



SOMIB
Sociedad Mexicana
de Ingeniería Biomédica

DetECCIÓN DE EVENTOS EPILÉPTICOS DE AUSENCIA USANDO CÁLCULOS ESTADÍSTICOS

Alina Santillán Guzmán¹, Georgina G. Rosas Guevara², Gabriela del Mar Sánchez Méndez³, Enrique Vázquez Cepeda³, Ana Saray Ruiz Salazar³, Araceli Yomaira Ocampo Alonso³,

¹Facultad de Ciencias Físico-Matemáticas, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, México

²Posgrados en Ingeniería Mecatrónica, Universidad Popular Autónoma del Estado de Puebla, México

³Facultad de Ingenierías, Universidad Popular Autónoma del Estado de Puebla, México

Resumen— El presente trabajo muestra un algoritmo para la detección de eventos epilépticos de ausencia usando dos cálculos estadísticos: La varianza y la curtosis. Se utilizaron datos de cinco pacientes con epilepsia de ausencia registradas con electroencefalogramas (EEG) sobre el cuero cabelludo. Se presenta también una interfaz gráfica que ayuda al usuario a visualizar y analizar las señales, así como a observar el segmento en donde se detecta el inicio del evento epiléptico.

Palabras clave— Ausencia, Curtosis, Electroencefalograma, Epilepsia, Interfaz Gráfica, Varianza

I. INTRODUCCIÓN

La electroencefalografía (EEG) es una técnica de mapeo médico la cual registra la actividad eléctrica en el cuero cabelludo generada por el cerebro. Los electrodos puestos en diferentes regiones del encéfalo capturan estas minúsculas perturbaciones eléctricas, las cuales son amplificadas, filtradas analógicamente y convertidas a formato digital para su posterior procesamiento mediante software especializado que ayuda al análisis de las señales y determinar si existe alguna anomalía en ciertas regiones cerebrales [1, 2].

La epilepsia es una de las enfermedades o anomalías que se pueden detectar y diagnosticar mediante un registro EEG. El término epilepsia puede ser entendido como un trastorno en el cerebro que trae consigo crisis (o ataques) epilépticas repetitivas. La principal causa de este problema es una falla en las funciones normales de un grupo de neuronas, las cuales emiten muchas señales al mismo tiempo y mucho más rápido de lo normal causando movimientos, sensaciones o emociones involuntarios [3, 4].

Las descargas epileptiformes pueden ser parciales (la actividad neuronal anormal emerge de una o más áreas localizadas en el cerebro) y generales (las descargas epileptiformes involucran el cerebro completo, causando pérdida de conciencia o espasmos musculares masivos) [1,3, 5]. Los eventos epilépticos de ausencia típica son crisis epilépticas generalizadas, donde ocurre una descarga brusca de neuronas al mismo tiempo. Morfológicamente presentan una punta-onda generalizada, bilateral y síncrona en el EEG, cuya frecuencia es de 3-4 Hz. Tienen una duración que va de 5 a 20 segundos. La “regla de los 3 segundos” es usada como una medida objetiva para detectar epilepsias de ausencia cuando las epilepsias clínicas son difíciles de detectar.

Normalmente este tipo de epilepsia la padecen niños de 4 a 10 años. Durante el episodio de ausencias, el paciente deja de hacer lo que estaba haciendo, sus ojos pueden permanecer abiertos, pero no responde a estímulos [3-6].

Los niños que padecen epilepsia de ausencia se desarrollan normalmente. Sin embargo, si presentan crisis continuas y en gran número, pueden tener problemas de aprendizaje [7].

Es importante tener una alerta antes de que un ataque epiléptico ocurra, no solamente en el caso de ausencias, sino en otros tipos de epilepsia. Esto es necesario debido a que tareas cotidianas se pueden volver peligrosas si se presenta un ataque cuando un paciente con epilepsia está manejando o cruzando la calle o tiene un cuchillo en la mano. Habiendo métodos que permitan la detección o predicción del evento epiléptico, se pueden implementar técnicas o métodos para el tratamiento de los pacientes, así como intervenciones preventivas lo suficientemente tempranas para atenuar el evento epiléptico o en su caso terminar la convulsiones.

En [8] se presenta un algoritmo que usa métodos lineales y no lineales para predecir el inicio de un evento epiléptico, usando registros de EEG intracraneal con pacientes de epilepsia focal.

Existen otros algoritmos de detección de episodios epilépticos que usan las ondeletas (*wavelets*) así como la energía, entropía, desviación estándar, entre otros, para detectar y clasificar a las señales como epilépticas o no epilépticas [9, 10]. Asimismo, algoritmos que usan entrenamiento del sistema para la detección temprana de eventos epilépticos [11].

En [12] se presenta un resumen de varios métodos para detectar y predecir episodios epilépticos, así como su potencial uso en sistemas de alerta.

En el presente artículo se presenta un algoritmo para la detección del inicio de eventos epilépticos de ausencia, basados en cálculos estadísticos como son la varianza y la curtosis. Además, se presenta una interfaz gráfica creada para la mejor visualización y análisis de las señales.

En la sección II se presenta el algoritmo propuesto para el procesamiento de las señales, incluyendo la descripción de los cálculos estadísticos utilizados y la clasificación de los eventos en ausencia y no ausencia; la sección III presenta una breve descripción de la interfaz gráfica. Los resultados se describen en la sección IV. Finalmente, las conclusiones se presentan en la sección V.

II. PROCESAMIENTO DE SEÑALES

Previo al cálculo de la varianza y la curtosis utilizadas para la detección de eventos epilépticos de ausencia, se hace un preprocesamiento de las señales.

El primer paso consiste en hacer una normalización de la señal a analizar haciendo su valor promedio igual a cero y su varianza total igual a uno.

El siguiente paso es aplicar un filtro pasa-bajas tipo Butterworth, cuya frecuencia de corte es de 20 Hz y cuyo orden es 4. Esto es con la finalidad de eliminar distorsiones musculares que pudieran estar presentes en los registros EEG y que pueden generar una falsa detección. Este filtro no afecta los episodios de ausencia, debido a que, como se mencionó anteriormente, su frecuencia es de 3-4 Hz.

De acuerdo con datos experimentales, los episodios de ausencia presentan una varianza mayor (desde el punto en el que inician hasta el punto en el que terminan) que los segmentos en donde no se presentan eventos epilépticos. También se ha observado que el valor de la curtosis es positivo durante el evento de ausencia. En este caso, se observó que un valor de curtosis positivo se puede presentar poco antes o milisegundos después de que el evento epiléptico sea detectado con la varianza. Es por ello, que se utilizaron estos cálculos estadísticos para determinar la presencia temprana de un evento epiléptico de ausencia. Enseguida se explicará cómo fueron calculadas.

A. Varianza

La varianza es considerada como la dispersión de una señal con respecto a su valor medio [13]. En otras palabras, la varianza corresponde a la media aritmética del cuadrado de las desviaciones de una señal con respecto a su media. En el presente trabajo, el cálculo de la varianza se hizo por segmentos de la siguiente manera:

$$var_j(n) = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K (s_j(k) - \mu_j(n))^2, \quad (1)$$

donde μ_j es el valor medio de la señal s_j del segmento n , formado por K puntos. El subíndice j representa cada una de las señales de los electrodos que conforman la medición EEG. Cada segmento tiene una duración que puede ir desde 0.2 s hasta 1 s, dependiendo del valor que el usuario utilice.

B. Curtosis

La curtosis describe la similitud que existe entre la distribución de probabilidad de una señal con respecto a la distribución Gaussiana. Otro modo de definir a la curtosis, es observar y medir qué tan “picuda” está la distribución de probabilidad de la señal o variable analizada [13]. Así como con la varianza, la curtosis se calcula por segmentos de la siguiente manera:

$$kurt_j(n) = \frac{\frac{1}{K} \sum_{k=1}^K (s_j(k) - \mu_j(n))^4}{\left(\frac{1}{K} \sum_{k=1}^K (s_j(k) - \mu_j(n))^2\right)^2} - 3, \quad (2)$$

donde μ_j corresponde al valor medio de la señal j (s_j), del segmento n formado de K puntos. Los segmentos tienen la misma duración que en el caso de la varianza (desde 0.2 s hasta 1 s).

C. Clasificación

Experimentalmente se observó que valores de varianza por debajo de 0.1 no tenían relevancia para la detección de episodios de ausencia, por lo que todos aquellos valores que estuvieran por debajo de 0.1 se igualaron a cero. De esta manera, los valores de varianza significativos son los únicos que se toman en cuenta.

Posteriormente, se encuentran los valores de la varianza que sean mayores que cero y se almacenan los índices (número de segmento) que los contiene. Se observó que cuando existen parpadeos u otro tipo de distorsión, la varianza aparece hasta en tres segmentos consecutivos. Sin embargo, en el caso de un evento de ausencia, la varianza permanece alta por más de 4 segmentos contiguos, dependiendo de la duración de la misma y de la longitud de los segundos por segmento con los que se hará el cálculo de varianza. Por ello, el siguiente paso consiste en comparar cada número de segmento almacenado con los siguientes cuatro valores. Si su diferencia es igual a 1, entonces los segmentos son consecutivos y se almacenan. Es decir, el vector de índices de segmentos resultantes, al que denotaremos como $varConsec_j$ es aquél en el que hay 4 o más valores consecutivos, evitando así tener una falsa detección.

En el caso de la curtosis, se observó que ésta es positiva durante un evento epiléptico de ausencia, por lo que si $kurt_j(n) < 0$, ese valor se iguala a cero, teniendo solamente en el vector resultante valores iguales o mayores a cero. En el siguiente paso se obtiene el número de segmento en donde la curtosis es positiva, formando un vector al que denotaremos como $kurtPos_j$.

Posteriormente, se comparan los valores de $kurtPos_j$ con los del vector resultante de la varianza ($varConsec_j$). Si ambos valores son iguales, se almacenan en un vector al que llamaremos $compVarKurt_j$.

Como se mencionó anteriormente, el valor de la curtosis es positiva durante un evento epiléptico. Dicho valor puede darse hasta dos valores (dos segmentos) antes o después de que la varianza haga la detección. Por tal motivo, para realizar una detección más próxima al inicio del evento epiléptico, a $varConsec_j$, se agregan dos valores anteriores y dos posteriores a los que ya contiene el vector.

Finalmente, el número del segmento que corresponde al inicio del evento de ausencia ($AusOn_j$) es el valor mínimo entre $compVarKurt_j$ y el primer valor del vector resultante de la varianza. Matemáticamente:

$$AusOn_j = \min \left(compVarKurt_j, varConsec_j(1) \right). \quad (3)$$

A continuación se describe la interfaz gráfica que permite cargar los datos a analizar, sus propiedades o características, el cálculo de la varianza y curtosis, sus correspondientes

gráficas; así como la visualización del segmento en donde comienza el episodio de ausencia.

III. INTERFAZ GRÁFICA

La interfaz gráfica generada usando el algoritmo anteriormente descrito, cuenta con una sección de “Propiedades” de las señales, en donde el usuario ingresa el valor de la frecuencia de muestreo de los datos, el punto de inicio de la señal, así como la longitud de la señal y el canal a analizar. El botón “Cargar” sirve para elegir los datos a analizar, los cuales puede tener la extensión .mat o .cnt. La normalización y filtrado de la señal se lleva a cabo con el botón “Normalizar”. Si se quiere actualizar algún valor dado en “Propiedades”, se usa el botón “Actualizar”.

En la sección de “Varianza y Curtosis” se hace el cálculo de éstas de acuerdo al número de segundos por segmento que el usuario proporcione. Finalmente, en la sección “Epilepsia de Ausencia”, se muestra el valor del segmento donde comienza el evento de epilepsia de ausencia.

Para una mejor visualización en la interfaz gráfica, la señal normalizada, los valores de varianza y curtosis se escalan por un factor de 10, mostrando las gráficas en la parte derecha de la interfaz.

A continuación se presentan los resultados.

IV. RESULTADOS

Se usaron registros EEG sobre el cuero cabelludo de cinco niños con epilepsia de ausencia. Dos de ellos contienen tres episodios de ausencia, otro contiene 4 eventos epilépticos, uno más contiene 5, y el último contiene 7 episodios de ausencia. La frecuencia de muestreo en todos los casos es de 256 Hz. La duración de los episodios de ausencia van desde 3.5 s hasta 10 s.

Se hicieron pruebas con tres longitudes de segundos por segmento (0.2s/segmento, 0.5s/segmento y 1s/segmento) para calcular la varianza y la curtosis y demostrar el funcionamiento del algoritmo.

En la Tabla I se presentan los resultados (número de segmento detectado según la varianza, la curtosis y la que el algoritmo obtiene) usando los datos de EEG que contienen 7 episodios de ausencia (denotados como *Ausencia_7ep*) y los 3 valores de segundos por segmento mencionados. Debido al espacio, solo se muestran los tres últimos episodios de ausencia.

Los valores de la Tabla I corresponden, en el caso de la varianza, al primer número de segmento que indica la detección del episodio de ausencia. Cabe mencionar, que tras ese valor hay al menos otros cuatro valores consecutivos, tal y como se explicó en la descripción del algoritmo. El valor de la curtosis corresponde al valor del segmento que coincide con alguno de los segmentos calculados con la varianza.

De acuerdo con los resultados obtenidos, mientras más pequeña es la longitud de segundos por segmento utilizada para calcular la varianza y la curtosis, la precisión para

determinar el segmento de inicio del evento epiléptico es mayor. Sin embargo, pueden existir casos de falsas detecciones puesto que la varianza se estará calculando cada 0.2s y por lo tanto puede haber más de 4 valores consecutivos de varianza positiva y al mismo tiempo de curtosis positiva.

TABLA I
RESULTADOS DEL ALGORITMO PARA DETECTAR EL No. DE SEGMENTO DONDE INICIA LA AUSENCIA, USANDO LOS DATOS DE EEG CON 7 EPISODIOS DE AUSENCIA (*Ausencia_7ep*).

No. de Evento	No.Segmento Varianza	No.Segmento Curtosis	No. Segmento algoritmo
<i>0.2s/segmento</i>			
5	51	51	49
6	32	34	30
7	20	19	18
<i>0.5s/segmento</i>			
5	21	26	19
6	13	10	11
7	8	10	6
<i>1s/segmento</i>			
5	11	9	9
6	7	11	X
7	4	7	X

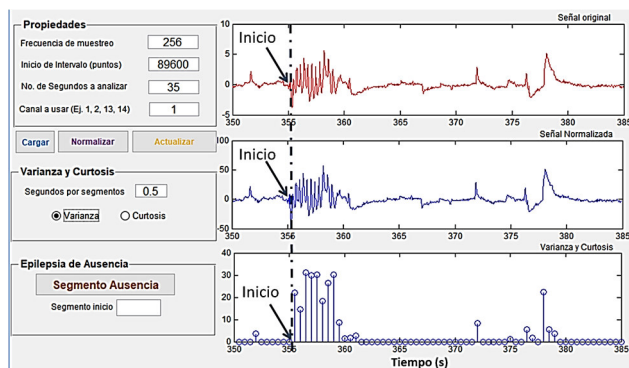


Fig. 1 Interfaz gráfica que muestra el cálculo de varianza de un episodio de ausencia de los datos denotados como *Ausencia_7ep*. Gráfica superior: Señal original filtrada. Gráfica media: Señal filtrada normalizada. Gráfica inferior: Cálculo de la varianza. La línea punteada indica el inicio del episodio de ausencia.

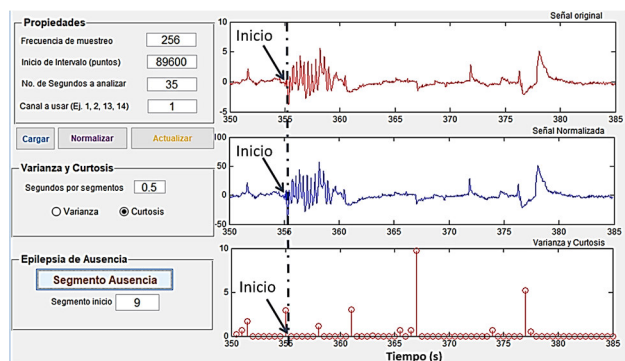


Fig. 2 Interfaz gráfica que muestra el cálculo de curtosis de un episodio de ausencia de los datos denotados como *Ausencia_7ep*, así como el segmento donde, de acuerdo al algoritmo, inicia el episodio de ausencia. Gráfica superior: Señal original filtrada. Gráfica media: Señal filtrada normalizada. Gráfica inferior: Cálculo de la curtosis. La línea punteada indica el inicio del episodio de ausencia.

Si se usa 1s por segmento en el cálculo de varianza y curtosis, la precisión para determinar el segmento de inicio del evento epiléptico es menor. Además si el episodio de ausencia dura menos de 4s, no es posible determinar el inicio de ésta, ya que no habrá más de 4 segmentos consecutivos de varianza positiva y por lo tanto no se determinará el inicio del episodio epiléptico. Tal es el caso de los episodios 6 y 7 presentados en la Tabla I y marcados con una "X", indicando una no detección.

Con 0.5s por segmento, para este caso, no se encontraron falsas detecciones ni episodios de ausencia no detectadas.

Las Figs. 1 y 2 muestran la interfaz gráfica en donde se visualiza el canal 1 correspondiente a *Ausencia_7ep*, así como los correspondientes valores de varianza, curtosis y número de segmento de inicio del episodio de ausencia. En este caso se utilizaron 0.5s por segmento. Cada círculo en la gráfica inferior de cada figura indica un segmento.

En la Fig. 1 se aprecia cómo la varianza detecta el evento epiléptico milisegundos después de que éste aparezca (la línea punteada indica el inicio del episodio de ausencia). De acuerdo a la varianza, el episodio comienza en el segmento 11. En la Fig. 2 se observa que el valor de la curtosis es positivo durante el episodio de ausencia, comenzando en el segmento 10. De acuerdo al algoritmo, se da un margen de ± 2 valores en el vector de segmentos de la varianza para poder determinar en dónde está el inicio del episodio de ausencia. Por ello, tanto en la Tabla I como en la interfaz gráfica, el número de segmento detectado corresponde a dos valores abajo del primer número de segmento que arroja la varianza.

V. CONCLUSIONES

Se observó que tanto la curtosis como la varianza tienen valores positivos durante el episodio de ausencia. Es por ello que una combinación de ambas sirvió para determinar el número de segmento en que el evento epiléptico de ausencia inició.

En este trabajo también se presentó una interfaz gráfica permitiendo la visualización de las señales, así como el cálculo de varianza y curtosis para determinar el inicio del evento epiléptico de ausencia y mostrando el resultado en la propia interfaz gráfica.

De acuerdo con los resultados obtenidos de cinco pacientes con epilepsia de ausencia, el algoritmo detectó el 90% de los episodios de ausencia usando 0.5s por segmento para el cálculo de la varianza y curtosis. Cuando se usó 1s por segmento en cuatro episodios (de un total de 22) no fue posible hacer la detección, pues la duración de los eventos epilépticos fue menor a 4s o la amplitud de los episodios de ausencia era de menor tamaño en comparación con distorsiones oculares presentes en el registro (misma razón cuando se usaron 0.5s por segmento). En este caso, solo el 81% de los episodios fue detectado correctamente. En el caso de 0.2s por segmento, el 95% de los episodios fueron detectados. Sin embargo, existe la posibilidad de falsas detecciones si distorsiones como parpadeos se presentan

durante el registro de las señales, ya que éstos también cuentan con un valor positivo de varianza. Debido a los resultados arrojados, se sugiere utilizar 0.5s por segmento para el cálculo de varianza y curtosis y determinar con mayor precisión el inicio de los eventos epilépticos de ausencia, así como evitar falsas detecciones.

En el futuro, como siguiente paso, se hará una modificación al algoritmo presentado para que los cálculos se hagan en tiempo real, puesto que se pretende desarrollar una interfaz cerebro-computadora en la que con las señales que se vayan obteniendo, se pueda detectar tempranamente el inicio del evento epiléptico (no solamente de ausencias sino también de otros tipos) y emitir una alerta al teléfono móvil de los familiares y médicos del paciente para que lo asistan.

RECONOCIMIENTOS

Los autores agradecen a la Clínica de Neuropediatria de la Universidad de Kiel, Alemania, por los datos proporcionados para su análisis. A. Santillán Guzmán agradece a PRODEP por el apoyo brindado a través del convenio DSA/103.5/16/14599.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] S. Sanei, J.A. Chambers. *EEG Signal Processing*. John Wiley & Sons, England, 2007.
- [2] M. Teplan, "Fundamentals of EEG Measurement," *Measurement Science Review*, vol. 2, 2002.
- [3] M. J. Mas, *Neuronas de crecimiento - epilepsia: crisis de ausencia*. Disponible en: <https://neuropediatra.org/2015/12/02/epilepsia-crisis-de-ausencia/>
- [4] 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
- [5] J.M. Mercadé Cerdá, J. S. Rieger, J. A. Mauri Llerda, F. J. López González, X. Salas Puig, *Guías diagnósticas y terapéuticas de la Sociedad Española de Neurología*. Ediciones Luzán, España.
- [6] J. R. Tenney and T. A. Glauser, "The Current State of Absence Epilepsy: Can We Have Your Attention?," *Current Review in Clinical Science, Epilepsy Currents*, vol. 13, no. 3, pp. 135-140, 2013.
- [7] Childhood Absence Epilepsy, Epilepsy Foundation. Disponible en: <http://www.epilepsy.com/learn/types-epilepsy-syndromes/childhood-absence-epilepsy>
- [8] A. Dorai, K. Ponnambalam, "Automated epileptic seizure onset detection," in *International Conference on Autonomous and Intelligent Systems (AIS)*, Povo de Varzim, Portugal, 2010.
- [9] N. Ahammad, T. Fathima, and P. Joseph, "Detection of Epileptic Seizure Event and Onset Using EEG," *BioMed Research International*, vol. 2014, 2014.
- [10] A. Shoeb, H. Edwards, J. Connolly, B. Bourgeois, ST. Treves, J. Gutttag, "Patient-specific seizure onset detection," *Epilepsy Behav*, vol. 5, no. 4, pp. 483-98, 2004.
- [11] A. Shoeb, J. Gutttag, "Application of Machine Learning To Epileptic Seizure Detection," in *Proc. of the 27 th International Conference on Machine Learning*, Haifa, Israel, 2010.
- [12] Sriram Ramgopal et al., "Seizure detection, seizure prediction, and closed-loop warning systems in epilepsy", *Epilepsy Behav.*, vol. 37, pp. 291-307, 2014.
- [13] A. Santillán Guzmán., "Digital enhancement of EEG/MEG signals", Ph.D. dissertation, Christian-Albrechts Universität zu Kiel, Germany, 2013.