



XVIII SIMPOSIO DE INGENIERÍA ELÉCTRICA (SIE-2019)

Desempeño de diferentes métodos de promedio para la detección automática de potenciales evocados

Performance of different average methods for the automatic detection of evoked potentials

Juan Carlos Oliva Pérez¹, David Ernesto Ruíz Guirola², Idileisy Torres Rodríguez³

1- Ing. Juan Carlos Oliva Pérez. Universidad Central de Las Villas, Cuba. E-mail: jpoliva@uclv.cu

2- Ing. David Ernesto Ruíz Guirola. Universidad Central de Las Villas, Cuba. E-mail: drguirola@uclv.cu

3- MSc. Idileisy Torres Rodriguez. Universidad Central de Las Villas, Cuba. E-mail: itrodriguez@uclv.edu.cu

Resumen:

Los potenciales evocados pueden ser auditivos, visuales o somatosensoriales. La reducción de ruido es el primer paso en la mayoría de los sistemas de procesamiento de señales biomédicas. La calidad y exactitud del resto de las operaciones que se realicen sobre la señal dependen en gran medida de la calidad de los algoritmos de reducción de ruido que se hayan empleado en el preprocesamiento de la señal. El método usado comúnmente para realizar el realce de la señal de interés es el promedio coherente, sin embargo, esta técnica presenta algunas limitaciones que justifican la búsqueda de alternativas para detectar o extraer las características de estas señales. El promedio pesado es una posible alternativa, sin embargo, este aun no es suficientemente apropiado cuando la señal puede poseer valores fuera de rango dentro de la época. Las técnicas de promedio recortado poseen una mejor solución cuando se está en presencia de ruido de tipo impulsivo. La media recortada modificada es una propuesta de promedio recortado que es adaptada para su uso en potenciales evocados auditivos. En este trabajo se comparan diferentes técnicas de promedio recortado, con el promedio ponderado y el promedio coherente, usando medidas de calidad en el dominio de la frecuencia sobre Potenciales



Evocados Auditivos de Tallo Cerebral. Los resultados arrojaron que los métodos propuestos basados en la media recortada modificada adaptada para su uso en Potenciales Evocados Auditivos se desempeñan de forma superior al resto de los usados. El mejor resultado lo ofrece la medida Q-Sample Modificado.

Abstract:

The evoked potentials can be auditory, visual or somatosensory. Noise reduction is the first step in most biomedical signal processing systems. The quality and accuracy of the rest of the operations carried out on the signal depend to a large extent on the quality of the noise reduction algorithms that have been used in the preprocessing of the signal. The method commonly used to enhance the signal of interest is the coherent average, however, this technique has some limitations that justify the search for alternatives to detect or extract the characteristics of these signals. The weighted average is a possible alternative, however, this is still not appropriate enough when the signal may have out-of-range values within the epoch. Cutting average techniques have a better solution when in the presence of impulsive noise. The modified trimmed average is a cut-out average proposal that is adapted for use in auditory evoked potentials. In this work, we compare different techniques of trimmed average, with the weighted average and the coherent average, using quality measures in the frequency domain on Auditory Brainstem Evoked Potentials. The results showed that the proposed methods based on the modified trimmed average adapted for use in Auditory Evoked Potentials perform superiorly to the rest of the used ones. The Q-Sample Modified measure offers the best result.

Palabras Clave: Potenciales Evocados; Reducción de ruido; Promedio recortado.

Keywords: Evoked Potentials; Noise reduction; Trimmed average.

1. Introducción

El tipo más estudiado de potenciales relacionados con eventos en sentido amplio, es el de los potenciales evocados, que comprenden respuestas del cerebro a alguna forma de estimulación: somatosensorial, visual o auditiva. La mayoría de los potenciales relacionados con eventos se registran en ambientes muy ruidosos, por lo que hay que aplicar alguna técnica de detección que disminuya el ruido preservando la señal. Para el



caso especial de los potenciales evocados auditivos, además del uso del promedio coherente como técnica clásica de reducción de ruido, se han establecido varias medidas de calidad tanto en el dominio del tiempo como en el dominio de la frecuencia para evaluar la respuesta obtenida y brindar la posibilidad de realizar la detección automática de esta. En la literatura se reportan varios métodos de promedio robustos, los mencionados han sido usados en la reducción de ruido para la extracción de Potenciales Evocados (PE), pero no siempre las medidas de calidad usadas para evaluarlos son las mismas, además dependen del tipo de (PE) y del dominio en el que se estudie. Esta situación motiva plantearse el siguiente problema: ¿Cómo implementar un método que contrarreste las limitaciones del promedio coherente y que permita la detección de las respuestas auditivas usando medidas en el dominio de la frecuencia? Para dar respuesta a esta interrogante se plantea el siguiente **objetivo general**: proponer un método que contrarreste las limitaciones del promedio coherente en la detección de potenciales auditivos en niños entre uno y tres meses de edad usando medidas en el dominio de la frecuencia.

1.1 Potenciales Evocados y su clasificación.

Potenciales Evocados Auditivos (PEA).

La actividad neural específica que surge de la estimulación acústica como un patrón de fluctuaciones de voltaje que dura aproximadamente medio segundo es un potencial evocado auditivo [1]. Dependiendo del tipo y colocación de los electrodos, la amplificación de la señal, la selección de los filtros y el periodo post estímulo es posible detectar la actividad neuronal que surja desde diferentes estructuras que abarquen desde el nervio auditivo hasta la corteza cerebral [2][3]. La respuesta puede ser dividida en tres intervalos de acuerdo a la latencia, la respuesta de tallo cerebral o respuesta temprana (aproximadamente entre los 2 ms y 10 ms después del estímulo), respuesta de latencia media (entre los 10 ms y 80 ms) y respuestas tardías (entre 80 ms y 500 ms).

Potenciales Evocados Visuales (PEV).

Los potenciales evocados visuales, de forma similar a los auditivos, constituyen respuestas a un estímulo, que en este caso puede estar basado en un patrón visual o no. Los potenciales evocados visuales poseen una amplitud mucho mayor que los potenciales



auditivos, en el rango de los 20 μV . Como consecuencia en muchas ocasiones un potencial evocado visual puede ser visto en el EEG en curso, no obstante, la reducción de ruido es realizada en las rutinas clínicas, para lo cual se promedian alrededor de 100 respuestas, 200 para asegurar la replicabilidad del potencial.

Potenciales Evocados Somatosensoriales (PESS).

Los potenciales evocados somatosensoriales son producidos por la estimulación eléctrica de un nervio periférico particular del cuerpo humano, usualmente un nervio ubicado en el brazo o en la pierna. Este tipo de estimulación permite adquirir información acerca de la funcionalidad de la conducción entre el punto de estimulación seleccionado a través de la columna vertebral a la corteza cerebral.

1.2 Técnicas de Reducción de ruido.

La reducción de ruido es el primer paso en la mayoría de los sistemas de procesamiento de señales biomédicas. La calidad y exactitud del resto de las operaciones que se realicen sobre la señal dependen en gran medida de la calidad de los algoritmos de reducción de ruido que se hayan empleado en el preprocesamiento de la señal.

El promedio coherente (PC) o media aritmética como también se conoce, puede ser calculado a partir de la matriz *ensemble* que se forme con las respuestas evocadas. Donde la respuesta al estímulo *i-ésimo* es asumida como la suma de la componente determinística de la señal o respuesta evocada *s* más un ruido aleatorio el cual es asincrónico con el estímulo. Donde se supone que el ruido en curso es estacionario, con media cero. Consecuentemente la varianza del ruido debe ser fija e igual en todos los potenciales. El promedio es un método sencillo y directo. La señal estimada puede modelarse como la suma de la componente determinística más el ruido atenuado por un factor de $1/M$.

Considerando la presencia de varios tipos de ruidos los cuales causan degradación en el desempeño del promedio, se justifica el desarrollo de nuevos métodos que manejan de forma acertada estos problemas. Uno de estos métodos que ha sido propuesto en la literatura es el promedio ponderado. Varios criterios han sido usados con el objetivo de determinar el vector de pesos que más se ajuste al problema. Uno de estos criterios (minimización del error cuadrático medio) está basado en función de la varianza del ruido



de todos los ciclos. A un potencial con un alto nivel de ruido es asignado un peso menor que a uno con un menor nivel de ruido [4]–[8].

El promedio *ensemble* y el promedio pesado representan técnicas lineales, y consecuentemente se desempeñan muy bien cuando el ruido es de tipo gaussiano. Sin embargo, en el caso que ocasionalmente aparezcan artefactos fuera de rango (*outliers*), con grandes valores de amplitud, estas técnicas son limitadas. El promedio *ensemble* y la mediana *ensemble* pueden ser vistos como casos especiales dentro de una familia amplia de estimadores existentes conocida como estimadores recortados (*trimmed means*), dentro de los cuáles se encuentran la media recortada, la media winsorizada, la media L-recortada o media TL y la media Tanh (2005) [9] – [12]. A diferencia de la mediana, que elimina todas las muestras excepto el punto medio de las muestras ordenadas, esta familia de estimadores utiliza todas las muestras ordenadas excepto una cierta fracción de los valores de las muestras más pequeñas y más grandes, las cuales se recortan. El número de muestras a excluir está relacionado con el factor de recorte α , que está limitado al intervalo $0 \leq \alpha < 0,5$. La media recortada se calcula promediando las muestras restantes.

1.3 Detección Automática de Potenciales Evocados.

Los métodos para la detección objetiva de los Potenciales Evocados Auditivos de Tallo Cerebral (PEATC) pueden ser caracterizados como métodos basados en plantillas y métodos basados en no plantillas, como fue revisado por [6] y referenciado en [13].

Métodos más usados para la Detección en el dominio de la frecuencia.

La prueba original de puntajes uniformes de la muestra q (*Q-sample uniform*) [14] es una prueba no paramétrica que usa los rangos de las fases de los componentes de Fourier de Q bandas espectrales para probar si las fases comparten la misma distribución. El test solamente usa los ángulos de fase en la forma de sus *rangos* y rechaza las amplitudes espectrales.

El más poderoso test en el dominio de la frecuencia según [15] es *q-sample uniform*. Este test usa solo los ángulos de fases en la forma de sus rangos mientras que la amplitud de información espectral es rechazada. En [16] se introduce una modificación donde además



es considerada la amplitud espectral, este test ha pasado a ocupar una mejor posición que su antecesor en su uso para la detección de potenciales evocados auditivos.

Otro test [17] que puede ser considerado como un tipo especial de prueba *q-sample* es el *q-sample* de Watson. Este test también utiliza tanto los ángulos de fase como las amplitudes espectrales.

2. Metodología

Se describen versiones de la Media Recortada Modificada adaptada para su uso en Potenciales Evocados Auditivos Transitorios. Se analiza además las características de la base de datos y como se realizará la comparación entre los diferentes métodos.

Media Recortada Modificada adaptada a los PEATC.

La Media Recortada Modificada en [18], propone determinar el factor de recortamiento q como $q = 2 * \sigma_r$, donde σ_r es la desviación estándar del ruido promedio de fondo, estimado a partir del segmento isoelectrico de la señal electrocardiográfica según lo plantea en [19] – [21]. Para el caso de los potenciales evocados estos no poseen segmento isoelectrico. No obstante, en la bibliografía consultada se han encontrado varias formas de estimar la varianza del ruido de fondo. Siguiendo este enfoque el factor de recortamiento pudiese ser estimado como 3 o 2 desviaciones estándar del ruido, a partir del hecho que la varianza es el cuadrado de la desviación estándar. En varios artículos también revisados se ha propuesto la estimación del ruido de fondo como el promedio de las varianzas de varios únicos puntos, usado en la estimación del Fmp [22], [23], como una mejor aproximación al ruido de la señal. En este trabajo se propone determinar el factor de recortamiento q como tres desviaciones estándar del ruido de fondo estimado usando el Fmp .

Otra variante de modificar la media recortada con el fin de determinar el factor de recortamiento q fue el uso del rango intercuartil (IQR), definido como la diferencia entre el tercer cuartil Q_3 y el primer cuartil, Q_1 . El rango intercuartil es una medida robusta, porque solo tiene en cuenta el 50 % de los datos.



$$[Q_1 - 1,5 * IQR, Q_3 + 1,5 * IQR] \quad (1)$$

El rango dado en esta ecuación depende del factor 1,5, este es un valor arbitrario, pero encuentra su justificación según una distribución normal. De esta forma se obtienen dos versiones de la MRM.

Se evaluó el carácter estacionario de las señales. Un proceso estocástico es estrictamente estacionario si sus medidas estadísticas como media y varianza son constantes a lo largo de la serie. Por esto se habla de una característica estacionaria débil, o de segundo orden. En la caja de herramientas *Econometrics* de MATLAB existen diferentes funciones que permiten determinar si una serie temporal es estacionaria o no. Se escogió para realizar el análisis las funciones *adftest*, *pptest* y *kpsstest*, ampliamente usadas en la literatura con este fin.

Otro análisis que es posible e importante realizar es evaluar la normalidad de las señales y que la media de estas sea cero. Para ello se puede hacer un análisis exploratorio de las señales usando estadística descriptiva. Las siguientes funciones y herramientas permiten realizar este análisis: *histfit*, *probplot* y *boxplot*. Otra herramienta que permite realizar este análisis es el test de Kolmogorov-Smirnov, el cual es una prueba no paramétrica que permite comparar la distribución de una muestra dada con otra distribución hipotética.

Descripción del Experimento.

Para realizar el experimento se conformaron matrices de conjunto de cada uno de los registros usando como referencia el tiempo entre estímulos de 15 ms. Con cada registro se formó una matriz *ensemble* de aproximadamente 2000 épocas por 200 muestras como promedio. Cada matriz *ensemble* fue promediada usando los métodos de promedio que se describieron en secciones anteriores.

Las medidas de detección automática usadas para establecer la comparación fueron medidas en el dominio de la frecuencia, ellas fueron el *Q-Sample Uniform*, el *Q-Sample Modificado* y el *Q-Sample de Watson U2*.

Para establecer la comparación de los diferentes métodos usando medidas en el dominio de la frecuencia, primeramente, se transformaron los registros en matrices de conjunto.



De cada matriz de conjunto se toman aleatoriamente conjuntos de 250 épocas aleatoriamente 100 veces y se promediaron usando cada uno de los métodos de promedio que se describieron. Se formó una nueva matriz (100 x 200) compuesta de los vectores promedios obtenidos en el paso anterior tratando de simular un experimento de Monte Carlo. Las matrices obtenidas para cada uno de los métodos de promedio y para cada una de los diferentes tamaños de X son transformadas al dominio de la frecuencia usando la *fft* (*Fast Fourier Transform*, de sus siglas en inglés), a partir de la cual se obtiene un arreglo de dimensión 100x200x2, que contiene los valores de fase y amplitud del resultado de aplicar la transformada. A este arreglo es al cual se le calculan las diferentes medidas de calidad. El diseño del experimento es basado en el diseño del experimento propuesto en [66] para la comparación de medidas de detección en el dominio de la frecuencia. El siguiente diagrama explica de forma visual el experimento.

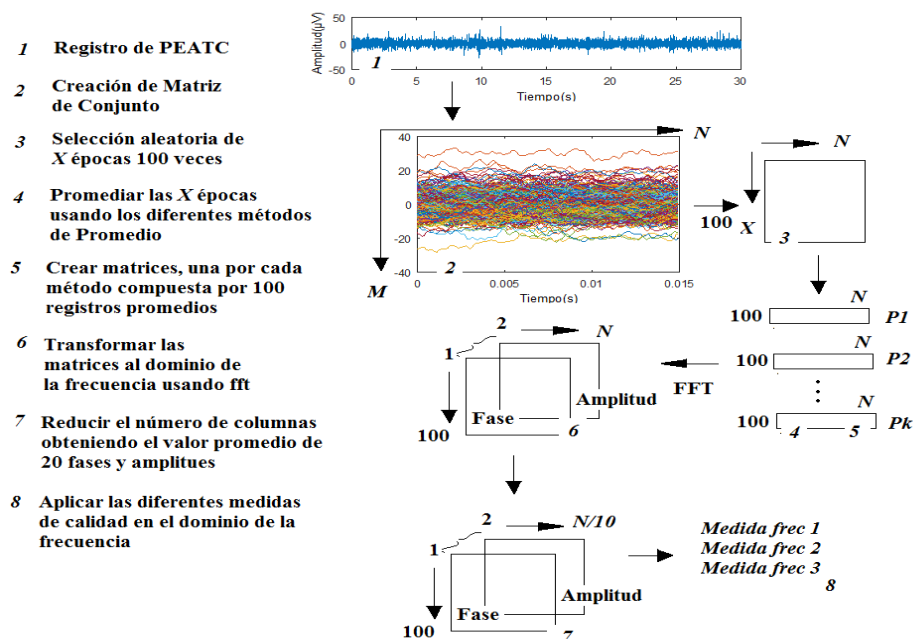


Figura 1. Diseño del Experimento.

Para realizar el análisis estadístico de los resultados se utiliza un test de Friedman el cual es apropiado cuando las columnas representan parámetros que están bajo estudio, en este caso los diferentes métodos de promedio explorados. En las filas se encuentran las medidas de calidad estimadas para las señales completas y para las señales a las cuales se les quitó las épocas que superaban el umbral de $\pm 5 \mu V$.



3. Resultados y discusión

El análisis de la característica estacionaria y la gaussianidad de las señales, la comparación estadística de los métodos de promedio usados para la reducción de ruido usando medidas de calidad en el dominio de la frecuencia para establecer la comparación y la muestra de algunas señales obtenidas con los diferentes métodos se cuentan entre los principales resultados de este trabajo.

A continuación, se muestran algunas imágenes del resultado de la evaluación de la normalidad. Como se puede apreciar en la Figura 2 existen valores fuera de rango u *outliers* los cuales pueden incidir en el resultado al promediar. Esta figura muestra 2000 valores de una columna de la matriz *ensemble* para un sujeto escogido al azar. Este análisis se hizo para el total de registros de la Base de Datos comprobándose que en muchos casos las señales se encuentran contaminadas con *outliers* y que no siempre siguen una distribución normal.

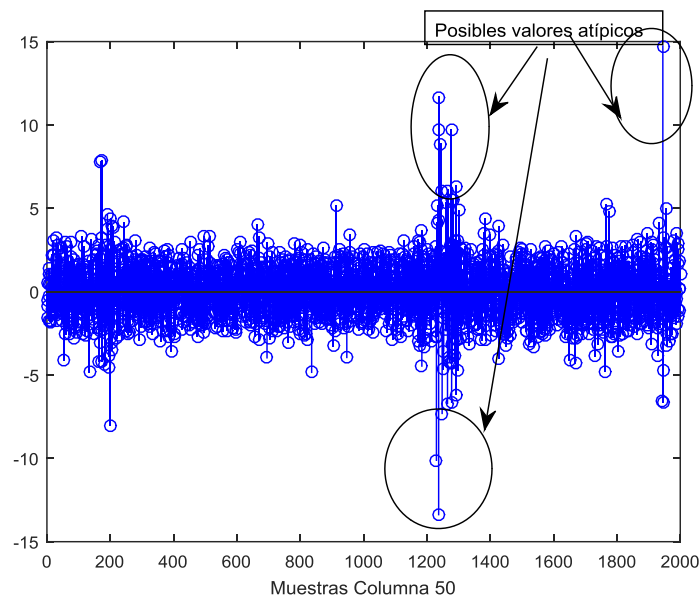


Figura 2. Valores que componen la columna 50 escogida al azar del sujeto S14-00011.

Resultados del Análisis Estadístico.

La función *multcompare* de MATLAB devuelve un *plot* interactivo que permite de forma visual determinar cuáles de los nueve métodos tienen diferencias entre sí. En la gráfica



aquellos segmentos que no se solapan son los que poseen dicha diferencia. La comparación múltiple se realizó usando un *post hoc* con corrección de Bonferroni.

En la Figura 3 los métodos que no se solapan son el 6 y el 8, correspondientes a la media TL y a la MRM usando Fmp.

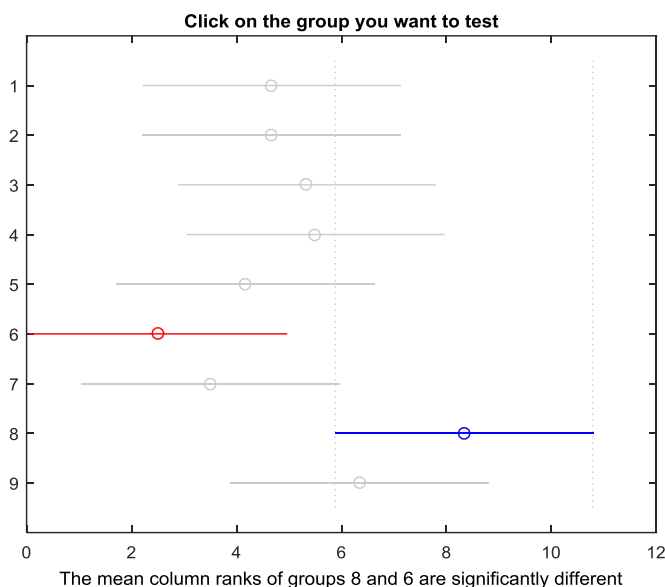


Figura 3. Comparación múltiple de los métodos

La Tabla 1 ofrece los valores del rango medio que devuelve el test de Friedman, dándole una mayor puntuación al método que mejor desempeño posea. En este caso a pesar que las diferencias significativas solo se encuentran entre la Media TL y la MRM Fmp, según el Rango el mejor método fue la MRM Fmp, seguido por la MRM IQR., los cuales constituyen las propuestas de este trabajo.

Media	Mediana	Media Ponderada	Media Recortada	Media Winsorized	Media TL	Media Tanh	MRM Fmp	MRM IQR
4.667	4.667	5.333	5.500	4.167	2.500	3.500	8.333	6.333

Tabla 1. Valores de los Rangos medios dados por el test de Friedman a cada uno de los métodos.

Otro análisis que es importante tener en cuenta es determinar cuál método presentó menores diferencias cuando actuó con la base de datos limpia y con los datos sin artefactos, valores fuera del rango de $\pm 5 \mu V$. La figura 4 es una visión total de todos los métodos bajo análisis, en ellas se puede apreciar que para el promedio coherente existen diferencias visibles en cuanto a su comportamiento, mientras que los métodos propuestos



demuestran ser más robustos al comportarse de manera similar ante las dos variantes de los datos.

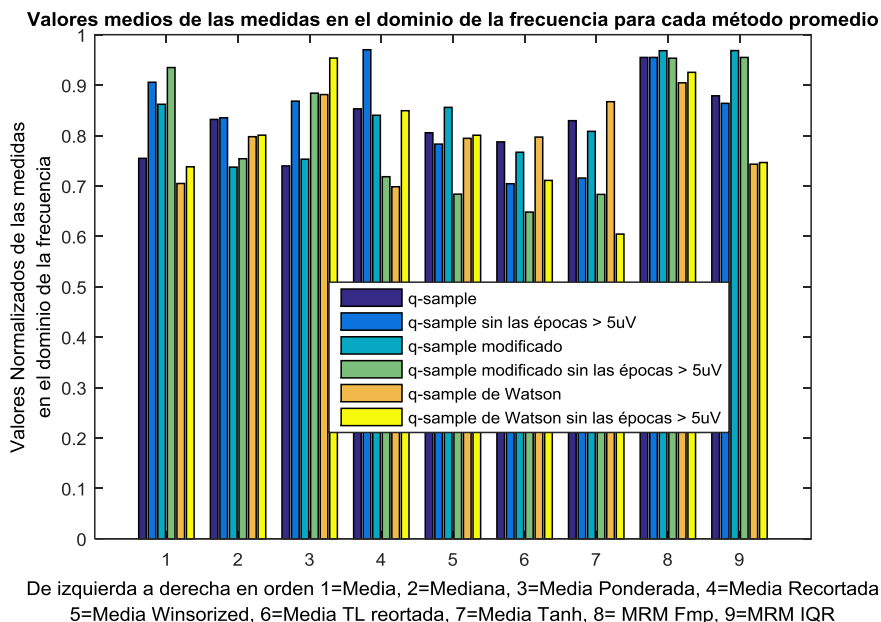


Figura 4. Valores medios de las medidas y de los métodos.

A continuación, se muestran las señales obtenidas de un sujeto al azar usando los diferentes métodos. En la Figura 5 se puede apreciar como el método MRM_Fmp es el que más se acerca a lo esperado mientras que otros métodos se alejan de la señal esperada y presentan mayores niveles de ruido.

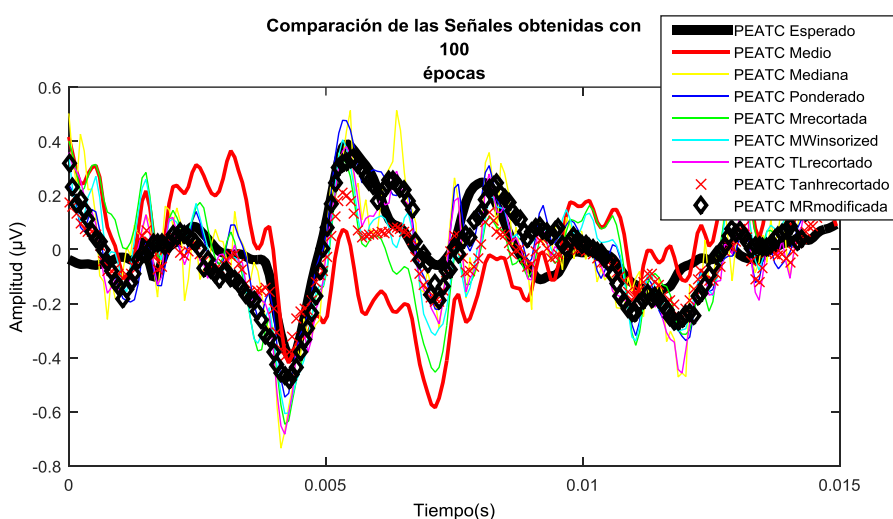


Figura 5. Respuestas evocadas promedios con 100 épocas.



4. Conclusiones

A pesar de la variedad de los métodos propuestos, en este trabajo se describen las propuestas de modificaciones realizadas a la Media Recortada Modificada con el fin de adaptarla para la reducción de ruido de potenciales evocados auditivos. La Media Recortada Modificada es un método que propone aunar las soluciones a los principales inconvenientes del promedio coherente. El test de Friedman usado arrojó que el mejor método era la MRM usando Fmp, no obstante, las diferencias fueron significativas solo con respecto a la Media Recortada TL. A partir de la revisión de la bibliografía se seleccionaron las medidas en el dominio de la frecuencia para establecer la comparación entre los resultados arrojados por cada método. La medida que mejor se comportó fue Q-sample modificada.

Como consecuencia del análisis realizado se recomienda que el experimento se desarrolle con una data con mayores niveles de ruido, que se lleve a cabo de una forma más exhaustiva, comprobando los resultados en un experimento de Monte Carlo para pasos más pequeños en la formación de la matriz de conjunto intentando simular un ambiente real de registro. Se recomienda además que los resultados obtenidos se comparen con resultados similares, pero en el dominio del tiempo.

5. Referencias bibliográficas

- [1] A. Sharma, M. F. Dorman, and A. Kral, "The influence of a sensitive period on central auditory development in children with unilateral and bilateral cochlear implants," *Hear. Res.*, vol. 203, no. 1–2, pp. 134–143, 2005.
- [2] J. J. Eggermont, "On the rate of maturation of sensory evoked potentials," *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 70, no. 4, pp. 293–305, 1988.
- [3] N. Kraus and T. Nicol, "Auditory evoked potentials," *Encycl. Neurosci.*, 2008.
- [4] L. Sornmo and P. Laguna, *Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neural Applications*. 2005.
- [5] D. R. Stapells, "Frequency-specific threshold assessment in young infants using the transient ABR and the brainstem ASSR.," *Compr. Handb. Pediatr. Audiol.*, pp.



409–448, 2011.

- [6] D. A. J.L., S. A., D. Armas, T. Aznielle, C.-R. L, and H. R., “SenseWitness: Un nuevo software para potenciales evocados,” p. , 2003.
- [7] E. Mijares Nodarse *et al.*, “Cribado auditivo neonatal con potenciales evocados auditivos de estado estable a m??ltiples frecuencias,” *Acta Otorrinolaringol. Esp.*, vol. 62, no. 2, pp. 87–94, 2011.
- [8] I. Torres, “Estimadores Robustos de Promedio para la Detección de Potenciales Relacionados con Eventos,” Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas, 2014.
- [9] E. A. H. Elamir and A. H. Seheult, “Trimmed L-moments,” *Comput. Stat. Data Anal.*, vol. 43, no. 3, pp. 299–314, 2003.
- [10] Z. Leonowicz, J. Karvanen, and S. L. Shishkin, “Trimmed estimators for robust averaging of event-related potentials,” *J. Neurosci. Methods*, vol. 142, no. 1, pp. 17–26, 2005.
- [11] F. Hampel, E. Ronchetti, P. Rousseeuw, and W. Stahel, *Robust statistics: the approach based on influence functions*. 2011.
- [12] J. T. Valderrama, I. Alvarez, A. De La Torre, J. C. Segura, M. Sainz, and J. L. Vargas, “A portable, modular, and low cost auditory brainstem response recording system including an algorithm for automatic identification of responses suitable for hearing screening,” *IEEE EMBS Spec. Top. Conf. Point-of-Care Healthc. Technol. Synerg. Towar. Better Glob. Heal. PHT 2013*, pp. 180–183, 2013.
- [13] E. Laciari and R. Jane, “An Improved Weighted Signal Averaging Method for High-Resolution ECG Signals,” pp. 69–72, 2001.
- [14] J. M. H. & D. M. S. M. A. Chesnaye, S. L. Bell, “Objective measures for detecting the auditory brainstem response: comparisons of specificity, sensitivity and detection time,” *Int. J. Audiol.*, pp. 1–11, 2018.
- [15] O. Lins, P. Picton, and T. Picton, “Auditory steady-state responses to tones



amplitude-modulated at 80–110 Hz," *J.*, 1995.

- [16] M. Congedo, L. Korczowski, A. Delorme, and F. Lopes da Silva, "Spatio-temporal common pattern: A companion method for ERP analysis in the time domain," *J. Neurosci. Methods*, vol. 267, pp. 74–88, 2016.
- [17] E. Stürzebecher, M. Cebulla, and K. D. Wernecke, "Objective response detection in the frequency domain: Comparison of several q-sample tests," *Audiol. Neuro-Otology*, vol. 4, no. 1, pp. 2–11, 1999.
- [18] A. Taboada-Crispi and J. Lorenzo-Ginori, "Adaptive line enhancing plus modified signal averaging for ventricular late potential detection," *Electronics*, 1999.
- [19] J. Heckenlively and G. Arden, *Principles and practice of clinical electrophysiology of vision*. 2006.
- [20] J. M. Leski, "Robust weighted averaging," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 49, no. 8, pp. 796–804, 2002.
- [21] B. C. E. H. Programme, "Audiology Assessment Protocol (BCEHP)," [http://www.phsa.ca/health-professionals/clinical-resources/hearing/BC_Early_Hearing_Program: Audiology assessment protocols.pdf](http://www.phsa.ca/health-professionals/clinical-resources/hearing/BC_Early_Hearing_Program:_Audiology_assessment_protocols.pdf), 2012.
- [22] E. Mijares *et al.*, "Sensitivity of the Automated Auditory Brainstem Response in Neonatal Hearing Screening," *Pediatrics*, vol. 3, no. 3, pp. 117–128, 2014.
- [23] I. G. A. Da Silva, "Objective estimation of loudness growth using tone burst evoked auditory responses," *Diss. Abstr. Int. B Sci. Eng.*, vol. 70, no. 8, p. 4987, 2010.
- [24] J. Paradis, "The Development of English as a Second Language With and Without Specific Language Impairment: Clinical Implications," *J. Speech, Lang. Hear. Res.*, vol. 59, no. 2, pp. 171–182, 2016.
- [25] T. Pander, "A new approach to robust, weighted signal averaging," *Biocybern. Biomed. Eng.*, vol. 35, no. 4, pp. 317–327, 2015.
- [26] Y. Levit, M. Himmelfarb, and S. Dollberg, "Sensitivity of the Automated Auditory Brainstem Response in Neonatal Hearing Screening," *Pediatrics*, vol. 136, no. 3,



pp. e641–e647, 2015.

- [27] G. R. I. Rodrigues, N. Ramos, and D. R. Lewis, "Comparing auditory brainstem responses (ABRs) to toneburst and narrow band CE-chirp® in young infants," *Int. J. Pediatr. Otorhinolaryngol.*, vol. 77, no. 9, pp. 1555–1560, 2013.
- [28] M. Kotas, T. Pander, and J. M. Leski, "Averaging of nonlinearly aligned signal cycles for noise suppression," *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 21, pp. 157–168, 2015.
- [29] T. Pander, S. Pietraszek, and T. Przybyła, "A Novel Approach to Robust Weighted Averaging of Auditory Evoked Potentials," *Inf. Technol. Biomed. Vol. 4*, vol. 284, pp. 321–332, 2014.
- [30] J. T. Valderrama *et al.*, "Automatic quality assessment and peak identification of auditory brainstem responses with fitted parametric peaks," *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 114, no. 3, pp. 262–275, 2014.
- [31] E. Berninger, A. Olofsson, and A. Leijon, "Analysis of click-evoked auditory brainstem responses using time domain cross-correlations between interleaved responses.," *Ear Hear.*, vol. 35, no. 3, pp. 318–29, 2014.
- [32] J. Tsurukiri, K. Nagata, K. Kumasaka, K. Ueno, and M. Ueno, "Middle latency auditory evoked potential index for prediction of post-resuscitation survival in elderly populations with out-of-hospital cardiac arrest," *Signa Vitae*, 2017.