulo eléctrico es varios órdenes de magnitud mayor que las respuestas evocadas (4,5). El sincronismo con la estimulación imposibilita que este artefacto pueda ser reducido mediante la promediación, siendo indispensable realizar un tratamiento matemático para su reducción.

Los equipos convencionales de potenciales evocados disponen de un procedimiento de rechazo de artefacto que descarta, para la promediación, aquellas señales que presentan picos por encima de un determinado umbral. Si bien reduce considerablemente el número de medidas necesarias para obtener un registro de calidad en el caso de estimulación acústica, no ocurre igual en registros con estimulación eléctrica, ya que debido al artefacto de estimulación, si seleccionamos un umbral demasiado pequeño ninguna respuesta será considerada para el registro, y si es demasiado grande todas las respuestas serán incluidas. Un umbral de rechazo de artefacto que admita los registros con artefacto de estimulación, va a admitir la mayoría de los registros afectados por artefactos de origen neuromuscular, siendo poco efectivo para mejorar la calidad del registro. Por otra parte, los equipos convencionales no proporcionan el electroencefalograma completo, sino que acumulan el promedio y permiten guardar únicamente el registro promediado, lo que impide un procesamiento más cuidadoso del artefacto que contamina la respuesta evocada.

Para superar esta dificultad hemos desarrollado un sistema que permite obtener el electroencefalograma completo de la respuesta neural del tronco auditivo de un sujeto, evocada mediante estimulación acústica o eléctrica. Gracias a esto, es posible realizar un tratamiento digital de cada respuesta, evaluando y compensando el artefacto de estimulación sincronizado y analizando los artefactos no sincronizados, para descartar o no la respuesta en la promediación.

El sistema desarrollado

Para la adquisición de los registros de potenciales evocados mediante estimulación eléctrica en pacientes portadores de implante coclear, es necesario combinar un equipo de estimulación y otro para el registro, como se muestra en la figura 2. Los electrodos de medida se sitúan en la cabeza del paciente: el electrodo de tierra en la frente, en línea media; el electrodo activo se coloca en el vértex y el electrodo de referencia en la mastoides contralateral al implante, con objeto de fijar un punto de referencia sobre una zona de escasa inervación y actividad muscular, alejada, además, de la región en la que se produce la estimulación eléctrica con el implante coclear (que estaría ampliamente afectada por el artefacto de la estimulación) [3]. A través del equipo de estimulación podemos controlar el electrodo intracoclear estimulador, estableciendo la intensidad y duración de los pulsos, la tasa de estimulación, etc. Dada la amplitud del artefacto de estimulación no es necesario hacer uso de una señal de sincronización, ya que

el propio artefacto sirve de marca temporal para la promediación.

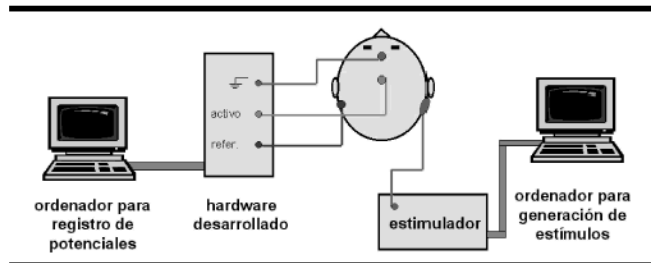


Figura 2: Configuración para medida de potenciales del tronco auditivo evocados mediante estimulación eléctrica a través del implante coclear.

El diagrama de bloques del amplificador desarrollado puede verse en la figura 3. La adquisición de la señal se realiza mediante electrodos de superficie colocados sobre la cabeza. Los electrodos situados en vértex y mastoides se conectan a la entrada diferencial del preamplificador. Sobre la frente se coloca un tercer electrodo de tierra, activo, que actúa disminuyendo la respuesta al modo común. El preamplificador posee además una entrada para el apantallamiento de los cables de medida. Los electrodos suelen tener forma de cazoleta con un diámetro inferior a 1 cm para retener la pasta electrolítica necesaria para obtener una buena conducción. Se confeccionan normalmente en plata, recubiertos de una capa de cloruro de plata. Para un buen resultado, es fundamental un buen contacto con la piel, lo que requiere eliminar la capa grasa con alcohol o incluso provocar una suave escoriación en el lugar de colocación.

La relación entre la salida del amplificador (V_{out}) y la entrada en modo diferencial (V_{biol}) y en modo común (V_{cm}) viene dada por la expresión:

$$V_{out} = G_D V_{biol} + \frac{G_D V_c}{CMRR} + G_D V_{cm} \left(1 - \frac{Z_{in}}{Z_{in} + Z_1 - Z_2} \right)$$

donde Z_1 y Z_2 son las impedancias totales de la fuente que ve cada una de las entradas diferenciales del preamplificador (debidas fundamentalmente a las impedancias de contacto de los electrodos de medida), Z_{in} la impedancia de entrada de esta entrada diferencial, G_D es la ganancia del amplificador en modo diferencial y $CMRR$ es la relación de rechazo al modo común. Para evitar distorsiones de la medida debidas a la componente en modo común es conveniente que Z_1 y Z_2 sean aproximadamente iguales. No obstante, debe tenerse en cuenta que es frecuente un desbalanceo del orden de algunos $k\Omega$, fundamentalmente debido a las impedancias de contacto de los electrodos de medida. Esto causará una tensión diferencial que será amplificada [8], por lo que la impedancia de entrada Z_{in} debe ser lo mayor posible. La etapa preamplificadora diseñada, basada en el amplificador de instrumentación INA 114, presenta una impedancia de entrada de $10^{10}\Omega$. Asimismo tiene un $CMRR$ mínimo de 115dB, requerido para minimizar el artefacto debido al modo común de la señal. Los electrodos pueden producir un potencial de offset de hasta

0.3 Voltios [7]. Por ello, como la ganancia asociada a la etapa preamplificadora es aproximadamente de 26, se realiza un filtrado paso alto en la misma para prevenir la saturación de etapas posteriores. El preamplificador presenta además un bajo nivel de ruido, de $11 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ y $0.2 \text{ pA}/\sqrt{\text{Hz}}$, necesario para conseguir una buena relación señal-ruido.

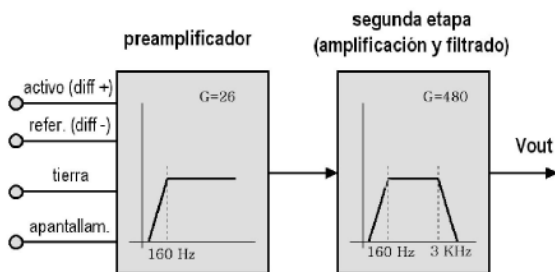


Figura 3: Diagrama de bloques del amplificador de potenciales evocados implementado.

La segunda etapa amplificadora tiene una ganancia en tensión de 484, con lo que la ganancia total es de aproximadamente 12.500, sobre la banda 160Hz-3000Hz, necesaria para poder obtener los potenciales evocados del tronco cerebral. Esta etapa está formada por dos etapas en cascada de filtrado paso banda y amplificación, utilizándose en este caso los operacionales estándar OP-07 por su bajo coste y por su bajo nivel de ruido, con unos generadores equivalentes de ruido a la entrada de $10 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ y $0.1 \text{ pA}/\sqrt{\text{Hz}}$.

Conocer la amplitud de las ondas registradas es de especial interés en la adquisición de los potenciales evocados del tronco cerebral auditivo de un paciente. Para ello se ha desarrollado un generador de señal que permite la calibración del equipo de medida desarrollado. Por otra parte, con el circuito medidor de impedancias podemos conocer el módulo de la impedancia existente entre los electrodos de medida y saber así si ésta es lo suficientemente baja como para realizar un registro de buena calidad. Para determinar la impedancia se introduce en el paciente una pequeña corriente, del orden de 1 A , y se mide la caída de tensión.

Conectando la salida del amplificador a la entrada de audio de un ordenador portátil la señal es muestreada. Mediante el entorno de programación MATLAB acondicionamos la señal recogida y la procesamos, incluyendo filtrado digital, eliminación de registros afectados por artefacto, compensación numérica del artefacto sincronizado y promediación. La sincronización con el estímulo (necesaria para la promediación) se realiza analizando la señal adquirida, ya que el propio artefacto de estimulación sirve de marca temporal para ir promediando las distintas respuestas. Analizando digitalmente cada respuesta del electroencefalograma completo en el ordenador portátil se puede eliminar (o al menos compensar) el artefacto de estimulación, varias órdenes de magnitud mayor que las ondas evocadas, descartando para la promediación aquellas respuestas afectadas por otras fuentes de artefacto, y aumentando así la calidad del registro realizado.

Resultados

Para estudiar el sistema desarrollado, se ha realizado una serie de registros, estimulando acústicamente a un sujeto normoyente mediante clicks, donde se ha ido variando el nivel de estimulación. También se ha registrado potenciales de tronco cerebral evocados mediante estimulación eléctrica en un sujeto portador de implante coclear. El dispositivo implantado es un COMBI-40+ fabricado por MED-EL. La respuesta evocadas se han registrado tanto con el sistema que hemos desarrollado como con un equipo MEDELEC Synergy, sistema convencional para registro de potenciales evocados. En ambos casos, los registros se obtuvieron bajo las mismas condiciones con objeto de hacer posible una comparación de los registros obtenidos con ambos sistemas. Finalmente se muestra un registro ruidoso donde se ha aplicado la técnica de rechazo de artefacto implementada.

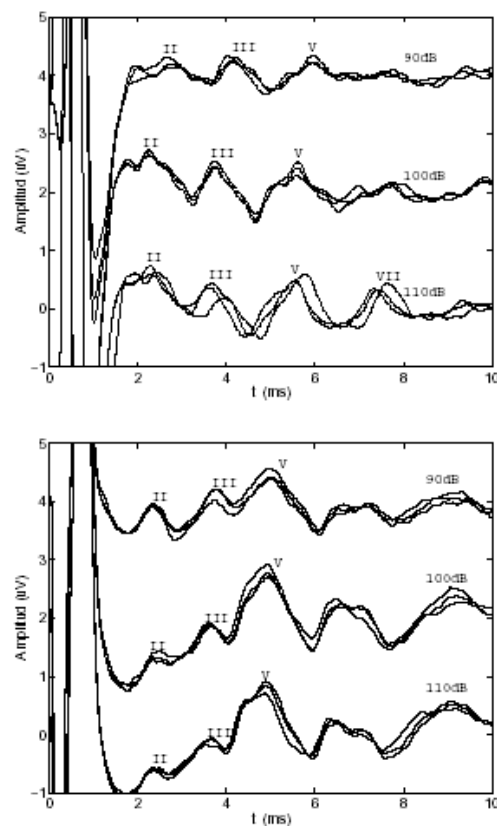


Figura 4: Registro de potenciales del tronco evocados acústicamente, mediante el sistema desarrollado (arriba) y con un equipo convencional (abajo).

Estimulación audio

Con la intención de verificar que las distintas ondas registradas son de naturaleza biológica se han adquirido una serie de registros con el sistema implementado, variando el nivel de la estimulación, desde 110dB a 90dB, con una tasa de repetición de 11 pulsos por segundo. Así, en la gráfica superior de la figura 4 se puede apreciar, además de la reproducibilidad de las distintas ondas evocadas, como a medida que disminuimos el nivel de la estimula-

ción, se produce un aumento de la latencia de las distintas ondas y una disminución de la amplitud. Estas características confirman que las ondas observadas corresponden con los potenciales del tronco. Si comparamos los registros obtenidos con el sistema desarrollado con los que proporciona un equipo convencional de potenciales, bajo las mismas condiciones de estimulación (ver gráfica inferior figura 4), podemos apreciar como el equipo implementado reproduce los registros que proporciona el equipo convencional. En el caso del sistema desarrollado, se aprecia un alargamiento sistemático de latencias (alrededor de 0.5 ms) debido a que la sincronización se ha realizado usando el artefacto de sincronización en lugar de una señal externa. No hemos aplicado técnicas elaboradas de rechazo de artefacto, y en este caso se han incluido todas las respuestas en la promediación.

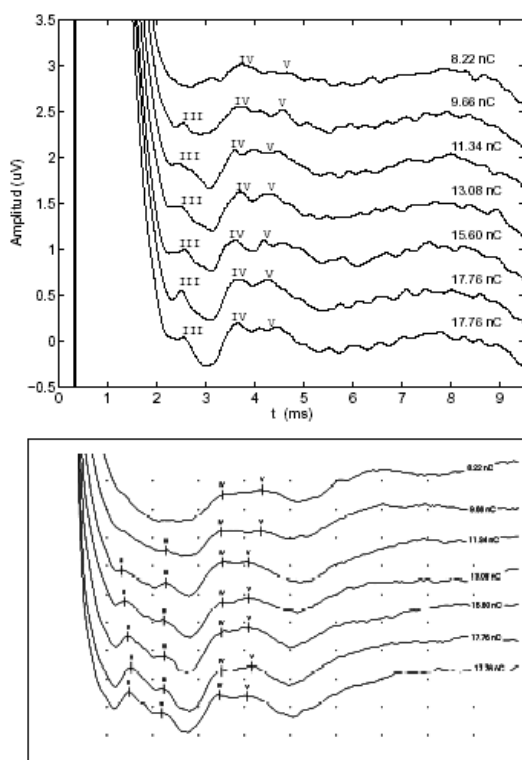


Figura 5: Registro de potenciales del tronco cerebral para distintos niveles de estimulación eléctrica, obtenidos mediante el sistema desarrollado (arriba) y con un equipo convencional (abajo).

Estimulación eléctrica

Para comprobar la eficacia del sistema de medida desarrollado se ha procedido a realizar una comparación con los registros obtenidos mediante un sistema convencional sobre un paciente portador de implante coclear. Mediante el equipo de estimulación se han presentado trenes de pulsos bifásicos sobre el electrodo 1 (el de localización más apical) del implante coclear. Los pulsos utilizados tenían una duración de 60 μ s por fase, y una amplitud comprendida entre 137 μ A y 296 μ A. Los pulsos fueron presentados con una tasa de estimulación de 67.5 pulsos por segundo. Puesto que el nivel de estimulación es pro-

porcional a la duración del pulso y a la intensidad eléctrica, para expresar el nivel de estimulación se han utilizado unidades de carga eléctrica (carga insertada en cada fase del pulso bifásico de estimulación). En la figura 5 (gráfica superior) se muestran los registros obtenidos con el sistema implementado. Se indica el nivel de estimulación utilizado para la obtención de cada registro y se han marcado las ondas para facilitar su identificación. Se observa cómo a medida que aumenta el nivel de estimulación las ondas resultan más fáciles de identificar. Para la obtención de cada registro se han promediado entre 1200 y 1500 respuestas.

La figura 5 (gráfica inferior) muestra las respuestas evocadas registradas con el equipo convencional. Cada división en el eje horizontal representa 1 ms y cada división en el eje vertical son 500 nV. Igual que en el caso anterior, se indican los niveles de estimulación considerados en cada caso y se han marcado las ondas. En este caso los registros se obtuvieron promediando 1500 respuestas.

En ambos casos, cabe destacar la reproducibilidad de las ondas, lo que indica que se tratan de respuestas biológicas y no de artefactos. La similitud entre los registros obtenidos con ambos sistemas corrobora también que las ondas marcadas son respuestas biológicas. No obstante, nuestro sistema responde peor al transitorio asociado al artefacto de estimulación, y como consecuencia perdemos la onda II en estos registros. La posible causa podría ser una lenta respuesta de los circuitos integrados utilizados ante un fuerte estímulo inicial. Este aspecto está pendiente de un estudio más profundo para corregir la respuesta al transitorio inicial.

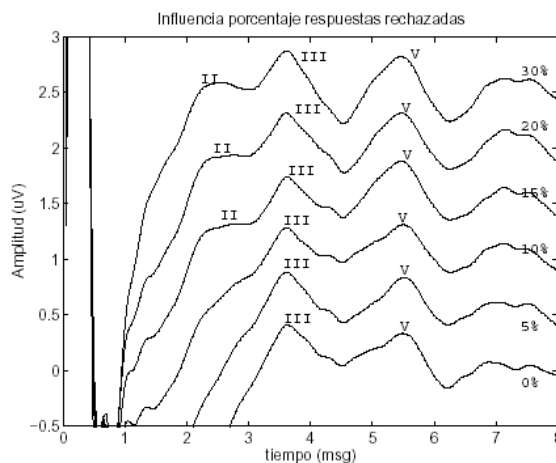


Figura 6: Influencia del número de respuestas rechazadas en el promedio. Nivel de estimulación de 100dB.

Rechazo de artefacto

Cuando se realiza una adquisición de potenciales evocados del tronco cerebral mediante estimulación eléctrica no se puede hacer uso del rechazo de artefacto que los equipos convencionales suelen incluir, ya que el artefacto de estimulación es muy elevado y se descartarían todas las respuestas en la promediación. En el sistema desarrollado, al disponer del electroencefalograma completo, podemos implementar esta técnica de rechazo de artefacto, útil tan-

to para estimulación eléctrica como acústica.

La relación entre la calidad del registro y el número de respuestas rechazadas es un valor a considerar para un promediado óptimo. Se puede comprobar cómo a medida que el número de respuestas incluidas en el promedio aumenta, la calidad del registro mejora, existiendo un número límite, a partir del cual estaremos incluyendo respuestas afectadas de artefacto debido, por ejemplo, a la actividad muscular.

En la figura 6 se han tomado una serie de registros afectados por artefactos de origen miogénico de un sujeto normoyente estimulado acústicamente con un nivel de 100dB nHL, en los que se ha aplicado la técnica de rechazo de artefacto desarrollada. Se ha podido comprobar como el número óptimo de respuestas a descartar en el promedio, para este registro, puede estar comprendido entre el 20 y el 30 por ciento. Se observa como al incluir todas las respuestas la calidad del registro empeora, llegando a perderse la onda II.

Conclusiones

Se ha desarrollado un sistema que permite la adquisición de los potenciales del tronco cerebral auditivo, combinando un hardware específico y un ordenador portátil.

Haciendo uso del amplificador diseñado se ha podido obtener satisfactoriamente el electroencefalograma completo de la respuesta del tronco cerebral de un paciente con implante coclear. El posterior tratamiento digital de la señal permite superar las limitaciones de los equipos de potenciales evocados convencionales, ya que el propio artefacto de estimulación impide que se pueda hacer uso de las utilidades de rechazo de artefacto que estos equipos suelen incluir. De este modo es posible considerar o descartar, en el promedio, las distintas respuestas evocadas, mejorando la calidad de los registros. Se han comparado los registros obtenidos con el sistema desarrollado con los proporcionados por un equipo convencional de potenciales evocados. El equipo implementado reproduce los registros que proporciona el equipo convencional, si bien el preamplificador del equipo desarrollado presenta una peor respuesta al transitorio del artefacto de estimulación, aspecto que está pendiente de ser mejorado.

Bibliografía

1. **B. Almqvist, S. Harris y K. E. Jonsson.** Electrical brainstem responses in cochlear implants patients. En: *Cochlear Implant. New Perspectives*. International Symposium, Toulouse, Karger, Basel, 1993.

2. **I. Alvarez, A. de la Torre y M. Sainz y P. Lázaro.** Desarrollo de un sistema portátil para adquisición de respuestas evocadas del tronco cerebral en pacientes con implante coclear. XIX Simposium Nacional de la Unión Científica Internacional de Radio, Barcelona, 2004.

3. **A. Robier, Y. Lescao & P. Beutter.** Brainstem evoked responses by intracochlear electric stimulation. En: *Cochlear Implant. New Perspectives*. Inter-

national Symposium, Toulouse, Karger, Basel, 1993.

4. **R. M. Rodriguez Domínguez.** Potenciales del tronco cerebral evocados mediante estimulación multielectrodo en pacientes con implante coclear. Tesis Doctoral. Departamento de Cirugía y sus Especialidades, Universidad de Granada, 2004.

5. **J. M. Ruiz Gómez.** 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.

6. **M. Ciges, J. Artieda, M. Sainz y M. Stingl de Méndez.** Principios generales de estimulación y registro en potenciales evocados auditivos. En: *Potenciales evocados somatosensoriales, visuales y auditivos*. 1992.

7. **N. V. Thankor, Biopotential Amplifiers.** En: *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*. New York, Wiley, 1988.

8. **J. G. Webster. Medical Instrumentation: Application and Design,** Ed. Wiley & Sons, 1995.

Recibido el 5 de Mayo del 2004.

Aceptado el 01 de Junio del 2004.

Publicado (on-line) 1 de Agosto del 2006.

<http://www.auditio.com/revista>

Contacto con el autor: Isaac Manuel Álvarez Ruiz. Dpto. de Teoría de la señal, telemática y comunicaciones. Universidad de Granada. E-mail: isamaru@telefonica.net

Para citar este artículo:

Álvarez Ruiz, IM, Torre Vega, A, Sainz Quevedo M. (2006). Desarrollo de un sistema portátil para adquisición de respuestas evocadas del tronco cerebral en pacientes con implante coclear. [en-línea]. *Auditio: Revista electrónica de audiología*. 1 Agosto 2006, vol. 3(1), pp. 3-8. <<http://www.auditio.com/revista/pdf/vol3/1/030102.pdf>>