

# DetECCIÓN DE CRISIS EPILÉPTICAS A PARTIR DE SEÑALES EEG MEDIANTE EL MÉTODO DE EXTRACCIÓN DE CRESTAS

Carlos Guerrero-Mosquera<sup>1</sup>, Armando Malanda Trigueros<sup>2</sup>, Jorge Iriarte Franco<sup>3</sup>

(1) Universidad De Pamplona Colombia. Universidad Pública de Navarra. Campus de Arrosadía s/n. 31006 Pamplona.

Spain. Tel:+34 948 169312. Fax: +34 948 169720 e-mail: [guerrero.44145@e.unavarra.es](mailto:guerrero.44145@e.unavarra.es)

(2) Universidad Pública de Navarra Departamento de Ingeniería Eléctrica y Electrónica (D.I.E.E). Campus de

Arrosadía s/n. 31006 Pamplona. Spain. Tel:+34 948 169312. Fax: +34 948 169720 e-mail: [malanda@unavarra.es](mailto:malanda@unavarra.es)

(3) Clínica Universitaria de Navarra. Departamento de Neurología y Neurocirugía. 31080. Pamplona. Spain. Tel:+34

948 255400. Fax: +34 948 172294 e-mail: [jiriarte@unav.es](mailto:jiriarte@unav.es)

## Resumen

*Se presentan resultados experimentales de nuevas técnicas en el análisis tiempo-frecuencia para la detección de crisis epilépticas. La extracción de crestas (Ridges method) consiste en extraer información relevante en el plano tiempo-frecuencia (TF) en una señal. El método de reasignación (reassignment method) aplicado a la distribución pseudo Wigner-Ville (PWV) es previamente utilizado a la extracción de crestas. Los registros epilépticos son obtenidos del electroencefalograma (EEG). El tipo de epilepsia que padecen los pacientes es focal de lóbulo temporal, y los electrodos que se utilizan son extracraneales. Se observó la aparición de un trazo continuo durante la crisis, pero con excepciones en algunos pacientes. La utilización de estos métodos es de gran utilidad por su excelente resolución, reducción de artefactos o términos cruzados, bajo coste computacional y facilidad en la detección visual de información o de eventos.*

## 1. Introducción

El EEG sigue siendo la principal herramienta de análisis para el estudio de enfermedades o desórdenes neurológicos como Parkinson, esquizofrenia o epilepsia.

Debido a lo anterior, han aparecido diversas técnicas para ayudar a interpretar estos fenómenos que se registran por medio de electrodos, siendo una herramienta muy utilizada el análisis tiempo-frecuencia (TFA).

Este tipo de análisis, ha hecho que surjan diferentes métodos denominados distribuciones en tiempo-frecuencia (TFDs) que ofrecen diversos resultados dependiendo de las características de la señal, la matemática empleada o del pre-procesamiento que se haya utilizado [1,2].

Cada TFD otorga una determinada respuesta que se mide en la facilidad de detección temporal de eventos o frecuencias importantes; pero hasta hoy, no se tiene una distribución ideal que pueda ofrecer óptimos resultados para cualquier tipo de señal.

Hasta el momento, existe una gran proliferación de TFDs, que han podido ser agrupadas en su mayoría en la denominada familia de Clases Cohen [3], y que ha universalizado el concepto de kernel como característica esencial de una distribución. Existen kernels específicos para determinadas señales, y se ha tratado de encontrar una TFD que se adapte a la señal sin importar su naturaleza [4].

De forma paralela a estas distribuciones, aparecen herramientas que mejoran los resultados obtenidos de las TFDs, tales como la densidad Friedman y Extracción de crestas entre otros [5].

La utilización de las TFDs en el EEG no es algo nuevo, aplicándose a la detección de crisis, clasificación, predicción, control de tratamientos y localización del área epileptogénica [6].

El objetivo de este trabajo ha sido el de aplicar el método de extracción de crestas de [5] a registros EEG epilépticos para su posterior análisis. Esta extracción utiliza previamente información de alguna TFD, y nosotros escogimos la Pseudo Wigner-Ville con reasignación [2,5], debido a su rapidez computacional, excelente resolución TF y el manejo de un filtro propio en la distribución.

## 2. Material y Métodos

Los datos fueron obtenidos de forma similar a un trabajo anterior [6] y toda la información se ha obtenido de la Clínica Universitaria de la Universidad de Navarra.

Los registros se almacenan en forma de matrices de N filas por 23 columnas. Cada columna contiene los canales del EEG con otras señales tales como las cardíacas. La distribución de electrodos que se utiliza es según el Sistema Internacional 10-20.

Los pacientes sufren epilepsia focal generalizada [7] y los registros se realizaron en personas despiertas. La duración aproximada de estos EEGs fue alrededor de los tres minutos, monitorizándose también los períodos pre-ictal (antes de la crisis) y post-ictal.

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 activado.

Para almacenar y procesar información se utilizó un ordenador Pentium 4 con un procesador de 1 Ghz y 164 de RAM. El software para el procesamiento de señal es el Matlab® V6.1. Los registros EEGs fueron supervisados por un neurofisiólogo que indicaba los periodos de las crisis.

Los datos utilizados finalmente fueron 18 registros EEGs en 6 pacientes epilépticos. Todos los registros fueron segmentados según el algoritmo propuesto en [8] y la técnica de detección se basó en la TF a baja frecuencia [9].

## 2.1. Desde Cohen hasta el Método Reasignación

Para hablar del método de extracción de crestas hay que realizar una pequeña introducción acerca de las TFDs, debido a que la extracción de crestas depende directamente de las TFDs reasignadas.

Las técnicas para el análisis tiempo-frecuencia más conocidas vienen de las llamadas Clases Cohen, con una transformada que se basó en la distribución Wigner-Ville. Cada distribución de las Clases Cohen puede ser interpretada como la transformada de Fourier Bidimensional de la multiplicación de una función ambigüedad con la función kernel en el dominio de la frecuencia. Esto es, dada una señal  $s(t)$ ; podemos obtener su representación por medio de una distribución  $P(t,w)$  bilineal con la siguiente expresión [4]:

$$P(t, w) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} A(\theta, \tau) \Phi(\theta, \tau) e^{-j\theta t - j\tau w} d\theta d\tau \quad (1)$$

$$A(\theta, \tau) = \int_{-\infty}^{\infty} s^*(t - \frac{\tau}{2}) s(t + \frac{\tau}{2}) e^{j\theta t} dt$$

(2)

La función  $\Phi(\theta, \tau)$  es llamada kernel de la distribución y las propiedades de una TFD bilineal, en particular, están completamente determinados por la función kernel [1,3].

Estas distribuciones son capaces de procesar señales variantes en el tiempo y con una buena resolución. Sin embargo, el problema de utilizar estas distribuciones basadas en transformadas de Fourier bidimensionales, es la aparición de artefactos llamados "términos-cruzados" [6].

La distribución PWV se obtiene reemplazando el kernel en (1) por una ventana convencional. La utilización de esta ventana hace que se atenúen los "términos cruzados" propios de las TFDs. Sin embargo, se pierden algunas de las buenas características de la WV [2].

La eliminación de términos cruzados ha sido un factor de peso en las nuevas TFDs que buscan suplir este inconveniente con novedosas técnicas como la utilización de filtros bidimensionales TF, pseudo distribuciones y aplicaciones de modelos mecánicos aplicados al procesamiento de la señal [5].

El concepto de reasignación es simplificar valores de una distribución completa por un simple número y a este valor asociarle un centro de gravedad sobre el cuál la distribución ha sido considerada [5]. La situación es tal

que, a cada punto  $(t,w)$  en el dominio TF, no necesariamente su energía debe ser distribuida simétricamente alrededor de este punto geométrico, y más bien se le asocia un punto de masa local respecto a la masa total que sería el valor que da la TFD.

Lo que se consigue es mover cada valor de la TFD computada en cualquier punto  $(t,w)$ , a otro punto  $(t',w')$  el cual es el centro de gravedad de la distribución de energía de la señal alrededor de  $(t,w)$ :

$$t'(s; t, w) = \frac{\frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \theta A(\theta, \tau) \Phi(\theta, \tau) e^{-j\theta t - j\tau w} d\theta d\tau}{P(t, w)} \quad (3)$$

$$w'(s; t, w) = \frac{\frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \tau(\theta, \tau) \Phi(\theta, \tau) e^{-j\theta t - j\tau w} d\theta d\tau}{P(t, w)} \quad (4)$$

Esto nos lleva a las TFD's reasignadas, cuyo valor en cualquier punto  $(\bar{t}, \bar{w})$  es la suma de todos los valores de la TFD reasignados a este punto:

$$P_r(\bar{t}, \bar{w}) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} P(t, w) \delta(\bar{t} - t') \delta(\bar{w} - w') dt dw$$

(5)

Desde el punto de vista teórico, estas distribuciones son covariantes en cambios frecuenciales y temporales, y perfectamente localizadas para chirps lineales e impulsos. Finalmente, podemos decir que estas distribuciones combinan eficientemente una reducción de los términos cruzados con un incremento en concentración de los componentes de señal alcanzados al reasignar.

## 2.2. Extracción de crestas

A partir de la ecuación (4), que nos entrega una matriz de vectores reasignados, el algoritmo de extracción de crestas obtiene información relevante para su posterior uso.

El método de extracción o esqueletonización, extrae desde la transformada continua Wavelet un conjunto de curvas deducidas desde los puntos estacionarios de su fase.

La extracción define una curva dada por:

$$a = r(b) = \frac{\varphi_{\psi}'(0)}{\varphi'(b)} \quad \text{Donde } \varphi_{\psi} \text{ es la fase instantánea de}$$

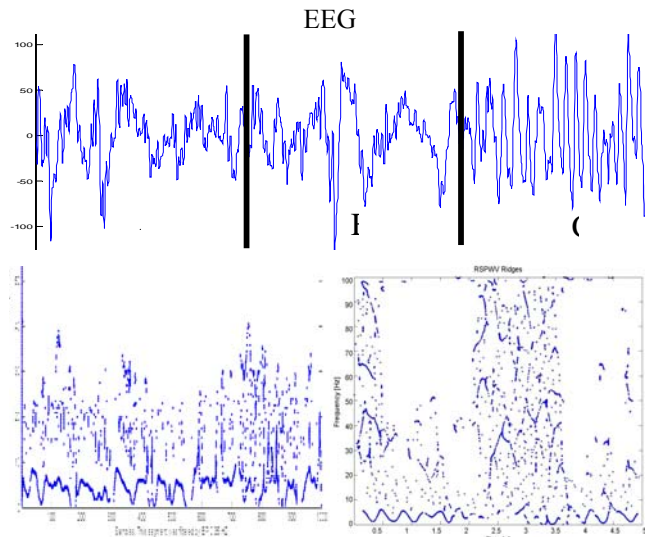
la Wavelet. Para más información acerca de este método ver [5,10].

## 3. Resultados Experimentales

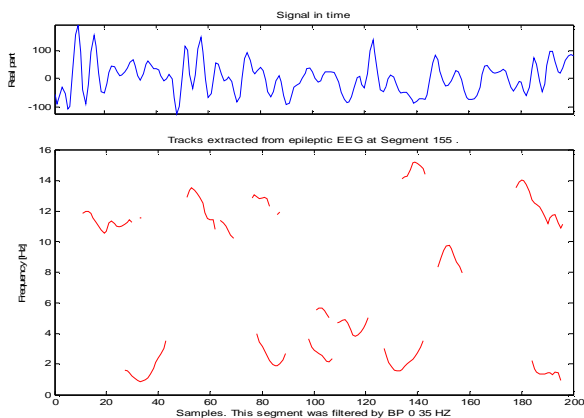
La Figura 1, nos muestra un registro EEG de duración 15 seg. que ha sido segmentado en tres segmentos A, B y C con una duración de 5 segundos respectivamente. El eje de las ordenadas en el EEG es micro-voltios. Este registro contiene en el segmento A, el inicio de una crisis epiléptica. Sólo se aplicó la extracción de crestas a partir del segmento B porque ya está presente en su totalidad la

crisis. Podemos observar cómo se forma una señal con trazo continuo a través del tiempo [Figura 1. Abajo].

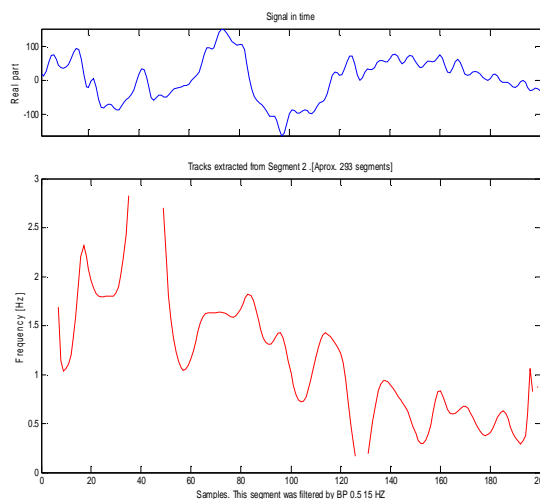
En las siguientes gráficas, veremos la finalización de las crisis en dos pacientes. Los segmentos son de un segundo. En determinados pacientes, se puede ver claramente como se pierde la continuidad del trazo [Figura 2] pero en otros, este trazo puede prácticamente mantenerse aunque no es continuo totalmente. [Figura 3].



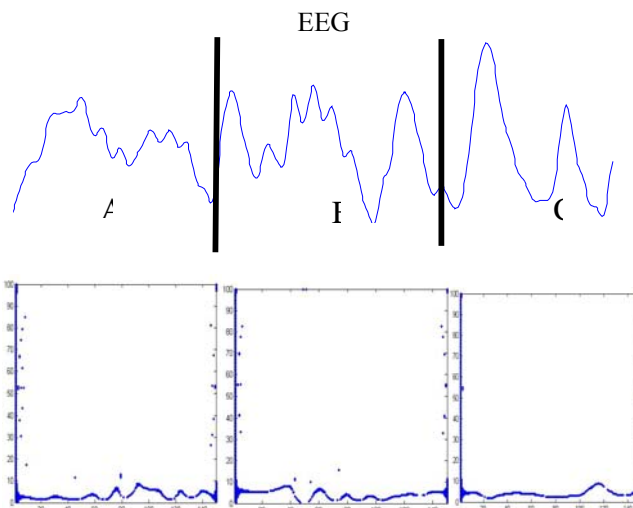
**Figura 1.** Arriba: Registro EEG de duración 15 seg. en el canal F8. Cada segmento A, B y C son de 5 seg. Abajo: Extracción de crestas obtenida para los segmentos B y C respectivamente.



**Figura 2.** Periodo post-ictal en un paciente. Aquí observamos claramente cómo no se aprecia el trazo continuo.

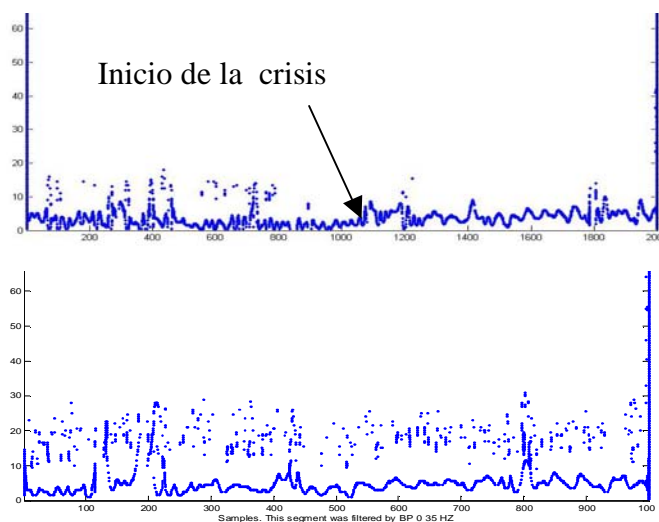


**Figura 3.** Registro EEG después de la crisis. Aunque existe un trazo continuo mayor que la figura anterior, no lo es completamente.



**Figura 4.** Arriba: Registro EEG segmentado en tres partes. Cada segmento es de 0.75 segundos. La extracción de crestas nos muestra un suavizado al iniciarse la crisis. (Segmento B).

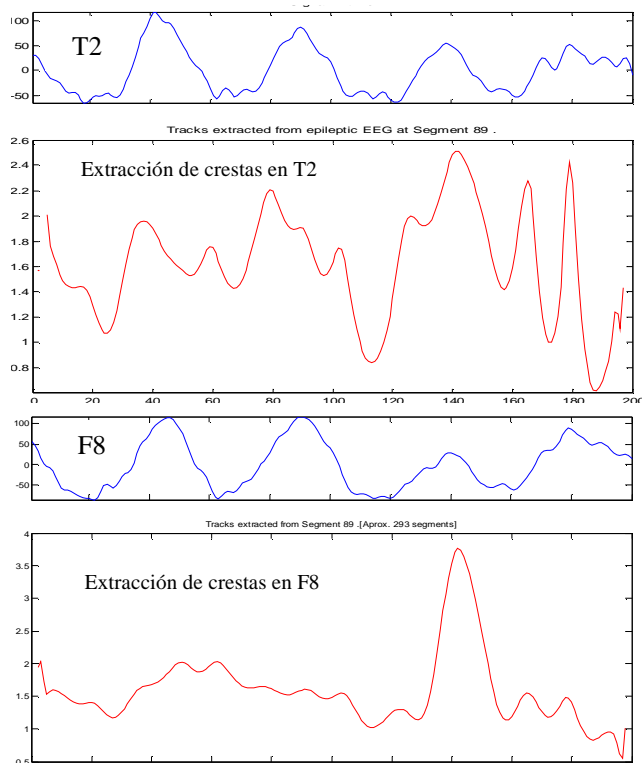
Cuando segmentamos con valores pequeños o grandes, observamos lo siguiente: en segmentos menores a un segundo, podemos observar un suavizado en el trazo al inicio de la crisis [Figura 4]; y para segmentos mayores [Figura 5] vemos que antes de la crisis, existe un trazo muy variante que se suaviza al empezar el período ictal, pero en este paciente no se mantiene por toda la crisis.



**Figura 5.** Arriba: Extracción de crestas en un segmento de 10 segundos. El trazo continuo se realiza, pero no se mantiene por todo el periodo ictal. Abajo: Extracción de crestas en un segmento de 5 seg. después del inicio de la crisis epiléptica en el mismo paciente. El trazo en unas partes no es muy continuo.

En algunos pacientes, los focos epilépticos se encontraban en tres zonas del cerebro. Por lo general, siempre hay un canal donde se registra el inicio, y en un tiempo del orden de los milisegundos, se manifiesta por los otros. Al principio, suponíamos que si tenemos una forma de onda similar en el EEG, la forma de onda al extraer las crestas podría ser también similar.

El siguiente paciente, tiene tres canales donde se inicia casi simultáneamente la crisis (canales F8, T4 y T2). La figura 6, nos muestra la extracción de dos canales en el mismo instante. A pesar de la casi similitud en el EEG de estos canales, las gráficas de crestas son diferentes en este caso.



**Figura 6.** Gráficas de dos canales en crisis. Arriba: Canal T2 y su extracción de crestas. Abajo: Extracción de crestas en F8.

## 4. Discusión

Por medio de la extracción de crestas, podemos encontrar una nueva información visual respecto a las crisis epilépticas, y en particular de las crisis generalizadas focales.

El algoritmo utilizado en [5], es de fácil uso y con un coste computacional bajo, pero depende de otro como es el del RPWV, que tiene problemas para segmentos mayores a un minuto.

Hemos visto que en el los segmentos donde está sucediendo una crisis epiléptica, aparece una señal suavizada con trazo continuo que desaparece al terminar este evento. En algunos casos tomaba este trazo una forma similar a la senoidal.

La posibilidad de tomar esta continuidad como un posible detector es algo apresurado, porque aparecen trazos casi-continuos fuera de la crisis, el cuál hace que sea difícil estandarizar esta característica como un detector confiable.

Además del problema de procesar segmentos de longitud grande que tiene la RPWV, el método de extracción de crestas, toma información solo de la matriz de vectores reasignados, y por lo tanto, no es posible aplicar este algoritmo de extracción a otras distribuciones.

El tamaño de los segmentos es un factor importante para la extracción de crestas. La posibilidad de tener certeza acerca de este trazo continuo, depende de la longitud del segmento y del paciente. No se tiene unos resultados similares para todos, por lo tanto no es posible decir que para todas las crisis epilépticas con las que hemos trabajado, aparece un trazo continuo suavizado.

## 5. Conclusiones

La extracción de crestas se ha analizado en el EEG epiléptico. Claramente se observa en algunos pacientes un trazo que toma continuidad y trata de seguir una forma de onda justamente en medio de la crisis y que en otros segmentos fuera de esta, no muestra esta particularidad.

No se puede considerar la aparición de este trazo como un detector fiable, porque en otros segmentos se observó este trazo continuo, aunque no tan claro como en medio de la crisis, pero la distribución Choi-Williams, puede detectar claramente cuándo se inicia los estallidos frecuenciales epilépticos [6], y creemos que con esta información junto con el análisis del trazo continuo que nos entrega el método de extracción de crestas, se puede diseñar un detector fiable.

Por el momento, solo hemos aplicado filtros digitales normales y segmentación no adaptativa. En el futuro se pretende realizar un pre-procesado wavelets al EEG puro, trabajar con otras TDFs para dar soporte a la extracción de crestas y aplicar algoritmos de predicción.

## 6. Agradecimientos

Queremos agradecer a estudiante de PhD. Askhay Kana de la Universidad de Edimburgo, por toda la información y ayuda respecto a la elaboración de este comunicado.

## Referencias

- [1] L. Cohen, *Time-Frequency Analysis*, Prentice Hall. Upper Saddle River, NJ, 1995
- [2] A. Papandreou-Suppappola, *Applications in Time-Frequency signal processing*, CRC Press. Tempe, Arizona, 2003
- [3] L. Cohen, "Time-frequency distributions-a Review", *Proceedings of the IEE.*, Vol.77, 1989, pp. 941-981
- [4] R.G Baraniuk y D.L Jones, "A signal-dependent Time-Frequency representation: optimal kernel design", *IEEE Trans. Signal Proceesing.*, Vol.41, 1993, pp. 1589-1602
- [5] F. Auger, P. Flandrin, P. Goncalves, and O. Lemoine, *Time-Frequency toolbox for Matlab, User's guide and reference guide*, disponible en <http://iut-saint-nazaire.univ-nantes.fr/~auger/tffb.html>
- [6] C. Guerrero M., *Análisis del EEG con Distribuciones Clases Cohen durante las crisis epilépticas. Poster del XII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB)*, Santiago de Compostella, España 2004, pp.379-382
- [7] Abad Alegría, *Epilepsia: Diagnóstico y tratamiento en la práctica diaria*, 3.<sup>a</sup> Ed, Ediciones Universidad de Navarra, 1992
- [8] R.M. Rangayyan, *Biomedical Signals analysis. A case-study approach*, IEEE Press On Biomedical Signals. Calgary, Alberta, Canada, 2002
- [9] H. Hassanpour, M. Mesbah, B. Boashash, "Time-frequency based newborn EEG seizure detection using low and high frequency signatures", *Physiol. Meas.*, Vol.25, 2004, pp. 935-944
- [10] Helene L., Catherine M., "Ridge Extraction from the scalogram of the uterine electromyogram", Tomado del *IEEE-SP International Symposium on Time-Frequency and Time-Scale Analysis.*, Vol.77, 1998, pp. 245-248