

N° 7450

IMPLEMENTACIÓN EN TIEMPO REAL DE UNA TÉCNICA DE SUSTRACCIÓN CON ENMASCARAMIENTO ANTERIOR (FORWARD MASKING) PARA EL REGISTRO DE POTENCIALES EVOCADOS AUDITIVOS INDUCIDOS ELÉCTRICAMENTE

Autores: Rafael E. Delgado, Ph.D.¹, Suhrud Rajguru, Ph.D.², Carlos Curet, M.D., Ph.D.¹, Carlos Lopez, Ph.D.¹, Guillermo Savio, M.D., Ph.D.¹, Jonathon Toft-Nielsen¹, Fred Telischi, M.D.².

Presentador: Carlos Curet – M.D., PH.D.

Afiliaciones: 1. Intelligent Hearing System, Miami, FI, USA – 2. ENT Department, University of Miami, FI, USA.

Este trabajo fue apoyado por los Institutos Nacionales de Salud de EEUU (National Institutes of Health (NIH), National Institute on Deafness and other Communication Disorders (NIDCD) under GRANT1R43DC021116 to Intelligent Hearing Systems, RE Delgado (PI)).

Antecedentes: Aproximadamente un millón de personas en todo el mundo han recibido implantes cocleares (IC), aunque su rendimiento varía según factores anatómicos y patológicos. Una evaluación precisa de la viabilidad del nervio coclear es fundamental antes de una cirugía de implante coclear (IC), especialmente en casos como malformaciones del hueso temporal en pacientes pediátricos, sordera prolongada (oído no estimulado) en adultos, neuromas acústicos, neurofibromatosis tipo 2, neuropatías auditivas, laberinitis osificante e hipoplasia del nervio coclear, así como en personas que no pueden participar en audiometrías conductuales. Las malformaciones congénitas del oído interno ocurren en casi el 20% de los niños con pérdida auditiva neurosensorial y aproximadamente el 2% de los casos de sordera profunda debido a una deficiencia del nervio coclear. La resonancia magnética es esencial para confirmar si el nervio es deficiente, pero debido a las limitaciones de resolución, a menudo es difícil distinguir entre hipoplasia y aplasia.

Actualmente, las indicaciones para la implantación coclear se están volviendo más complejas y los niños están siendo implantados a muy temprana edad. El cribado auditivo neonatal universal ha permitido una detección más temprana de la pérdida auditiva neurosensorial y la identificación de muchos bebés con sordera profunda. Esto ha llevado a que la cirugía se aplique en un número creciente de niños, incluyendo la implantación coclear bilateral. Si bien el objetivo de la identificación temprana y la implantación es mejorar el desarrollo del habla y el lenguaje en pacientes más jóvenes, muchos casos desafían la evaluación diagnóstica actual. Por este motivo, hay una necesidad urgente de desarrollar métodos objetivos eléctricos para hacer evaluaciones del nervio coclear.

Objetivo: Los potenciales evocados auditivos del tronco encefálico inducidos eléctricamente (eeABR, por sus siglas en inglés) reflejan la actividad del sistema auditivo periférico y central hasta el colículo inferior. Los primeros esfuerzos mostraron que las amplitudes de los eeABR correlacionaban bien con la supervivencia neuronal. Esfuerzos posteriores de Kileny y otros ((1) (2) (3)) demuestran la utilidad clínica de las medidas de eeABR transtimpánicas. Estos autores han observado una clara correlación entre las respuestas promedio de los umbrales de tono puro preoperatorias y los eeABR transtimpánicos medidos en estos pacientes (1). Una interpretación simplificada de los potenciales evocados es que la amplitud de los potenciales es proporcional al número de fibras neurales que responden (4)(5)). Los eeABR pueden registrar, estimulando eléctricamente, el conjunto de fibras del nervio coclear (6). Los potenciales se registran con

electrodos en el cuero cabelludo posicionados en el vértice y la mastoides ipsilateral (o a veces contralateral).

Sin embargo, el registro de eeABRs presenta varios desafíos técnicos. La colocación del electrodo transtimpánico puede variar de ubicación anatómica y llevar a la dispersión de corriente hacia el nervio facial. Por lo tanto, típicamente se administran agentes de bloqueo neuromuscular para prevenir posibles artefactos de potenciales musculares faciales compuestos (1). Además, el artefacto generado por el estímulo eléctrico oculta la parte inicial del registro. En algunos casos, la interpretación de los resultados puede ser muy difícil. Por este motivo, los primeros estudios se enfocaron en analizar solo las ondas más tardías, como la V.

Razón por la cual, la meta de este proyecto fue optimizar el registro de los eeABR mediante una técnica de sustracción con enmascaramiento anterior (forward masking) que minimice los artefactos eléctricos y mejore su aplicación clínica.

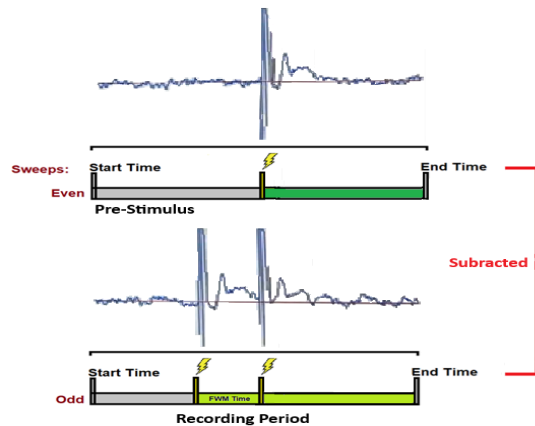


Figura 1: Técnica de sustracción con Enmascaramiento Anterior. **Superior:** Presentaciones de un pulso bifásico estándar aislado que resulta en una respuesta con su artefacto eléctrico correspondiente. **Inferior:** Combinación del pulso con un pulso enmascarador anterior. El segundo pulso resulta en una respuesta más pequeña por el efecto de enmascaramiento del primer pulso, pero con un artefacto eléctrico idéntico al pulso aislado. Cuando las respuestas de ambos estímulos son restadas, se elimina el artefacto eléctrico resultando en una respuesta casi sin artefacto como vista en la **Figura 2.**

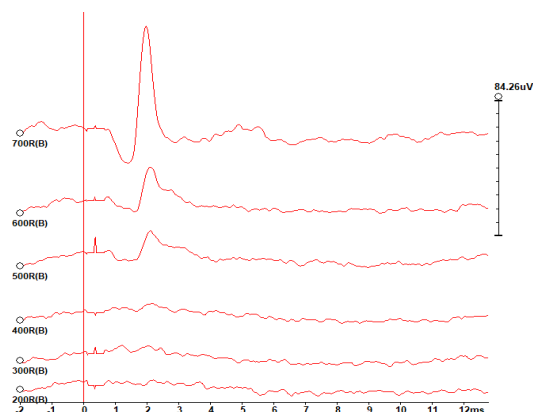


Figura 2 – Resultados de estimulación eléctrica usando la técnica de enmascaramiento anterior usando varios niveles de corriente de 700 a 200 uA para determinar el umbral eléctrico de los eeABR. Como se puede apreciar este método permite la evaluación de las repuestas con casi una total eliminación del artefacto eléctrico dejando ver las ondas muy tempranas alrededor de 1 milisegundo que son críticas para evaluar el nervio auditivo **y su vía del VIIIº par.**

Material y Método: Diseño Prospectivo longitudinal. En este estudio, se aplicó en tiempo real una técnica de sustracción con enmascaramiento anterior como visto en la Figura 1, donde un estímulo que precede al principal, modula la respuesta del nervio auditivo. Esta técnica se realizó en tiempo real utilizando el sistema Duet (Intelligent Hearing Systems Corp., Miami Florida, USA). Los estímulos eléctricos se administraron mediante un electrodo de aguja transtimpánica

posicionado en diferentes sitios anatómicos: 1) en contacto con el promontorio óseo de la cóclea, 2) introducido a través de la ventana redonda y 3) mediante una inserción transpromontorial dirigida hacia la espira basal de la cóclea, con la punta del electrodo alojada en el interior de la misma. Como visto en la Figura 1, se alternaron presentaciones de un pulso bifásico estándar aislado y de una combinación del pulso con un pulso enmascarador anterior. Las respuestas a ambos estímulos fueron restadas para eliminar el artefacto eléctrico. Este método, basado en el trabajo de Sauvage et al. (1983) (7), aprovecha las propiedades refractarias del nervio auditivo. En este estudio, se utilizaron ratas noruegas marrones para la fase de optimización, y se realizaron registros antes y después de provocar sordera experimental con neomicina (40 mM) intratimpánica. También se utilizó bromuro de vecuronio (10 mg/ml) para paralizar los músculos e isoflurano para sacrificar al animal, todo para confirmar el origen real de la respuesta neural. Estos esfuerzos fueron muy importantes porque es fácil confundir artefactos y/o respuestas miogénicas como respuestas del nervio auditivo. La diferenciación y la correcta determinación del origen de las respuestas grabadas es crítico en la determinación del funcionamiento del nervio coclear.

Resultados: La técnica de enmascaramiento anterior permitió eliminar eficazmente la mayoría de los artefactos eléctricos como demostrada en la Figura 2, lo que posibilitó la detección de componentes tempranos de la vía acústica del VIIIº par previamente ocultos. En la Figura 2 se puede apreciar que los grabados casi no contienen ningún artefacto eléctrico permitiendo evaluar las ondas muy tempranas e incluyendo el área antes y después del estímulo alrededor de 0 ms. El uso de alrededor de 5 a 7 ms entre el pulso de enmascaramiento anterior y el segundo estímulo, generó los mejores resultados en relación a la amplitud de la respuesta y eliminación del artefacto eléctrico. También se determinó que la colocación del electrodo de estimulación es importante y los mejores resultados fueron obtenidos cuando el electrodo estaba en contacto directo con el hueso de la cóclea. También el uso de la neomicina intratimpánica permitió evaluar como los grabados de eeABR permiten evaluar el funcionamiento del nervio coclear en casos de pérdida auditiva con umbrales auditivos elevados. También el uso de bromuro de vecuronio permitió confirmar que las respuestas obtenidas se originaban del nervio coclear y no de componentes miogénicos. El isoflurano también permitió confirmar definitivamente el origen de las respuestas del nervio coclear y miogénicas.

Conclusión: Las técnicas avanzadas innovadoras como las aquí desarrolladas, de estimulación eléctrica coclear (hardware) y de procesamiento de señales neurofisiológicas (software), aplicadas al registro de potenciales evocados auditivos del tronco encefálico inducidos eléctricamente (eeABR), representan un aporte significativo al campo de la audiolología objetiva. Su implementación permitirá optimizar la evaluación funcional del nervio coclear y la vía del VIIIº par craneal, especialmente en pacientes con indicación quirúrgica compleja o dudosa para implante coclear permitiendo su correcta selección.

Referencias:

1. Pre-perioperative, transtympanic electrically evoked auditory brainstem response in children. Kileny, P. R. and T. A. Zwolan. 2004, International journal of audiology, Vol. 43 Suppl 1, pp. S16-21.
2. Cognitive evoked potentials to speech and tonal stimuli in children with implants. Kileny, P. R., A. Boerst, et al. 1997, Otolaryngology - head and neck surgery, Vol. 117(3 Pt 1), pp. 161-169.

3. Perioperative electrical auditory brain stem response in candidates for pediatric cochlear implantation. Mason, S. M., G. M. O'Donoghue, et al. 1997, The American journal of otology, Vol. 18(4), pp. 466-471.
4. An empirically based model of the electrically evoked compound action potential. Miller CA, Abbas PJ, et al. 1999, Hearing research, Vols. 135(1-2), pp. 1-18.
5. Electrically evoked compound action potentials of guinea pig and cat: responses to monopolar, monophasic stimulation. Miller CA, Abbas PJ, et al. 1998, Hearing Research, Vols. 119 (1-2), pp. 142-154.
6. Physiological considerations in artificial stimulation of the inner ear. Kiang, N. Y. and E. C. Moxon. 1972, The Annals of otology, rhinology, and laryngology, Vol. 81(5), pp. 714-730.
7. Acoustically derived auditory nerve action potential evoked by electrical stimulation: an estimation of the waveform of single unit contribution. de Sauvage RC, Cazals Y, Erre JP, Aran JM. 1983, J Acoust Soc Am., Vol. 73(2), pp. 616-627.