

# DETECCIÓN AUTOMÁTICA DE ESPIGAS EPILÉPTICAS EN REGISTROS EEG

Agustina Garcés Correa  
Becario Postdoctoral- CONICET. Gabinete de Tecnología Médica,  
Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de San Juan.  
agarces@gateme.unsj.edu.ar

## Resumen

*El trabajo se circunscribe al campo de bioingeniería, específicamente en el área de procesamiento de señales biomédica. En el mismo se presenta un detector de espigas epilépticas. El algoritmo presentado estima el espectro de potencia de la señal y calcula la energía relativa de diferentes bandas del EEG. Cada banda de energía es posteriormente promediada para estimar la posición temporal de las crisis epilépticas. El detector fue probado en 21 registros EEG invasivos adquiridos por el Epilepsy Center of the University Hospital of Freiburg. En 196 segmentos analizados (87 con espigas epilépticas) se obtuvo una sensibilidad del 85.39%. El método propuesto es apropiado para detectar crisis epilépticas en registro de larga duración, como los adquiridos en estudios quirúrgicos, dada su simplicidad en el cálculo del algoritmo. El mismo permite reducir el tiempo empleado por médicos especialistas en la inspección visual de los registros EEG de muchas horas de duración.*

## Palabras Clave

*Epilepsia, Registros EEG, Espectro de Potencia, Bandas espectrales del EEG, Promediación.*

## 1. Introducción

La Epilepsia es un desorden neurológico que afecta a personas de todo el mundo y todas las edades (World Health Organization, 1999). Este desorden es caracterizado por crisis recurrentes, los cuales son manifestaciones clínicas de repentinas y breves descargas eléctricas en un grupo de células cerebrales. Diferentes partes del cerebro pueden ser la fuente de descargas de las crisis. Se acepta que el 0.5-1.5% de la población del mundo sufre epilepsia (World Health Organization, 1999).

La electroencefalografía (EEG) es la técnica estándar para registrar la actividad eléctrica del cerebro en pacientes con neuropatologías. La actividad rítmica de la señal EEG es normalmente dividida en bandas de frecuencia llamadas: Delta ( $\delta$ ) (0.5-4 Hz), Theta ( $\theta$ ) (4-8 Hz), Alpha ( $\alpha$ ) (8-12 Hz), Beta ( $\beta$ ) (12-30 Hz) y Gamma ( $\gamma$ ) (>30 Hz).

La Fig 1 muestra un segmento de registro EEG de 200seg de un paciente durante una crisis epiléptica. Cuando se genera un foco epiléptico se comienza a observar actividad sincronizada epiléptica en un área pequeña del cerebro. Desde este foco la actividad se expande a otras áreas del cerebro (Crespel y Gélisse, 2005). Este proceso se refleja en el registro EEG en forma de espigas epilépticas. Generalmente, médicos neurólogos especialistas realizan la inspección de estos registros en forma visual. Dicha tarea resulta bastante ardua particularmente cuando deben analizarse registros EEG de uno o más días de duración, como los registrados en estudios prequirúrgicos de epilepsia.

Diversos autores han desarrollado diferentes métodos de detección automática de espigas epilépticas en registros EEG (Sanei y Chambers, 2007). Con este propósito se han usado técnicas de Redes Neuronales (Golovko, *et al.*, 2007), Transformada Wavelet (Adeli *et al.*, 2007), Entropía aproximada y Complejidad Lempel-Ziv (Abásolo *et al.*, 2007), entre otras.

En este trabajo se ha desarrollado un algoritmo para detectar automáticamente segmentos con crisis epilépticas en registros EEG basado en la estimación del espectro de potencia y en el cálculo de las diferentes bandas del EEG. Luego la energía relativa de las bandas Theta, alpha y beta de cada canal son promediadas para detectar la crisis epiléptica en el registro.

La idea del algoritmo no es reemplazar la inspección ocular de los médicos especialistas sino entregarles una herramienta que les facilite el trabajo cuando se trate de registros de muy larga duración. Para ellos resulta de gran ayuda contar con un algoritmo que entregue las marcas en aquellos intervalos del registros EEG donde esta presente la crisis epiléptica y prestar especial atención a esos segmentos de señal. Cabe destacar que en los exámenes médicos prequirúrgicos se adquieren registros EEG en los pacientes (privados de su medicación habitual) para poder detectar una o mas crisis. Estos registros pueden durar entre 24 y 72 horas. Para hacer más práctico el proceso de inspección los registros se dividen en segmentos de 1 o 2 horas.

Las principales ventajas del algoritmo propuesto son su simplicidad y bajo tiempo de

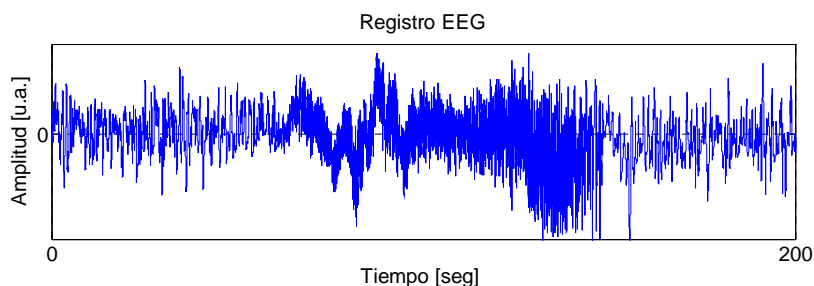


Figura 1. Registro EEG con crisis epiléptica. (Paciente14, segmento 19).

procesamiento. Esto lo hace apropiado para analizar registros EEG de larga duración. Otra ventaja del algoritmo es que no depende de un previo entrenamiento del algoritmo siendo de esta forma capaz de reconocer una crisis en un registro nunca visto antes.

## 2. Materiales

La base de datos analizada en este trabajo contiene 21 registros EEG invasivos de pacientes que sufren epilepsia focal medicamente intratable. Los datos se adquirieron durante un monitoreo invasivo pre-quirúrgico del *Epilepsy Center of the University Hospital of Freiburg, Germany* (Freiburg, 2010). Para obtener una buena relación señal-ruido y menos artefactos, en todos los pacientes se registró la señal EEG mediante una grilla intracraneal de electrodos profundos colocada sobre el área focal. Los registros EEG se adquirieron con un sistema de EEG video digital Neurofile NT con 128 canales, una frecuencia de muestreo de 256 Hz y un conversor A/D de 16 bits. Durante la adquisición no se aplicó ningún filtro notch o pasabanda.

Los registros EEG están divididos en segmentos de 1 hora de duración. Cada segmento ha sido previamente revisado y clasificado por médicos especialistas. Los segmentos clasificados con crisis epilépticas, contienen solamente una crisis. En la base de datos solo se encuentran disponibles las señales EEG de 6 canales, correspondientes a 3 electrodos focales: (canales 1-3) y 3 extrafocales (canales 4-6).

## 3. Metodología

El algoritmo propuesto para la detección de crisis esta basado en la promediación de la energía relativa de las diferentes bandas del EEG. En la figura 2 se ilustra el diagrama en bloques del algoritmo propuesto.

### A. Filtrado

Todos los registros fueron inicialmente filtrados con un filtro pasabanda Butterworth de segundo orden, bidireccional, con un ancho de banda de 0.5-60 Hz. Adicionalmente, se aplicó un filtro notch (50 Hz) Butterworth de segundo orden, bidireccional, para remover la interferencia de línea.

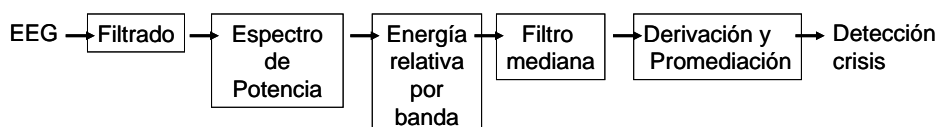


Figura 2. Diagrama en bloques.

### **B. Espectro de potencia EEG**

Para cada canal y segmento del registro EEG, el espectro de energías de la señal EEG es estimado usando el periodograma de Welch con un solapamiento de medio segundo. Luego se computa la energía relativa ( $Energía_{rel}$ ) de las bandas Theta (4-8 Hz), Alfa (8-12 Hz) y Beta (12-30 Hz) usando la siguiente expresión (Picot *et al.*, 2008):

$$Energía_{rel} = \frac{Energía_{Banda}}{Energía_{EEG}} \quad (1)$$

donde  $Energía_{Banda}$  es la energía de la banda frecuencial considerada y  $Energía_{EEG}$  es la energía total de la señal EEG. De este modo, se obtienen 18 series temporales (alfa, theta y beta por cada uno de los 6 canales EEG).

### **C. Filtro de Mediana**

En esta etapa se obtiene una versión suavizada de las series temporales de energías relativas usando filtros de mediana. Estos filtros descartan los artefactos anormales que pueden aparecer en los registros EEG. La mediana es calculada en cada seg. usando una ventana móvil de 30 seg.

### **D. Derivación y Promediación de canales.**

A cada una de las series temporales se le extrae su valor medio calculado en una ventana fija al comienzo del registro donde se supone aun no parece ninguna crisis epiléptica (véase Figura 3). A las series temporales filtradas alfa, theta y beta se les calcula la derivada primera para enfatizar los cambios en cada serie. Luego estas 18 series temporales derivadas se promedian en cada instante, dando como resultado una serie final de energía que se construye con el valor absoluto de la promediación de esas 18 series temporales. En la figura4 se ve esta serie filtrada con un filtro de mediana con ventana móvil de 30 seg.

La crisis epiléptica es reflejada casi simultáneamente en todos los canales. En la serie final de energía se ve reflejada como un aumento de energía en el lugar donde esta presente. Por otro lado el resto de la energía eléctrica del cerebro no es pareja en todos los canales y al hacer la promediación esta se anula o disminuye en el proceso de promediación.

La detección se considera positiva si la energía sobrepasa un umbral calculado para cada registro. El umbral se toma como tres veces el valor medio de la serie final de energía. Este valor

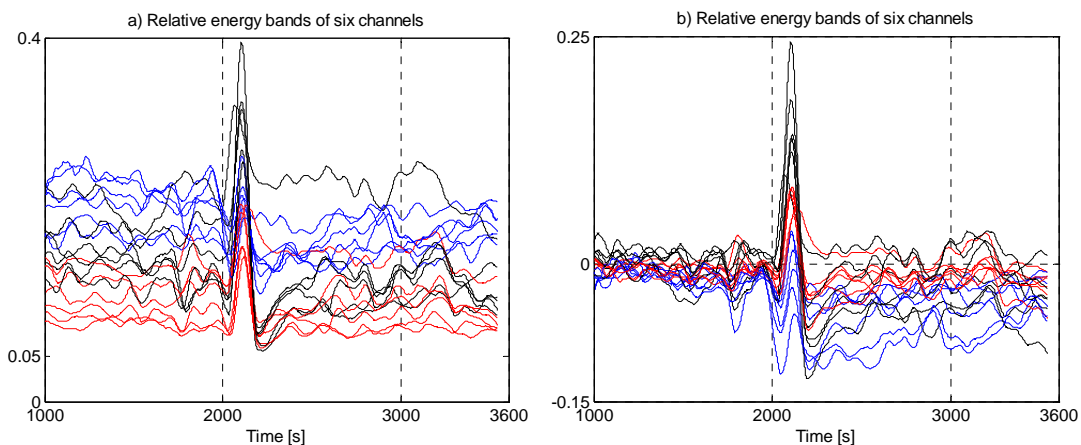


Figura 3. Paciente 14, segmento 19 (con crisis epiléptica) a) Versión suavizada de theta, alfa y beta relativas de cada canal (canales 1-6) (Azul: theta relativa, rojo: alfa relativa, negro: beta relativa) b) La mismas señales sin el valor medio.

de umbral se tomo luego de probar varios umbrales, dado que entregaba los mejores resultados en la detección de los segmentos con crisis.

También se definieron umbrales inferiores y superiores de duración de la crisis (Crespel y Gélisse, 2005), basados en la típica duración de las crisis epilépticas entre 30 y 180 segundos.

Una vez definida como positiva la detección se buscan los puntos de inicio y fin de crisis en un entorno de ese lugar. Los puntos de inicio son tomados como el instante donde se produce la intersección entre el umbral de detección y la serie final de energía. El lugar de fin de crisis se toma como el mínimo de la serie obtenida como promediación de las 18 señales filtradas y derivadas.

#### 4. Resultados

El algoritmo fue probado en 196 segmentos EEG (87 segmentos con crisis epilépticas y 109 sin crisis) correspondiente a 21 pacientes con epilepsia de la base de datos de Freiburg.

Con el fin de evaluar el desempeño del algoritmo propuesto, se calcularon algunos parámetros estadísticos. Los resultados de clasificación de los segmentos son divididos en cuatro categorías. *Verdaderos positivos* ( $VP$  = número de segmentos con crisis que el algoritmo detecta correctamente), *Verdaderos Negativos* ( $VN$  = cantidad de segmentos sin crisis epilépticas que el algoritmo detecta correctamente), *Falsos Positivos* ( $FP$  = número de segmentos sin crisis que el algoritmo detecta erróneamente como positivos) y *Falsos Negativos* ( $FN$  = número de segmentos con crisis epilépticas que el algoritmo no detecta).

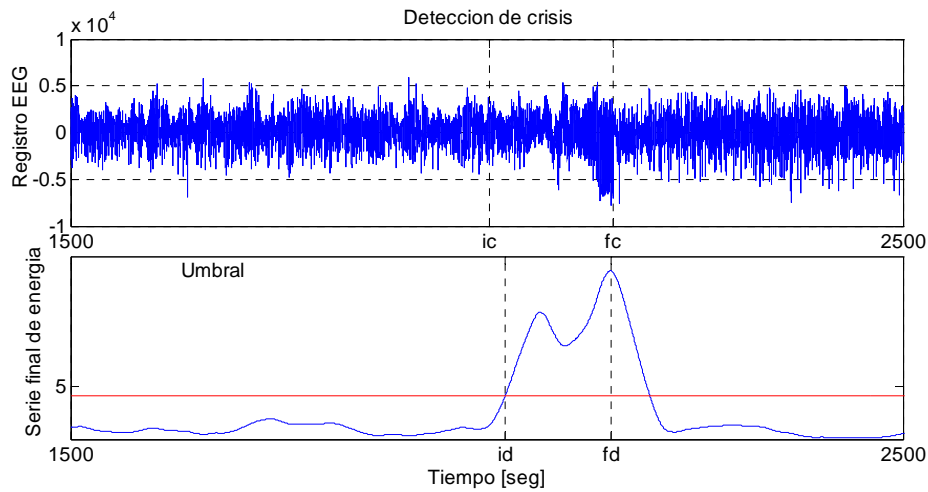


Figure 4. Serie final de energía con su umbral de detección en un segmento EEG (Paciente 14, segmento 19).  
ic-fc: inicio y fin de crisis marcas de base de datos. id-fd: inicio y fin detectados con el algoritmo.

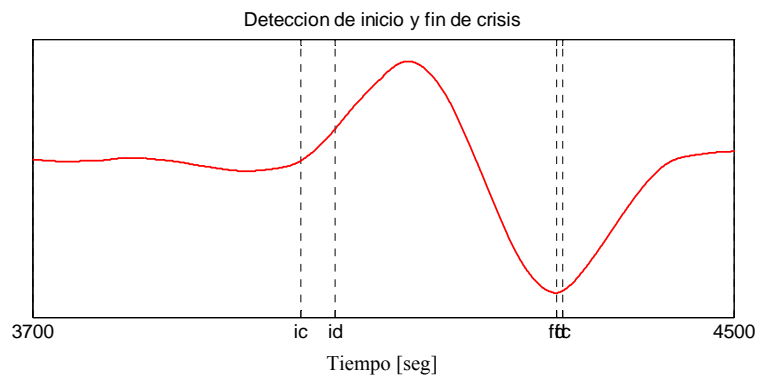


Figure 5. ic-fc: inicio y fin de crisis marcas de base de datos.  
id-ftt: inicio y fin detectados con el algoritmo  
(Paciente 14, segmento 19).

Los valores de los resultados están indicados en la Tabla 1 para cada paciente de la base de datos. El número total de segmentos es  $VP+FP+VN+FN$ , de los cuales  $VP+FN$  son los segmentos con crisis epilépticas.

Posteriormente, se calcularon los siguientes parámetros estadísticos para determinar el desempeño del algoritmo: *Falsas detecciones (FD)*, *Sensibilidad (Sen)*, *Especificidad (Spe)*, *Valor predictivo positivo (Vpp)*, *Tasa de detección de error (Err)* (Altman, 1993). Los resultados para cada paciente y los totales de estos parámetros estadísticos son mostrados en la Tabla 2.

**TABLA 1**  
**DETECCIÓN PARA CADA PACIENTE**

| Paciente     | N de segmentos | VP        | VN        | FP        | FN        |
|--------------|----------------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| 1            | 9              | 3         | 5         | 0         | 1         |
| 2            | 6              | 3         | 3         | 0         | 0         |
| 3            | 9              | 4         | 3         | 1         | 1         |
| 4            | 10             | 5         | 4         | 1         | 0         |
| 5            | 10             | 4         | 3         | 2         | 1         |
| 6            | 8              | 4         | 2         | 2         | 0         |
| 7            | 6              | 2         | 2         | 1         | 1         |
| 8            | 4              | 3         | 1         | 0         | 0         |
| 9            | 10             | 4         | 3         | 2         | 1         |
| 10           | 11             | 3         | 5         | 1         | 2         |
| 11           | 8              | 4         | 4         | 0         | 0         |
| 12           | 8              | 3         | 3         | 1         | 1         |
| 13           | 4              | 2         | 1         | 1         | 0         |
| 14           | 7              | 4         | 2         | 1         | 0         |
| 15           | 10             | 4         | 5         | 1         | 0         |
| 16           | 12             | 5         | 5         | 2         | 0         |
| 17           | 15             | 5         | 9         | 1         | 0         |
| 18           | 11             | 2         | 6         | 0         | 3         |
| 19           | 13             | 3         | 9         | 0         | 1         |
| 20           | 12             | 5         | 7         | 1         | 0         |
| 21           | 12             | 4         | 7         | 0         | 1         |
| <b>Total</b> | <b>196</b>     | <b>76</b> | <b>89</b> | <b>18</b> | <b>13</b> |

**TABLA 2**  
**PARÁMETRO ESTADÍSTICOS**

| Pte          | FD        | Sen (%)      | Vpp (%)      | Err (%)      | Spe (%)      | Tipo Epilepsia |
|--------------|-----------|--------------|--------------|--------------|--------------|----------------|
| 1            | 1         | 75           | 100          | 25           | 100          | Frontal        |
| 2            | 0         | 100          | 100          | 0            | 100          | Temporal       |
| 3            | 2         | 80           | 80           | 40           | 75           | Frontal        |
| 4            | 1         | 100          | 83.33        | 20           | 80           | Temporal       |
| 5            | 3         | 80           | 66.66        | 60           | 60           | Frontal        |
| 6            | 2         | 100          | 66.66        | 50           | 50           | Temp/Occip     |
| 7            | 2         | 66.66        | 66.66        | 66.66        | 66.66        | Temporal       |
| 8            | 0         | 100          | 100          | 0            | 100          | Frontal        |
| 9            | 3         | 80           | 66.66        | 60           | 60           | Temp/Occip     |
| 10           | 3         | 60           | 75           | 60           | 83.33        | Temporal       |
| 11           | 0         | 100          | 100          | 0            | 100          | Parietal       |
| 12           | 2         | 75           | 75           | 50           | 75           | Temporal       |
| 13           | 1         | 100          | 66.66        | 50           | 50           | Temp/Occip     |
| 14           | 1         | 100          | 80           | 25           | 66.66        | Front/Temp     |
| 15           | 1         | 100          | 80           | 25           | 83.33        | Temporal       |
| 16           | 2         | 100          | 71.42        | 40           | 71.42        | Temporal       |
| 17           | 1         | 100          | 83.33        | 20           | 90           | Temporal       |
| 18           | 3         | 40           | 100          | 60           | 100          | Frontal        |
| 19           | 1         | 75           | 100          | 25           | 100          | Frontal        |
| 20           | 1         | 100          | 83.33        | 20           | 87.5         | Temp/Pariet    |
| 21           | 1         | 80           | 100          | 20           | 100          | Temporal       |
| <b>Total</b> | <b>32</b> | <b>85.39</b> | <b>80.85</b> | <b>34.83</b> | <b>83.17</b> |                |

En la figura 6 se muestran la sensibilidad y especificidad para cada tipo de epilepsia y discriminada por género.

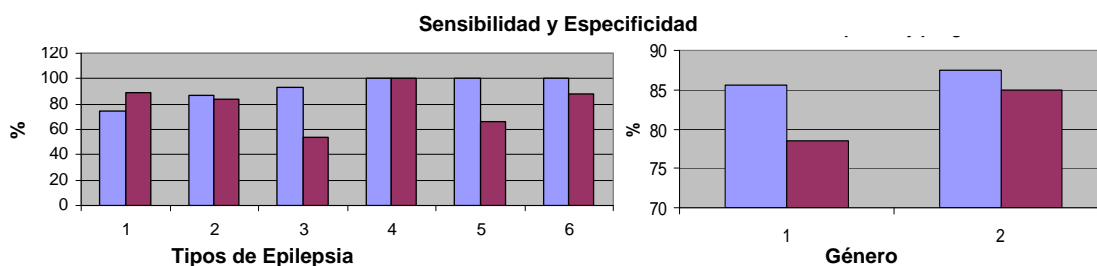


Figure 6. Sensibilidad y Especificidad por epilepsia y por género. (Azul: Sensibilidad, Rojo: Especificidad)  
A) 1: Frontal, 2: Temporal, 3: Temp/Occip, 4: Parietal, 5: Front/Temp, 6: Temp/Parietal.)  
B) 1: Femenino, 2: Masculino.

En la Tabla 3 se muestra la media y la desviación estándar del defasaje de tiempo entre los puntos de inicio y fin de crisis entregados por la base de datos y los puntos de inicio y fin de crisis detectados por el algoritmo.

**TABLA 3**  
**DETECCIÓN DE PUNTOS DE INICIO Y FINAL**

|                               | Detección inicio | Detección final |
|-------------------------------|------------------|-----------------|
| Media +/- desviación estándar | 33 +/- 18 seg    | 19 +/- 10 seg   |

## 5. Discusión y Conclusión

La sensibilidad del método para 11 pacientes de la base de datos fue del 100 %. Estos resultados demuestran que el método es muy sensible para la detección de crisis epilépticas.

Es fundamental que la detección de las crisis tenga una alta sensibilidad para no evitar detectar una crisis.

La sensibilidad del algoritmo en al base de datos completa fue de 85.39% y la especificidad es del 83.17%. El valor predictivo positivo del método es del 80.85%. La tasa de detección de error es en general del 34.83%. En la tabla 1 se puede observar que 76 de 87 segmentos con crisis fueron correctamente detectados por el algoritmo. Dado que el método se basa en la promediación de varios canales, este sería más sensible aún si se dispusiera de más canales para analizar. En el caso de la base de datos usada solo se disponía de 6 canales, pero normalmente en los estudios prequirúrgicos se usan a veces hasta 128 canales.

En la figura 6 se observa que el algoritmo tiene buena sensibilidad y buena especificidad para diferentes tipos de epilepsia y para ambos géneros.

En la Tabla 3 se observa los valores medios y la desviación estándar de los puntos de inicio y fin detectados respecto a los entregados por expertos en la base de datos. Si bien en algunos casos se tiene hasta 50 segundos de defasaje entre los puntos de inicio detectados por el algoritmo y las marcas reales brindadas por los médicos en la base de datos, este hecho no resulta tan crítico ya que el objetivo del algoritmo propuesto no es reemplazar al especialista en la inspección visual sino de ser de ayuda en la detección del segmento aproximado de la crisis para una posterior inspección mas detallada de la señal en un entorno de la marca entregada por el algoritmo.

En los casos de detectores automáticos o de predictores de crisis para neuroestimulación la precisión requerida del algoritmo es mucho mayor y 50 segundos podrían resultar inaceptables. No obstante, en el algoritmo propuesto el error en la detección de los límites temporales de la



crisis no es tan relevante, teniendo en cuenta que sus resultados siempre serán supervizados por médicos expertos.

Los resultados observados en los 21 registros analizados demuestran que el algoritmo propuesto es un buen método para la detección de segmentos con crisis epilépticas en registros EEG. Una gran ventaja del algoritmo es que no requiere de un previo entrenamiento, y es capaz de detectar crisis en registros EEG de pacientes nunca vistos antes. También es destacable que es un algoritmo sencillo que requiere bajo tiempo de procesamiento lo que lo hace apropiado para el análisis de registros de larga duración y muchos canales, lo que normalmente sucede en los registros tomados en los estudios prequirúrgicos

Se concluye que el algoritmo propuesto puede resultar de gran ayuda para reducir el tiempo empleado por médicos y especialistas en la inspección visual de registros EEG de larga duración, adquiridos en pacientes epilépticos en estudios prequirúrgicos.

## **6. Agradecimientos**

Este trabajo ha sido realizado gracias a la ayuda del Consejo Nacional de Investigaciones Científicas y Técnicas (CONICET), y la Universidad Nacional de San Juan (UNSJ). Se agradece al Centro de Epilepsia del Hospital Universitario de Freigurg, Alemania, por su consentimiento por los registros invasivos de EEG usados en este trabajo.

## **7. Referencias**

- Abásolo** D., James C. y Hornero R. (2007), Non-linear Analysis of Intracranial Electroencephalogram Recordings with Approximate Entropy and Lempel-Ziv Complexity for Epileptic Seizure Detection, *Proc. of the 29th Annual Int. Conf. of the IEEE EMBS Cité Internationale*, Francia Agosto 23-26, pp. 1953-56.
- Adeli** H., Ghosh-Dastidar S. y Dadmehr N. (2007), A Wavelet-Chaos Methodology for Analysis of EEGs and EEG Subbands to Detect Seizure and Epilepsy, *IEEE Transaction On Biomedical Engineering*, vol. 54, no. 2, Feb 2007, pp 205-211.
- Altman** D.G. (1993) *Practical statistics for medical research*. Chapman & Hall, Londres, Uk, 1993.
- Crespel** A. y Gélisse P. (2005), *Atlas of Electroencephalography*, 1st ed, vol. 2, Ed. John Libbey Eurotext, Paris, ISBN 2-7420-0600-1.

**Freiburg EEG Data Base.** Disponible en:

<https://epilepsy.uni-freiburg.de/freiburg-seizure-prediction-project/eeg-database>

**Golovko V.**, Bezobrazova S., Bezobrazov S. y Rubanau U. (2007), Application of Neural Networks to the Electroencephalogram Analysis for Epilepsy Detection, *Proceeding of International Joint Conference on Neural Networks*, Florida, USA, Agosto12-17.

**Picot A.**, Charbonnier S., Caplier A. (2008), On-line automatic detection of driver drowsiness using a single electroencephalographic channel, *EMBS 2008. 30th Annual International Conference of the IEEE 2008*, pp: 3864-3867

**Sanei S.** y Chambers J. (2007), *EEG Signal Processing*, Willey, England, ISBN 978-0-470-02581-9.

**World Health Organization.** Programmes and projects. <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs999/en/index.html>.