

# ALGORITMO DE DETECCIÓN DE EVENTOS EPILEPTICOS DE AUSENCIA

Luis F. Regino Medina <sup>a</sup>, María M. Morín Castillo <sup>a</sup>, Alina Santillán Guzmán <sup>b</sup>, Carlos L. Pando Lambruschini <sup>a</sup>, J. Jacobo Oliveros Oliveros <sup>a</sup>, José E. M. Gutiérrez Arias <sup>a</sup>

<sup>a</sup> Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, Pue. Puebla,  
[luis.regino@alumno.buap.mx](mailto:luis.regino@alumno.buap.mx), [maria.morin@correo.buap.mx](mailto:maria.morin@correo.buap.mx),  
[carlos@ifuap.buap.mx](mailto:carlos@ifuap.buap.mx), [jose.oliveros@correo.buap.mx](mailto:jose.oliveros@correo.buap.mx), [jose.gutierrez@correo.buap.mx](mailto:jose.gutierrez@correo.buap.mx);

<sup>b</sup> Universidad Popular Autónoma del Estado de Puebla,  
[alina.santillan@upaep.mx](mailto:alina.santillan@upaep.mx)

## RESUMEN

En este artículo se muestra un algoritmo de detección de eventos epilépticos de ausencia en señales electroencefalográficas (EEG). Para el desarrollo de éste, se clasificaron por un lado las señales EEG consideradas normales y por otras señales epilépticas de ausencia. Técnicas estadísticas como la varianza y la curtosis, además de la densidad espectral de potencia, la banda de potencia y la entropía espectral de las señales fueron usadas para la extracción de características. Analizándolas en su conjunto, se escogieron ciertos umbrales para clasificar a las señales y detectar así los eventos epilépticos, evitando falsos positivos.

**Palabras clave:** Ausencia, Epilepsia, Algoritmo de detección

## ABSTRACT

This article presents an algorithm for detecting absence epileptic events in electroencephalographic (EEG) signals. In order to achieve this purpose, a characterization was carried out to differentiate between normal and epileptic signals. Statistical techniques, such as variance and kurtosis, in addition to the power spectral density, the power band and the spectral entropy of the signals were used in the feature extraction step. By analyzing the extracted features, certain thresholds were chosen to classify the signals and detect the epileptic events and avoid false positives.

**Keywords:** Absence, Epilepsy, detection Algorithm

## 1. INTRODUCCIÓN

La electroencefalografía (EEG) se usa comúnmente para analizar las señales cerebrales y determinar si la persona en estudio padece algún trastorno o enfermedad, tal como la epilepsia [1]. La epilepsia puede entenderse como un trastorno cerebral que trae consigo una serie de ataques o crisis debidos a una falla en las funciones normales de un conglomerado de neuronas, las cuales emiten muchas señales al mismo tiempo y más rápido de lo normal [2, 3]. En general, se pueden distinguir tres ritmos cerebrales normales característicos: ondas alfa que representan el estado de reposo con ojos cerrados. Su frecuencia varía entre 8-12

Hz. La onda beta aparece para alguien que está enfocado en resolver problemas. Su frecuencia varía de 13 Hz a 30 Hz. La onda teta de 4 a 7 Hz ocurren en niños y adolescentes, mientras se mantengan de manera constante suelen ser un signo de inmadurez cerebral [4].

Los tipos de epilepsia pueden ser parciales (la actividad neuronal anormal puede ocurrir en una o más áreas del cuero cabelludo) y generales (la actividad neuronal anormal se refleja en todo el cerebro, lo que puede causar pérdida del conocimiento o una gran cantidad de espasmos musculares). La epilepsia de ausencia es generalizada, la cual se manifiesta como un complejo de punta-onda lenta en el EEG, con una frecuencia de 3-5 Hz, que suele durar de 4 a 30 segundos, con un promedio de 16 segundos [1, 5]. En mujeres es más común que en hombres; muchas veces suele pasar desapercibida lo que puede conducir a un bajo rendimiento académico al confundirse con otro tipo de enfermedades (como los déficits) [6]. La crisis de ausencia se manifiesta como una disminución o pérdida del conocimiento, presenta un inicio y final repentinos. El paciente muestra una interrupción significativa de la actividad motora. El inicio de las crisis de absentismo suele presentarse entre los cuatro y nueve años, aunque puede comenzar antes de los tres años u ocurrir a los once años [7]. Dado que este tipo de crisis suele conducir a la pérdida del conocimiento, convierte las actividades cotidianas en situaciones peligrosas, como bajar escaleras, cruzar la calle o incluso cocinar. Es por ello que es necesario realizar una detección de cada episodio de ausencia para poder alertar al cuidador del paciente para así brindar ayuda, como se describe en el siguiente texto [8].

Caracterizar la señal de EEG en tiempo y frecuencia nos brinda el primer paso para detectar eventos epilépticos. Existen muchas formas de caracterizar señales, como correlación cruzada, densidad espectral de potencia, cálculos estadísticos, entre otros. En [9], se muestran diferentes formas de extraer características de las señales de convulsivas, como el uso de wavelet, que generalmente se considera como una extensión de la transformada de Fourier. En [8] se encuentran sistemas de detección de convulsiones en las cuales se puede encontrar diversos métodos como lo son redes neuronales artificiales, correlaciones lineares, máquinas de vector soporte entre otras. Algunos de estos trabajos suelen ser invasivos y/o en el análisis para la realizar la detección suelen utilizar más de un canal (electrodo). El método propuesto destaca por su sensibilidad al detectar eventos epilépticos de ausencia, al ser no invasivo presenta una ventaja considerable a métodos descritos en [8] como lo son el método de Liu en 2012 y Kharbouch en 2011. De igual forma el método propuesto solo utiliza un canal para la detección de eventos epilépticos teniendo un impacto de 3 factores (sensibilidad, no invasivo, un canal) que permite destacarse de entre los métodos encontrados en [8]. A continuación, se describirá el desarrollo de nuestro algoritmo de detección junto con sus rendimientos.

## 2. PROCESAMIENTO DE SEÑALES

Para el procesamiento de las señales se realiza una normalización de la señal a analizar. La normalización se desarrolló haciendo el valor promedio de la señal a cero y su varianza total a uno. El siguiente paso fue aplicar un filtro Butterworth pasa-bajas de orden 4 y una frecuencia de corte de 20 Hz, con ello eliminar los artefactos musculares que pudieran aparecer en el registro EEG. Es de vital importancia aclarar que el filtro no intervendrá en

las señales convulsivas de ausencia ya que como se mencionó con anterioridad estas suelen tener una frecuencia de 3-5 Hz.

Los segmentos utilizados para realizar esta caracterización fueron los siguientes: antes del evento epiléptico de ausencia (con una duración de 5 segundos), durante la crisis epiléptica (con una duración de 3-15 segundos dependiendo la duración de la crisis) y señales consideradas como normales; es decir segmentos donde no se presenta alteración ni distorsión (duración de 5 segundos).

Los detalles de cómo fueron calculadas la varianza, curtosis, densidad espectral de potencia y la potencia de banda se pueden encontrar en caracterización en tiempo y frecuencia de señales EEG de pacientes con epilepsia de ausencia [10]. Para robustecer el algoritmo, también se calculó la entropía espectral. En el análisis de frecuencia fueron consideradas tres bandas: La banda teta, alfa, y beta tal como se explicará más adelante.

### *A. Entropía espectral*

La entropía espectral de una señal es una medida de distribución de potencia espectral. El concepto se basa en la entropía de Shannon [11]. La entropía espectral trata la distribución de energía normalizada de la señal en el dominio de la frecuencia como la función de masa de probabilidad  $p(x)$  y calcula la entropía de Shannon. Esta propiedad puede ser útil para la extracción de características de detección y diagnóstico de errores [12, 13]. La entropía espectral está dada por la ecuación de espectro de potencia (1) y la distribución de probabilidad de una señal. Para una señal  $s_i(m)$ , teniendo el cálculo de la densidad espectral de potencia (PDS) como  $P_s$ , la entropía espectral estará dada por (2).

$$P_s = \frac{1}{M} \left| \sum_m^M s_i(m) e^{-j2\pi f \Delta t} \right|^2 \quad (1)$$

$$H_x = - \sum_{m=1}^N P_s(x) \log(P_s(x)) \quad (2)$$

### *B. Algoritmo de detección*

Se utilizó la caracterización descrita anteriormente con el fin de desarrollar un algoritmo que nos permita detectar un evento epiléptico de ausencia. Para funcionamiento del algoritmo es necesario indicar que trabaja en función de umbrales, en otras palabras, se estableció un parámetro para cada característica (varianza, curtosis, etc.) el cual cuando es superado determina el inicio de un evento epiléptico, se realizarán evaluaciones cada 0.5 segundos. El inicio de un evento epiléptico se denotará única y exclusivamente cuando en cada evaluación los cuatro parámetros sean superados. Donde los recuadros azules son el valor del umbral y el recuadro verde es la superación.

### 3. RESULTADOS

Se utilizaron registros de EEG de nueve niños de entre 6 y 11 años con epilepsia para caracterizar y analizar las señales epilépticas, para un total de 37 eventos epilépticos. La frecuencia de muestreo para todos los registros es de 256 Hz. Los segmentos de eventos de ausencia duran de 3 a 16 segundos. Para las señales representadas como normales, se tomaron tres segmentos de cada registro de EEG con una duración de 5 segundos y sin señales epilépticas cercanas. Para los segmentos antes y durante se utilizaron los eventos epilépticos de cada registro teniendo una duración de 5 segundos y la duración del evento respectivamente. Se calcularon los valores mencionados en la sección II y se realizó un promedio de cada característica con los resultados obtenidos.

Los eventos de ausencia generalmente ocurren en todo el cuero cabelludo, por lo que en este estudio en particular se utilizó el canal O1. Una consideración importante es que para el cálculo de la potencia de banda se utilizó la banda teta ya que fue la banda que mostraba cambios más significativos en la potencia. La importancia de esta caracterización es encontrar una diferencia notable entre un evento y una señal normal.

A continuación, en la tabla 1 se muestran los promedios de los segmentos ya mencionados junto con las características ya descritas. De acuerdo a los resultados se puede notar una clara diferenciación entre señales normales y epilépticas. En la varianza podemos observar que al igual que en la potencia de banda existe un incremento del valor de los segmentos antes del evento comparado con las señales normales, para posteriormente elevar aún más su valor cuando se presenta un evento epiléptico de ausencia. Ahora bien, la curtosis denota un crecimiento en el valor instantes antes del evento epiléptico y un decremento drástico cuando inicia la ausencia. Por último, en la entropía espectral se observa un ligero decremento en momentos antes del evento comparado con señales normales para después incrementarse en el momento que inicia el evento de ausencia.

Tabla 1. Promedio de la extracción de características y las diferencias entre segmentos

Característica	Antes	Durante	Normales
<b>Varianza</b>	2.2618	<b>9.2105</b>	0.2356
<b>Curtosis</b>	<b>3.3517</b>	0.1799	0.4656
<b>Potencia de banda</b>	0.1364	<b>0.6092</b>	0.010
<b>Entropía espectral</b>	0.5886	<b>0.6244</b>	0.5999

Los diferenciadores son claros, es posible utilizar estos criterios para así utilizarlos en el algoritmo y de esta forma robustecer la detección de eventos epilépticos de ausencia. Se puede observar que se tiene un resultado similar que en [14] sobre la entropía espectral, aunque cabe aclarar que las condicionales de los pacientes son totalmente diferente.

En la figura 1 se muestra un ejemplo de detección que realiza el algoritmo teniendo del lado izquierdo las señales epilépticas denotadas con el cuadro rojo y del lado derecho la forma en las cuales las detecta, tomando dos valores en los cuales el 0 representa las señales normales y el 1 señales epilépticas de ausencia. Donde el inicio el evento epiléptico de ausencia para este ejemplo se presenta en el segundo 557.

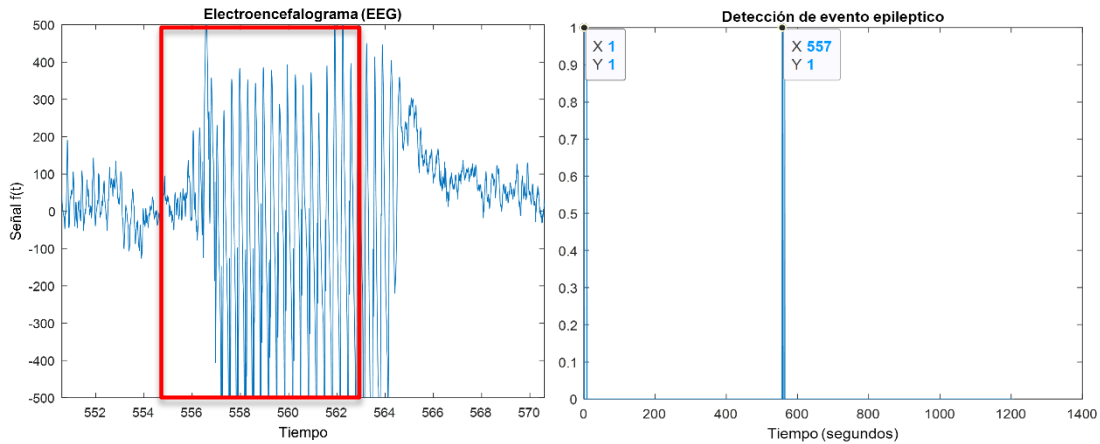


Figura 1. Registro EEG vs detección de evento epiléptico

#### A. Medidas de desempeño para el algoritmo

Para medir el desempeño del presente algoritmo se calculó la tasa de verdaderos positivos y de falsos positivos de la siguiente manera:

- Tasa de verdaderos positivos (TVP). Cuantifica la precisión del algoritmo al detectar un evento epiléptico de ausencia. Se calcula con los eventos que son identificados de manera correcta dividido por los eventos totales.

$$TVP = \frac{VP}{VP + FN} \quad (5)$$

- Tasa de falsos positivos (TFP). Cuantifica la proporción de eventos detectados erróneamente como falsos por el algoritmo con respecto al caso total de eventos.

$$TFP = \frac{FP}{VP + FP} \quad (6)$$

Por último es importante cuantificar el rendimiento del algoritmo de detección es por ello que en la tabla 2 muestra TVP y TFP.

Tabla 2. Medidas de desempeño del algoritmo de detección de eventos epilépticos de ausencia

Eventos reales	Eventos detectados	TVP	TFP
37	34	91.89%	0%

La TVP es del 91.89%, teniendo así una cuantificación de la sensibilidad de nuestro algoritmo. La TFP o especificidad nos deja un margen de 0% al no tener falsos positivos, asegurando que el algoritmo cuando detecta un evento podemos estar seguro que es un evento epiléptico y teniendo en cuenta que se tienen analizados 3 horas, 1 minutos y 13 segundos.

#### 4. CONCLUSIONES

La caracterización de las señales permitió encontrar criterios para poder diferenciar las señales epilépticas de las consideradas normales, tal como que: la varianza y la potencia de banda suelen ser considerablemente más grandes en un evento epiléptico de ausencia. La curtosis suele ser más pequeña en un evento epiléptico y por último que la entropía espectral suele ser más grande en una forma mesurada.

De igual forma es importante establecer un lapso de tiempo en el que van a ser calculados estos criterios ya que en el caso particular de este trabajo se utilizaron tres, un segundo, 0.5 segundos y .25 segundos, obteniendo una mejor respuesta del algoritmo con el segundo ya mencionado.

La unificación de cuatro criterios brindo la robustez que se buscaba desde un inicio, con una detección de 34 eventos de 37 totales es importante destacar la caracterización de las señales ya que brindo el primer paso para obtener criterios de diferenciación de señales epilépticas. Una vez teniendo los criterios de diferenciación.

Para trabajo futuro se pretende implementar un sistema vestible acompañado de una interfaz gráfica de monitorización de señales electroencefalográficas que active una alarma (ya sea una alarma en forma de mensaje enviado de ubicación, etc.) para que la persona a cargo de los pacientes pueda atenderlo cuando se detecte el inicio de un evento epiléptico o se pueda saber la ubicación del paciente.

#### 5. REFERENCIAS

- [1] S. Sanei, J.A. Chambers. EEG Signal Processing. John Wiley & Sons, England, 2007
- [2] M. J. Mas, Neuronas de crecimiento - epilepsia: crisis de ausencia. Disponible en: <https://neuropediatra.org/2015/12/02/epilepsia-crisis-de-ausencia/>
- [3] Las epilepsias y las crisis: Esperanza en la investigación, National Institute of Neurological Disorders and Stroke. Disponible en: [https://espanol.ninds.nih.gov/trastornos/crisis\\_epilepticas.htm](https://espanol.ninds.nih.gov/trastornos/crisis_epilepticas.htm)
- [4] Murillo, L. E. Análisis visual del electroencefalograma. *Guía Neurológica*, 2010.
- [5] Fisher, R. B. Epileptic Seizures and Epilepsy: Definitions Proposed by International Bureau for Epilepsy (IBE). *International League Against Epilepsy*, 2005.
- [6] Mena A. David P., A. F. Ausencias Epilépticas Infantiles: Revisión actualizadas. *Revista chilena de epilepsia*, 2015.

- [7] Valdivia, A. I. Epilepsia de ausencia de inicio precoz: a propósito de un caso. *Revista Cubana de Pediatría*, 2007.
- [8] Sriram Ramgopal et al., “Seizure detection, seizure prediction, and closed-loop warning systems in epilepsy”, *Epilepsy & Behavior*, 2014.
- [9] Varsavsky A, .. M. Epileptic seizures and the EEG: measurement, models, detection and prediction. *CRC Press*, 2011.
- [10] L. F. Regino Medina, M. M. Morín Castillo, A. Santillán Guzmán, Caracterización en tiempo y frecuencia de señales EEG de pacientes con epilepsia de ausencia. Memoria en 4to. Congreso Nacional de Investigación Interdisciplinaria. Ciudad de México, oct. 2020
- [11] Jürgen Bruh, Lutz E Lehmann, Heiko Röpcke, Thomas W. Bouillon, Andreas Hoefl. “Shannon Entropy Applied to the Measurement of the Electroencephalographic Effects of Desflurane, *Anesthesiology*. Vol. 95, 30–35. July 2001,
- [12] Sharma, V., and A. Parey. "A Review of Gear Fault Diagnosis Using Various Condition Indicators." *Procedia Engineering*. Vol. 144, pp. 253–263, 2016.
- [13] Pan, Y. N., J. Chen, and X. L. Li. "Spectral Entropy: A Complementary Index for Rolling Element Bearing Performance Degradation Assessment." *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science*. Vol. 223, Issue 5, pp. 1223–1231, 2009.
- [14] Helakary, H. et al. “Spectral entropy indicates electrophysiological and hemodynamic changes in drug resistant epilepsy- A multimodal MREG study”. *NeuroImage: Clinical*, 2019.