

dx.doi.org/10.17488/RMIB.38.1.34

Efecto del pre-procesamiento del EEG en el Análisis por Componentes Independientes: reducción del artefacto del implante coclear en los Potenciales Evocados Auditivos

Effect of EEG pre-processing on Independent Component Analysis: reduction of cochlear implant artifact in Auditory Evoked Potentials

G. Trejo-Alcantara¹, N. Castañeda-Villa²

¹Estudiante de la Licenciatura en Ingeniería Biomédica, Universidad Autónoma Metropolitana, México.

²Departamento de Ingeniería Eléctrica, Universidad Autónoma Metropolitana, México.

RESUMEN

El Análisis por Componentes Independientes (ICA, Independent Component Analysis) es una herramienta muy utilizada para eliminar los artefactos comunes del EEG, sin embargo existe poca bibliografía sobre el impacto que tienen etapas de pre-procesamiento de esta señal sobre el desempeño del ICA. En este trabajo se comparó el efecto de aplicar dos filtros digitales diferentes, pasabajas y pasabanda, en una etapa de procesamiento previa a ICA, para remover específicamente el artefacto de un implante coclear en registros de Potenciales Evocados Auditivos. Se analizaron señales de 10 sujetos usuarios de implante coclear y en 5 de estos registros con el pre-filtrado pasabajas se obtuvieron los mayores valores del índice de la Relación Señal Interferencia, utilizado para evaluar la calidad de la separación. El mayor efecto al remover el artefacto del implante coclear se nota en los electrodos T4 y T6, que corresponde a la zona donde los sujetos tienen colocado su implante (área temporal derecha).

PALABRAS CLAVE: Análisis por componentes Independientes, Filtrado digital, Implante Coclear, Potenciales Evocados Auditivos.

ABSTRACT

Independent Component Analysis (ICA) is an algorithm used to remove artifacts from the EEG. However, there is little current literature about the impact of preprocessing stages of this signal on the performance of ICA. In this paper the effect of applying two different digital filters - lowpass and bandpass -, in a pre-processing step to ICA, was compared. This to remove the cochlear implant artifact from the Auditory Evoked Potentials. Recordings from 10 cochlear implant users were analyzed. In 5 of these records using the pre-lowpass filtering, the highest Signal Interference Ratio (SIR) was obtained; this index was used to assess the quality of ICA separation. The greatest effect of removing the cochlear implant artifact is noted in both T4 and T6 electrodes, which correspond to the area where the subjects have placed their implants (right temporal area).

KEYWORDS: Independent Component Analysis, Digital filter, Cochlear Implant, Auditory Evoked Potentials.

Correspondencia

DESTINATARIO: Gustavo Trejo Alcántara

INSTITUCIÓN: Universidad Autónoma Metropolitana

DIRECCIÓN: San Rafael Atlixco #186, Col. Vicentina, Del.

Iztapalapa, C.P. 09340, Ciudad de México, CDMX,
México

CORREO ELECTRÓNICO: ib.talcantara@gmail.com

Fecha de recepción:

13 de octubre de 2016

Fecha de aceptación:

23 de diciembre de 2016

INTRODUCCIÓN

Se sabe que el pre-procesamiento de los registros de EEG, ayuda a incrementar la relación señal ruido de los Potenciales Evocados Auditivos (PEAs), eliminando frecuencias que son irrelevantes en el análisis de estas señales ^[1]. Más aún algunos autores han sugerido que esto contribuye a la calidad de la separación cuando se aplica el Análisis por Componentes Independientes (ICA), para eliminar los artefactos inherentes a la adquisición de dichas señales. Estos autores mencionan que el éxito de ICA para un cierto tipo de datos dependerá de la correcta aplicación de algunos pasos de pre-procesamiento, sugieren por ejemplo que un filtro pasa-banda podría ser de utilidad ^[2].

El efecto de la etapa de pre-procesamiento en la calidad de la separación del ICA se ha estudiado utilizando filtros pasa-altas con diferentes frecuencias de corte; sin embargo, los autores se centran en evaluar el efecto de estos filtros en la clasificación de señales de EEG para utilizarse en una interfaz cerebro-computadora ^[3]. También se han hecho estudios de la calidad de la descomposición de imágenes de Resonancia Magnética funcional incluyendo una etapa de pre-filtrado, en este caso los autores concluyen que fue necesaria una reducción del ruido de la imagen utilizando un filtro pasa bajas, para mejorar el desempeño de ICA ^[4].

Sin embargo, en el caso de PEAs en usuarios de un implante coclear no se ha estudiado el efecto de la etapa de pre-procesamiento de esta señal, al aplicar ICA para la reducción del artefacto generado por el funcionamiento normal de este dispositivo electrónico. Considerando lo anterior, el objetivo de este trabajo fue comparar el efecto de aplicar dos tipos de filtros digitales: 1) filtro pasabajas con frecuencia de corte a 30 Hz y 2) filtro pasabanda entre 1 y 30 Hz, en la calidad de la separación de los Componentes Independientes de PEAs contaminados con el artefacto de un implante coclear. Se utilizó la Relación señal interferencia (SIR, *Signal Interference Ratio*) para determinar la calidad de la separación de ICA posterior a la etapa de filtrado.

METODOLOGÍA

La Figura 1 muestra un diagrama del proceso utilizado para analizar el efecto que tiene la etapa de pre-procesamiento en registros de EEG en la reducción del artefacto relacionado al implante coclear. Constó de 4 etapas en donde se incluye la medida de la calidad de la separación con el índice SIR.



FIGURA 1: Diagrama de la metodología.

Registros de EEG

Se contó con 10 registros de EEG que fueron obtenidos de niños con implante coclear. El estudio consistió en una estimulación auditiva mediante tonos ráfagas con una duración de 50 ms (10-30-10) a una intensidad de 70 dB spl. Se registraron 150 épocas con 900 puntos cada una a una frecuencia de muestreo de 2 kHz utilizando 19 electrodos colocados en el cuero cabelludo según el sistema 10-20; para detalles de la adquisición de la señal revisar ^[10].

Pre-procesamiento: Filtrado digital del EEG

Se ha demostrado que si se filtra linealmente una señal X para obtener una nueva señal X^* , el modelo de ICA se puede seguir aplicando asumiendo que se tiene la misma matriz de separación W . Esto se puede demostrar de la siguiente manera: como se mencionó antes X es la matriz que contiene las señales medidas y S es la matriz con las fuentes, entonces ICA se puede expresar de manera

matricial como: $X = As$. El filtrado de X correspondería a multiplicar por la derecha esta matriz por otra por ejemplo M , de manera que $X^* = XM = AsM = As^*$, lo cual demuestra que el modelo ICA sigue siendo válido [2].

Para el pre-procesamiento de los EEGs se propusieron dos tipos de filtros digitales FIR de fase cero, un pasabajas de 0 a 30 Hz. y un pasabanda de 1 a 30 Hz. El diseño partió de una respuesta al impulso infinita la cual es acotada por una ventana Hamming [8] de orden 1001 para el caso del pasabajas y de orden 2501 para el pasabanda. Los filtros se implementaron con la herramienta informática Matlab, donde se usaron las funciones filter yfiltfilt para el filtrado de los EEGs.

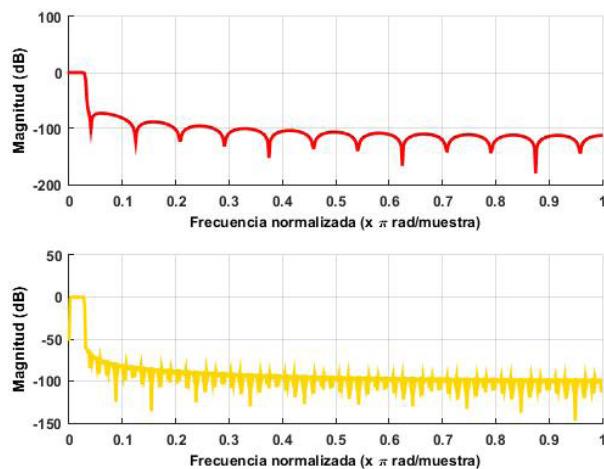


FIGURA 2: Respuesta en frecuencia en magnitud de los filtros digitales diseñados: pasabajas (arriba) y pasabanda (abajo).

La Figura 2 muestra la respuesta en frecuencia de los filtros pasabajas y pasabanda propuestos para este trabajo. En ambos filtros se observa que la banda de transición es prácticamente nula debido al orden de cada uno. El efecto de la ventana Hamming son el rizado en la banda de paso, qué en ambos filtros fue prácticamente lineal, y los lóbulos que se tienen en la banda de rechazo. El filtro pasabajas muestra un lóbulo principal con atenuación de -73 dB y lóbulos secundarios por debajo de -100 dB. En el filtro pasabanda la principal atenuación es de -63 dB y va disminuyendo hasta los -100 dB.

Cada registro fue filtrado con los dos filtros descritos teniendo, finalmente, tres registros por cada sujeto: uno sin filtrar, uno filtrado con el filtro pasabajas y uno con el pasabanda. A todos se les aplicó un análisis por componentes independientes.

Análisis por componentes independientes

ICA es un algoritmo cuyo objetivo es representar una mezcla de mediciones como una combinación lineal de componentes estadísticamente independientes [5]. La formulación más simple de este algoritmo modela la señal medida matricialmente como $X = AS$. Donde X es la mezcla lineal de las fuentes s , las cuales no se conocen, pero se asume que son estadísticamente independientes entre sí. La matriz cuadrada A (matriz de mezcla) tampoco se conoce, pero es invertible. ICA calcula lo que se conoce como matriz de separación $W = A^{-1}$ a partir de X y estima las fuentes originales como $\hat{s} = W X$; lo que se conoce como los Componentes Independientes (CIs). Aunque existen diversos algoritmos del ICA que consideran diferentes criterios de independencia para las fuentes, comparten algunas consideraciones sobre las mismas, por ejemplo: a) X es el resultado de una mezcla lineal de diferentes fuentes, b) el número de fuentes que estimará el algoritmo es igual o menor a el número de mediciones con las que se cuente y c) la distribución de probabilidad de las fuentes es no-Gaussian. En una publicación previa, se demostró que el algoritmo TDSEP-ICA [6] estimaba de una manera más robusta y eficiente el artefacto del implante coclear en los PEAs, esto se explica por el hecho de que el algoritmo utiliza la información en tiempo inherente en la señal [7]; este fue el algoritmo ICA utilizado en este trabajo.

Medida de la calidad de la separación

Para evaluar la calidad de la separación de ICA se utilizó el índice SIR [9], este es un índice muy utilizado para esto y se define como:

$$SIR = \frac{|\langle \hat{s}_i, s_i \rangle|^2}{\|\hat{s}_i\|^2 \|s_i\|^2 - |\langle \hat{s}_i, s_i \rangle|^2}$$

Donde son las señales estimadas y es una señal de referencia que representa a la señal real. El producto interno es una medida de la distancia entre las dos señales; cuando la señal estimada es ortogonal a la señal de referencia SIR es cero, mientras que, si la señal estimada es igual a la señal real escalada en un factor g , es decir $= g$, SIR será grande; valores mayores de SIR indican mejor calidad de la separación. La señal de referencia del CI relacionado al artefacto del implante se generó promediando la señal de EEG de los electrodos alrededor de los cuales se localiza el implante (zona temporal) de cinco niños con implante. Finalmente se eliminó el CI con mayor valor de índice SIR obtenido en cada uno de los registros al ser, teóricamente, el que corresponde al artefacto relacionado al implante coclear.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

El resultado del filtrado con la función filter de Matlab se muestra en la Figura 3 (verde) donde se observa un desfasamiento, el cual no es deseable ya que para el análisis de los potenciales evocados es necesario mantener la señal en fase para determinar la latencia de sus picos. Para contrarrestarlo se usó la función filtfilt que ofrece un filtrado con fase cero como se muestra en la Figura 3 (morado).

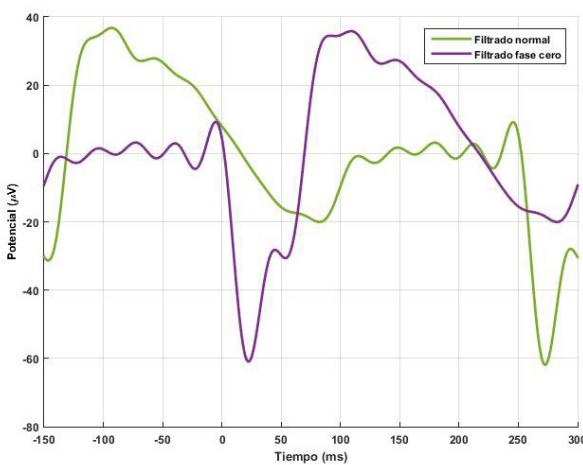


FIGURA 3: PEA en el electrodo T6 del sujeto 1 con filtro pasabajas donde se observa una señal desfasada utilizando la función filter (verde) y una señal en fase al aplicar un filtro con fase cero (morado).

Ya filtrada la señal y después de aplicar el ICA para separar los CIs del EEG, se calculó el índice SIR entre todos los componentes y la señal de referencia. La Tabla 1 muestra los valores máximos de SIR en cada registro de EEG. Se comparan los índices obtenidos en las señales sin procesar y las señales pre-procesadas con los dos tipos de filtros propuestos en el trabajo.

En la misma Tabla 1 se observa que se tiene una mejor separación del artefacto al ser filtrados antes de aplicar el ICA en nueve de los sujetos. La Figura 4 muestra un gráfico donde se puede observar la ventaja del pre-procesamiento del EEG; con valores del índice SIR mayores al utilizar la etapa de filtrado previo a aplicar ICA. El sujeto 10 fue excluido de esta figura (para fines de visualización) ya que su máximo valor SIR fue de 43.02; muy superior a los valores obtenidos en el resto de los sujetos.

Ya identificado el CI asociado al artefacto del implante, se procedió a removerlo, y posteriormente se observó el efecto de la eliminación de este en el PEA en los diferentes electrodos. En cinco de los registros dicho electrodo fue el T6, en dos fue T4 y en los tres restantes fueron los electrodos P4, C3 y T3. Para esta etapa se utilizó el software libre EEGLAB, el cual incluye función especial para procesar señales de EEG y potenciales evocados ^[11].

TABLA 1: Valores máximos del índice SIR (ICs relacionado con el artefacto al implante coclear) obtenidas en cada uno de los sujetos del componente con mayor contenido del artefacto relacionado al implante coclear.

Sujeto	Valor del índice SIR		
	Sin filtrar	Filtrado pasabajas	Filtrado pasabanda
1	6.57	6.93	10.34
2	7.49	11.95	9.21
3	1.65	1.85	2.41
4	3.05	2.22	3.63
5	4.11	4.13	2.92
6	2.75	5.06	6.99
7	0.49	1.08	0.88
8	1.59	2.16	1.73
9	2.61	6.69	4.88
10	43.02	18.20	8.61

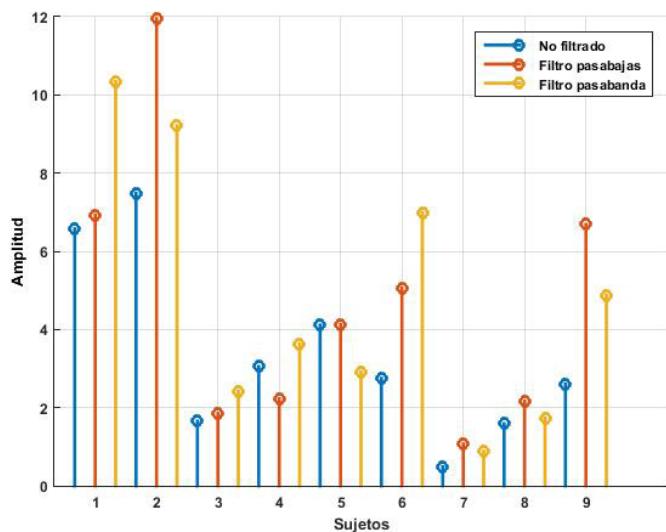


FIGURA 4: Valores máximos del índice SIR (ICs relacionados con el artefacto del implante coclear) obtenidas en cada uno de los sujetos aplicando un filtro pasabajas (rojo), uno pasabanda (amarillo) y sin filtrar (azul).

La Figura 5 muestra los PEAs resultantes al eliminar el componente con mayor valor SIR. El electrodo graficado en los sujetos 3, 5 y 10 fue T6 mientras que en el sujeto 8 se graficó el electrodo T4. En la primera (sujeto 3) y tercera gráfica (sujeto 8) se observa que al remover un solo componente, se elimina gran parte del artefacto cuando se realiza el pre-procesamiento del EEG, a diferencia del PEA sin pre-procesar.

En la gráfica del sujeto 5, se observa que la señal pre-procesada con el filtro pasabanda no se logra disminuir el artefacto en el potencial. Por último, en la gráfica del sujeto 10, en el cual se obtuvieron los máximos valores SIR, tanto en los PEAs sin pre-procesar como en el registro pre-procesado con el filtro pasabajas y pasabanda el efecto al eliminar el CI con el máximo SIR es nulo. Solo se muestran los potenciales de cuatro de los sujetos ya que los demás tienen características muy similares a alguno de los mostrados en la Figura 5.

Para cuantificar lo anterior se midió la amplitud del artefacto en la latencia donde tenía el mayor valor antes de eliminar el CI con mayor contenido del artefacto, se volvió a medir la amplitud en la misma latencia al eliminar el CI correspondiente en cada uno de los registros (sin filtrar, filtrado pasabajas y pasabanda) y así calcular el porcentaje en que fue reducido el artefacto.

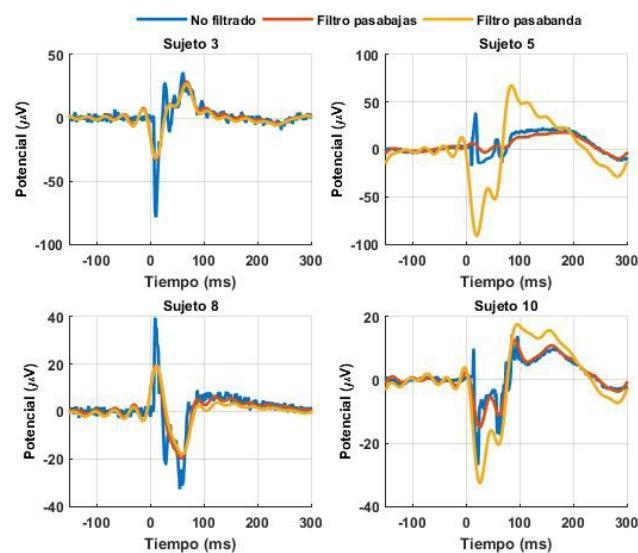


FIGURA 5: Potencial final al eliminar el componente que presentó mayor contenido del artefacto relacionado al implante coclear; (sujeto tres, cinco y diez en electrodo T6, sujeto ocho en electrodo T4).

En la Tabla 2 se muestra el porcentaje de reducción del artefacto en todos los registros de EEG donde se observa que en 8 de los 10 registros, el pre-procesamiento tuvo una mayor reducción. Al comparar únicamente los valores de los registros pre-procesados se encuentra que en 6 de ellos, el filtrado pasabajas tuvo una mayor reducción del artefacto al contrario de los filtrados con pasabanda.

TABLA 2: Amplitud y porcentaje de reducción del artefacto relacionado al implante coclear en el canal con mayor presencia de este en cada registro.

Sujeto	Amplitud del artefacto (μV)	Sin filtrar		Filtrado pasabajas		Filtrado pasabanda	
		Amplitud (μV)	Reducción del artefacto (%)	Amplitud (μV)	Reducción del artefacto (%)	Amplitud (μV)	Reducción del artefacto (%)
1	118.59	37.11	68.71	51.89	56.24	59.99	49.41
2	109.98	105.43	4.14	40.14	63.50	40.84	62.87
3	64.10	39.59	38.23	24.38	61.96	45.17	29.53
4	117.61	112.98	3.94	56.23	52.19	53.54	54.48
5	209.55	8.66	95.87	28.48	86.41	182.84	12.75
6	234.22	30.12	87.14	9.13	96.10	157.84	32.61
7	41.73	40.32	3.38	26.33	36.90	26.10	37.46
8	71.76	70.10	2.31	39.50	44.96	37.95	47.12
9	86.93	72.47	16.63	38.39	55.84	36.12	58.45
10	126.04	40.68	67.72	26.27	79.16	47.49	62.32

Usando dos tipos de filtros para un pre-procesado de los registros de EEG previo a aplicar el ICA se obtuvo una mejor separación del componente relacionado al implante coclear. A pesar de que el filtro pasabajas y pasabanda eliminaron correctamente las altas frecuencias, el pasa-bajas mostró una pequeña ventaja en todos los EEGs analizados. En la Figura 5 se observa que, al eliminar el CI con el máximo valor SIR, el artefacto se logra atenuar correctamente y que, al contrario, con el filtrado pasa-banda existen casos donde el artefacto sigue muy presente en el PEA. Esto podría deberse a que el artefacto se distribuyó en varios CIs al ejecutar el ICA y no solo en uno como según el criterio utilizado en este trabajo.

Cuando se utiliza el índice SIR es necesario realizar además una inspección visual del componente con mayor valor, ya que este podría no corresponder al

artefacto de interés, como se observó con el sujeto 10, a pesar de tener un valor grande no correspondía al artefacto del implante, de ahí su efecto casi nulo en el PEA al removerlo.

CONCLUSIONES

En este trabajo se confirmó que una etapa de pre-procesamiento (filtrado digital) es necesaria para aumentar la calidad de la separación al utilizar el ICA; asegurándonos que esta etapa de pre-filtrado no introdujera un desfasamiento de la señal. Al comparar dos filtros digitales, etapas de pre-filtrado pasabajas y pasabanda, en la mayoría de los registros analizados la calidad de la separación es superior utilizando la primera etapa. Al remover el artefacto del implante el mayor efecto se nota en el área temporal derecha, zona donde se encuentra el implante.

REFERENCIAS

- [1] T. W. Picton, S. Bentin , P. Berg , E. Donchin, S. A. Hillyard, R. Jr Johnson, G. A. Miller, W. Ritter, D. S. Ruchkin,, D. M. Rugg, M. J. Taylor. “Guidelines for using human event-related potentials to study cognition: Recording standards and publication criteria”, *Psychophysiology*. 2000;37(2):127-52.
- [2] A. Hyvärinen, E. Oja, “Independent component analysis: algorithms and applications”, *Neural Networks*, 2000, Vol. 13, Issue 4-5, pp. 411-430.
- [3] I. Winkler, S. Debener, K.R . Müller, and M. Tangermann. “On the influence of high-pass filtering on ICA-based artifact reduction in EEG-ERP”, *International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 37, 2015 pp. 4101-4105.
- [4] J. M. Pignata, O. Koval, D. Van De Ville, S. Voloshynovskiyb, C. Michela, T. Punb, “The impact of denoising on independent component analysis of functional magnetic resonance imaging data” *Journal of Neuroscience Methods* 213, 2013, pp. 105? 122.
- [5] J.-F. Cardoso and A. Soulomiac, “Blind beamforming for non Gaussian signals,” *Proceeding of the IEEE*, vol. 140, pp. 362-370, 1993.
- [6] A. Ziehe and K. R. Muller, “TDSEP- an efficient algorithm for blind separation using time structure”, 98 ed 1998, pp. 675-680.
- [7] N. Castañeda-Villa, C.J. James. “Independent component analysis for auditory evoked potentials and cochlear implant artifact estimation”, *Biomedical Engineering, IEEE Trans Biomed Eng.* on 58 (2), pp. 348-354.
- [8] E.W. Kamen, “Fundamentos de señales y sistemas usando la web y Matlab”. Pearson, Prentice Hall. México, 2008. pp. 556-568.
- [9] G. Gómez-Herrero, A. Gotchev, K. Egiazarian, “Distortion Measures for Sparse Signals,” *Int Conf Comput Syst Technol - CompSysTech’ 2005*, vol. 2, pp. 1-6, 2005.