

Método de detección de una señal EEG no estacionaria utilizando seguimiento de parciales

Carlos Guerrero-Mosquera¹, Ángel Navia-Vázquez¹, Armando Malanda Trigueros², Jorge Iriarte Franco³

¹ Universidad Carlos III de Madrid. Departamento de Teoría de la Señal y Comunicaciones. Avenida Universidad. 28911 Leganés. España. Tel:+34 916 245977. Fax: +34 916 248749 e-mail: cguerrero@ieeee.org

² Universidad Pública de Navarra. Departamento de Ingeniería Eléctrica y Electrónica. Campus Arrosadía s/n. 31006 Pamplona. España. Tel: +34 948 169312. Fax: +34 948 169720 e-mail: malanda@unavarra.es

³ Clínica Universitaria de Navarra. Departamento de Neurología y Neurocirugía. 31080. Pamplona. España. Tel:+34 948 255400. Fax: +34 948 172294 e-mail: jiriarte@unav.es

Resumen

Se presenta un algoritmo que detecta, aísla una señal no estacionaria en el electroencefalograma (EEG) epiléptico haciendo uso de la distribución tiempo-frecuencia (TFD) suavizada pseudo Wigner-Ville (SPWV) y permite además la clasificación del canal donde inicialmente se ha presentado la crisis. El algoritmo hace un filtrado a baja frecuencia con análisis de componente principal (ICA), y luego realiza un seguimiento de señal basado en tres umbrales de decisión: energía, frecuencia y longitud de cada parcial (track). Se detecta un trazo continuo en forma de onda quasi-periódica cuando hay crisis epiléptica y los resultados tienen alta calidad en resolución, reducción de artefactos, bajo coste computacional, y sin detección de falsos positivos. El tipo de epilepsia que padecen los pacientes es generalizada con ausencia, y los electrodos que se utilizan son extracraneales.

1. Introducción

Las distribuciones Tiempo-frecuencia (TFDs) han demostrado ser una herramienta robusta en el análisis de señales no estacionarias y más en concreto en el procesamiento de señales biomédicas, a pesar de presentar información no deseable en forma de “términos-cruzados” [1,2].

Como el EEG es aún un método importante de análisis de enfermedades neurodegenerativas como parkinson, esquizofrenia y epilepsia, se han creado alternativas para dar soporte al diagnóstico y al monitoreo de tratamiento médico basados en el análisis sobre el plano tiempo-frecuencia [3,4,5,6], debido a que el análisis de la actividad cerebral lleva un criterio subjetivo, causando algunas veces desacuerdos sobre los mismos registros EEG.

Un problema común del EEG son los denominados “artefactos”, como los movimientos de ojos y de músculos, corazón, ruido de la red eléctrica etc.; que contaminan los registros y no permiten apreciar de forma clara la actividad cerebral. Por consiguiente, se necesita de un método que ataje estas señales no deseadas de los

electrodos y además permita eliminar los términos cruzados inherentes de las TFDs.

Una solución que permite limpiar los artefactos EEG de una forma eficiente es el análisis de componente independiente (ICA). Este discrimina los artefactos de las ondas cerebrales [7,8], y junto al método de análisis basado en el modelo sinusoidal McAulay-Quatieri [9], que extrae características sobre el plano tiempo-frecuencia (TF) y permite además un manejo independiente de estas por medio del seguimiento de parciales, nos puede dar una solución conjunta a los dos problemas planteados anteriormente. Los parciales se pueden clasificar por medio de unos descriptores a los cuales se les otorga determinados valores de umbrales para su posterior clasificación [10].

Veremos cómo el método propuesto mejora la resolución de las TFDs, elimina los artefactos propios de los EEGs y no entrega una nueva herramienta de análisis para EEGs con epilepsia. Esta nueva propuesta de pre-procesamiento permite un aislamiento de cualquier señal no estacionaria para facilitar la tarea de detección.

2. Métodos

Los datos fueron obtenidos en 6 pacientes que sufren epilepsia focal con crisis parciales complejas [11] y los registros se realizaron cuando estaban despiertos. Utilizamos 15 registros EEG con 23 o 25 canales. La duración aproximada de estos EEGs estaba alrededor de los tres minutos, y se monitoreaban antes y después de una crisis bajo la supervisión de un especialista

La digitalización de la información se obtuvo por medio de un dispositivo de adquisición digital “DAD-32” de LA MONT MEDICAL, cuya frecuencia de muestreo era de 200 Hz sin ningún tipo de filtro activo. Esta tarjeta adquiría los datos y los almacenaba en diferentes tipos de formatos. Para nuestro caso se utilizó el formato en modo texto. En el desarrollo software utilizamos Matlab®, con

fases de simulación y se utilizó varios segmentos EEGs con longitudes diferentes.

Este método consta de varias etapas (Ver Figura 1):

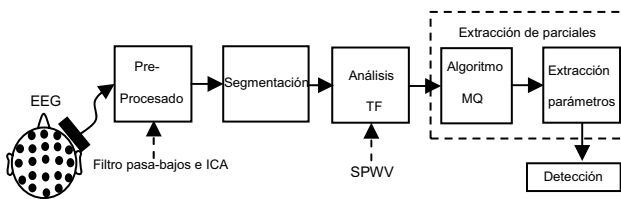


Figura 1. Diagrama general del método propuesto

2.1. Pre-procesado

El filtro que se utilizó es un pasa-bajo digital entre 0 y 20 Hz. De esta manera buscamos la detección en bajas frecuencias [12]. Posteriormente eliminamos los artefactos por inspección utilizando la Diagonalización Conjunta Aproximada de Eigen-matrices (JADE) [13].

2.2. Segmentación

El tamaño de los segmentos es un factor importante para el análisis del EEG. Podemos considerar un segmento de 5 segundos ($M=1000$ muestras) como un segmento quasi-estacionario de los k posibles tomando [14]:

$$x(n) = x(n + (i-1)*M), \text{ to } 0 \leq n \leq M-1, 1 \leq i \leq k$$

2.3. Análisis Tiempo-frecuencia

Los segmentos son individualmente procesados por la

SPWV, con filtros Kaiser de ventanas $W_{\omega}=75$ y $W_t=25$. Previamente cada segmento se ha transformado en su forma analítica para evitar representación espectral en frecuencias negativas. Este concepto se define como $A[s] = s(t) + jHT(s(t))$, donde $A[s]$ es la señal analítica y $HT(s(t))$ es la transformada Hilbert [1].

2.4. Extracción de parciales

La extracción de parciales utilizando el método sinusoidal de análisis MQ [9] es aplicada. Utilizamos tres parámetros que describen la señal: energía, frecuencia y longitud del parcial. Estos descriptores fueron hallados de forma empírica luego del análisis de varios pacientes y crisis. Los valores de los umbrales de energía y frecuencia fueron respectivamente: el 7% del valor máximo de energía por segmento, y un ancho de banda de $BW = f_m \pm 4$ Hz, donde f_m es la frecuencia media por segmento. Las longitudes de los parciales fueron consideradas aquellos cuyos valores fueran mayores a 500 muestras.

3. Resultados

Todas las figuras sobre el plano TF contienen en el fondo la SPWV y el eje de las ordenadas en el EEG están en micro-voltios (μV).

En la Figura 2 tenemos registros EEGs de duración igual a 5 segundos con su respectivo análisis TF antes y después del algoritmo. Vemos no apreciación de cambios visuales en el EEG al aplicar ICA, a diferencia de los cambios que se aprecian sobre el plano TF. Aunque no siempre es fácil ver el efecto ICA sobre un segmento, en

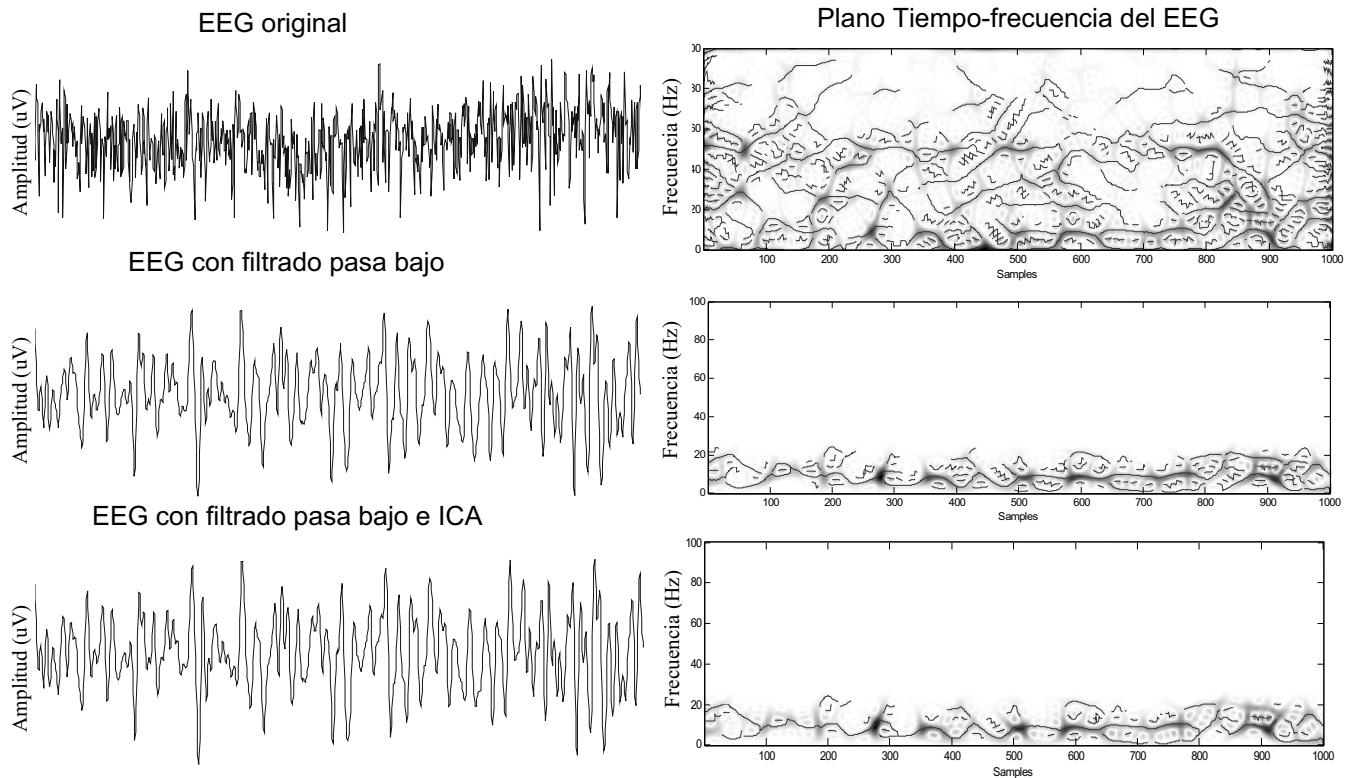


Figura 2. Análisis de un segmento EEG en crisis (izquierda) y su respectivo plano en TF (derecha). De arriba hacia abajo: EEG original. EEG con un filtro pasa bajas entre 0 y 20 Hz. EEG con el filtro anterior e ICA. Se observa la acción del pre-procesado ICA más sobre el plano TF que sobre EEG, además de un trazo continuo y quasi-periódico cuando hay crisis.

la mayoría de casos ICA mejora la apreciación de los resultados, pero con la penalización de un aumento en el coste computacional.

El análisis de varios registros EEGs mostró la presencia de trazos continuos en bandas frecuenciales distinguibles con una buena contribución energética solo cuando se estaba en crisis epiléptica de forma similar que en [4, 15, 16].

La extracción de parciales por este método hace ver claramente la banda de frecuencia en que el trazo continuo (onda epiléptica) principal toma mayor energía. Además, los parciales relacionados con esta banda toman una longitud mayor en crisis, aunque en algunos pacientes se observaban hasta 3 señales que variaban tanto en energía como en frecuencia. La banda de frecuencia en que se localiza estos trazos estaba entre 2 y 9 Hz. En la mayoría de casos, la frecuencia media (f_m) fue de 6 Hz, y las longitudes de parciales superiores a 400 muestras (ver Figura 3).

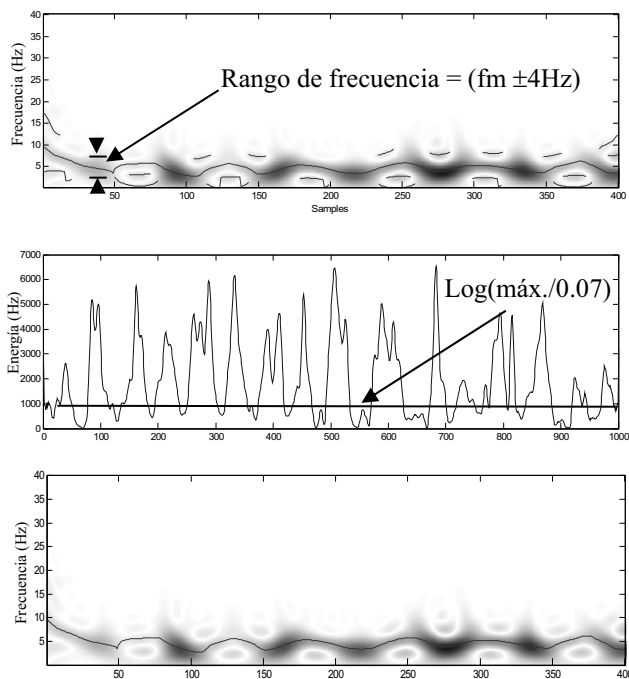


Figura 3. Extracción de parciales sobre un segmento pre-procesado EEG en crisis. Se muestra el mejor caso de aislamiento. Podemos apreciar como este método mejora la resolución en el plano TF y además aísla de forma clara la onda dominante facilitando así el trabajo de detección. De arriba abajo: Rango de frecuencia aplicado. Umbral de energía escogido por segmento. Resultado final sobre el plano TF del segmento EEG en crisis.

En algunos pacientes, los focos epilépticos se encontraban en varias zonas del cerebro. Por lo regular, siempre hay un canal donde se registra el inicio, y en un tiempo del orden de los milisegundos, se manifiesta por los otros. Veremos cómo es posible determinar en qué canal se inicia la crisis (de 20 canales) y así localizar la zona epiléptica.

El siguiente paciente (ver Figura 4), tiene tres canales donde se inicia casi simultáneamente la crisis (canales F8, T4 y T2) según el EEG. Por medios del análisis TF y más exactamente con la buena resolución y pre-procesado del

algoritmo, clasificamos visualmente los canales donde se inicia la crisis. Nuestro algoritmo nos detecta los mismos canales que el EEG había determinado, pero con una información adicional: hay más presencia epiléptica solo en los canales F8 y T4. De esta manera podemos determinar más exactamente la zona con mayor daño cerebral.

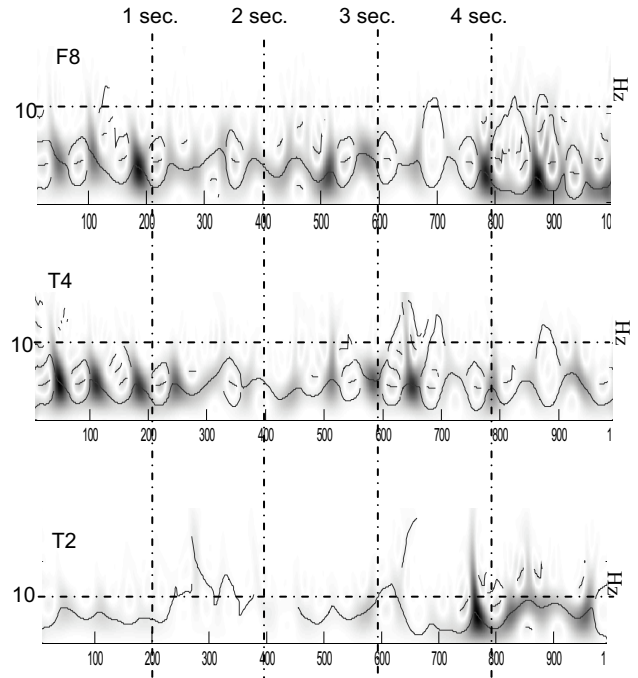


Figura 4. Extracción de parciales de varios canales en el inicio de una crisis epiléptica. La longitud del segmento es de 5 segundos. Vemos como en el canal T2 (abajo) se aprecia menos el trazo continuo cuando la crisis ha empezado. En el registro EEG la crisis se inicia en F8, T4 y T2, de igual manera que se aprecia sobre el plano TF, pero con una mejora en la apreciación de la zona con mayor actividad.

Todos los registros EEGs mostraron similares patrones gráficos de una o tres ondas continuas cuando hay crisis sin detección de falsos positivos. Definimos un falso positivo como la posibilidad de encontrar estos trazos continuos fuera de los límites de inicio y fin de crisis marcados por el especialista sobre el EEG.

Existe una tendencia en todos los resultados, aunque cada paciente juega un rol importante en la posibilidad de detectar más rápidamente los inicios y finales de las crisis.

4. Discusión

Resultados similares fueron encontrados en [4,16,17], donde se detectan hasta tres chirps sobre el plano TF cuando hay crisis epiléptica.

En [16] utilizan el radio de potencia de cada señal como descriptor para su detector. Nosotros utilizamos además de lo anterior, un seguimiento de parciales por segmento valorando su longitud; además de varias etapas de pre-procesado como ICA para eliminar artefactos, y un análisis MQ sinusoidal para mejorar la resolución de la SPWV. El aislamiento de la onda dominante que se presenta en los EEGs cuando hay crisis es notable.

Otra observación importante es que ICA presenta problemas cuando tenemos registros EEG muy contaminados por artefactos musculares [7,8] y su contribución a la tarea de detección y aislamiento en estos casos es mínima. La actividad frecuencial epiléptica se puede valorar en bajas frecuencias, y el método MQ junto al filtrado pasa bajo nos entrega buenos resultados.

No obstante, la afirmación de la poca contribución de ICA en el método es muy ligera, porque no realizamos pruebas del algoritmo sin el uso de ICA. Suponemos que la no eliminación de artefactos supone cambios en los valores umbrales de los descriptores, además de encontrarnos con la posibilidad de tener falsos positivos y disminuir la eficiencia del algoritmo.

Por otra parte, el algoritmo presenta pérdida de información de las TFDs y los valores a escoger de los umbrales por segmento no son constantes. Las señales EEG varían por segmento y por paciente. Se hace necesario analizar más registros para incorporar una selección de umbrales dentro de un sistema de detección automática.

También es primordial realizar pruebas con registros más largos. Creemos que el tener EEGs de corta duración, no podemos clasificar un posible estado “pre-crisis” sobre el plano TF. El análisis de registros con larga duración nos puede acercar al concepto de anticipación o predicción de crisis.

Adicionando la posibilidad de la clasificación de canales sobre el plano TF para localizar partes dañadas del cerebro, este método da un nuevo modelo de análisis para el EEG y da soporte para el estudio de otras enfermedades neurodegenerativas.

5. Conclusiones

Presentamos un nuevo algoritmo de detección de una señal no estacionaria para registros EEG. Los resultados iniciales muestran que este método detecta y clasifica de manera fiable registros y canales EEG con epilepsia.

La característica dinámica propia del EEG hace de este método una buena propuesta en la detección TF para otro tipo de señales no estacionarias; una herramienta para el análisis de otras clases de epilepsias o enfermedades neurodegenerativas y puede ser utilizado como un método que mejora la resolución de cualquier TFD.

En futuros trabajos, se pretende etiquetar segmentos y clasificar los períodos de no crisis y de crisis bajo el supuesto de obtener un modelo gráfico como descriptor, y así entrenar una red neuronal o hacer uso de las Máquinas de vectores Soporte (SVMs) para el diseño de un sistema automático de análisis, detección y anticipación de crisis epilépticas.

Referencias

- [1] L. Cohen, *Time-Frequency Analysis*, Prentice Hall. Upper Saddle River, NJ, 1995
- [2] A. Papandreu-Suppappola, *Applications in Time-Frequency signal processing*, CRC Press. Tempe, Arizona, 2003
- [3] Piotr Jerzy Durka, “Time-Frequency analysis of EEG”, thesis, Institute of Experimental Physics, Warsaw University, Polonia, 1996
- [4] W.J. Williams, H.P. Zaverly, J.C. Sackellares, “Time-Frequency Analysis in electrophysiology signals in epilepsy”, *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 1995, pp.133-143
- [5] R.J. Scلابassi, M. Sun, DN. Krieger, MS. Scher, “Time-frequency analysis of the EEG signals”, *Proceedings of the International Conference on Signal Processing*, 1990, pp. 935-942
- [6] H. Hassanpour, M. Mesbah, B. Boashash, “EEG spike detection using time-frequency signals analysis”, *Proceedings of IEEE International conference on Acoustic, Speech, and Signal Processing (ICASSP)*, Vol. 5, 2004, pp. V-421-V-424
- [7] J. Iriarte, E. Urrestarazu, M. Valencia, M. Alegre, A. Malanda, C. Viteri, J. Artieda, “Independent Component Analysis as a tool to eliminate artifacts in EEG: A quantitative study”, *Clin. Neurophysiol.* Vol. 20, 2003, pp. 249-257
- [8] P. Le Van, E. Urrestarazu, J. Gotman, “A system for automatic artifact removal in ictal scalp EEG based on independent component analysis and Bayesian classification”, *Clin. Neurophysiol.* Vol. 117, 2006, pp. 912-927
- [9] R.J. McAulay, T.F. Quatieri, “Speech analysis/synthesis based on a sinusoidal representation”, *IEEE Trans. Acoustic, Speech, and Signal Processing*, Vol. 34, 1986, pp. 744-754
- [10] Cuadra C. Juan Manuel, “Seguimiento de parciales en señales musicales basado en descriptores musicales”, Universidad Pública de Navarra, 21 de julio del 2006
- [11] Amit Verma, Rodney Radtke, “EEG of partial seizures”, *Clin. Neurophysiol.* Vol. 23, 2006, pp. 333-339
- [12] H. Hassanpour, M. Mesbah, B. Boashash, “Time-frequency based on newborn EEG seizure detection using low and high frequency signatures”, *Physiol. Meas.*, Vol. 25, 2004, pp. 935-944
- [13] J.V. Stone, *Independent Component Analysis: A tutorial introduction*, The MIT Press. Cambridge, Massachusetts, 2004
- [14] R.M. Rangayyan, *Biomedical Signals analysis. A case-study approach*, IEEE Press On Biomedical Signals. Calgary, Alberta, Canada, 2002
- [15] C. Guerrero M., A. Malanda Trigueros, J. Iriarte Franco, *Detección de crisis epilépticas a partir de señales EEG mediante el método de extracción de crestas. Poster del XIII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB)*, Madrid, España 2004
- [16] B. Boashash, H. Carson, M. Mesbah, “Detection of seizures in newborns using time-frequency of EEG signals”, *Proceedings of the Tenth IEEE workshop on Statistical Signal and Array Processing*, pp. 564-568
- [17] C. Guerrero, A. Malanda, J. Iriarte, “Time-frequency EEG analysis in epilepsy: What is more suitable?” *Proceedings del IEEE International Symposium on Signal processing and Information Technology (ISSPIT)*, 2005, pp. 202-207