

Algoritmo para la cuantificación de ondas electroencefalográficas (EEG) en su comportamiento temporal asociado con su morfología en pacientes con crisis de ausencia¹

Andrés Gaona G,* Angel Zapata Ferrer R,* Laura Rivas M,* Miguel A. Aguillón P,* Arturo Ocampo A*

Summary

In this paper we present some advances found during the testing of the equipment we are calibrating¹ and the utilization of an algorithm in order to quantify the paroxysmal waves of the electroencephalographic activity of the brain, that are present in subjects with typical seizure of the absence type, with temporal behavior associated with its morphology, in order to design some tasks to be implemented in accordance with the patterns that we propose, having some type of multichannel registers in the input. The process of quantification may be carried out by using differential calculus and applying the derivative criterion with numerical methods of approximation; we are also using direct interpolation algorithms based on the convergence of forward finite differences in order to obtain the most appropriate construction of the signal at the conditioning time; by using the inverse and direct Lagrange interpolation we calculate the precise values of the parameters we want to quantify (time, amplitude, inflexion points and wave sharpness). The digitalization task was carried out by using an analog to digital converter AD-ESPII that we designed and constructed in our laboratory².

Resumen

En este trabajo se presentan los avances logrados en el desarrollo de un algoritmo para cuantificar las ondas EEG paroxísticas, presentes en los pacientes con crisis de ausencia típica,⁶ en su comportamiento temporal (en el dominio del tiempo) asociado a su morfología, para posteriormente realizar tareas de detección asistida de acuerdo con los patrones propuestos, teniendo como entrada registros superficiales multicanal. Los resultados obtenidos permitirán optimizar la calibración del aparato electrónico de detección con parámetros más adecuados.¹ El proceso de cuantificación se realiza recurriendo al cálculo diferencial y aplicando los criterios de la derivada empleando métodos numéricos de aproximación; se aplican también procedimientos de interpolación directa con base en el método de convergencia de diferencias finitas hacia adelante para obtener una reconstrucción apropiada de la señal durante su acondicionamiento, y mediante la interpolación inversa y directa de Lagrange se calculan los valores precisos de los parámetros que se van a cuantificar (tiempos, amplitudes, puntos de inflexión y agudeza de las ondas). La tarea de digitalización de los registros se realizó utilizando el convertidor AD-ESPII previamente diseñado y construido en el laboratorio.²

¹ Proyecto subvencionado parcialmente por el CONACYT, Ref: 0725-M9111.

* Laboratorio de Bioingeniería, División de Investigaciones en Neurociencias, Instituto Mexicano de Psiquiatría. Calz. México-Xochimilco 101. Col. San Lorenzo Huipulco, 14370 México, D.F.

Introducción

En el trabajo de investigación para el desarrollo de un aparato electrónico que detecte espigas o puntas epilépticas,¹ hemos valorado su funcionamiento durante la aparición de las crisis, obteniendo algunos resultados positivos parciales; esta valoración se ha efectuado en grabaciones de pacientes voluntarios que presentan crisis de ausencia típica⁶, los registros corresponden al sistema internacional convencional 10/20 de colocación de electrodos para ocho canales en montajes diferenciales con tiempos de estudio de alrededor de 15 minutos, en los cuales se han realizado las pruebas de hiperventilación y fotoestimulación para facilitar la presencia de actividad electroencefalográfica (EEG) epiléptica.

Con el fin de mejorar estos resultados, actualmente se busca más información que pueda servir en el proceso de detección de estos paroxismos. Así, con la idea de poder localizar y detectar, o reconocer patrones en la señal EEG, en este trabajo se presenta un método que ha sido implementado en una computadora de propósito general, tomando la información obtenida previamente en el proceso de digitalización de la señal que se estudia,² para así localizar y extraer la información de interés de estos paroxismos. El algoritmo desarrollado permite localizar y cuantificar diferentes parámetros de su comportamiento temporal (en el dominio del tiempo) asociado a su morfología.

Análisis

Para poder efectuar esta tarea primero es necesario realizar una consideración hipotética de lo que puede constituir una onda EEG (grafeolemento), para implementar de esta forma un algoritmo que detecte las secuencias de la señal que cumplan con la forma de onda propuesta, y así proceder a procesarlas digitalmente, localizar los puntos clave de la señal mediante los cuales se cuantifiquen los parámetros de interés y proporcionen la información referida, con la cual posteriormente se puedan indicar las formas que se deseen localizar en un proceso de detección, con ayuda de los patrones propuestos.

En las últimas décadas, diferentes autores y comités han presentado variadas propuestas para definir de manera formal lo que constituye una espiga o punta electroencefalográfica de registro superficial (sobre el cuero cabelludo); un ejemplo de esto es la definición que proporciona el Comité Internacional de Terminología en Electroencefalografía: "*Onda distinguible de la actividad de fondo, que tiene una duración de 80 mseg o menos.* Las espigas están diferenciadas de otros transitorios rápidos, tales como las ondas agudas. Las ondas agudas están definidas como deflexiones con una duración entre

80 y 200 mseg". Definiciones como estas son objeto de cuestionamientos por considerarlas imprecisas y un tanto arbitrarias.⁵ Recientemente, debido al auge de las computadoras digitales de propósito general, éstas se emplean en tareas de cuantificación y detección de estos eventos epileptiformes y de los no clasificados, así como de su discriminación respecto a artefactos en el trazo EEG; hecho que constituye una contribución al desarrollo de definiciones más objetivas de tales eventos. Al respecto Frost, en 1979, comentó: "..., *el esfuerzo por desarrollar un programa para computadora capaz de reconocer transitorios agudos puede ser considerado como un intento por idear una definición altamente precisa del transitorio. La definición resultante está implícita en la estructura lógica de la programación*".³

Los antecedentes de este estudio, se encuentran en el trabajo que realizaron PY Ktonas y cols., en 1981, acerca de la actividad EEG;³ en él se refiere lo que hipotéticamente puede considerarse como una onda EEG: señal EEG comprendida entre dos máximos o dos mínimos sucesivos (fig. 1). De ser así, una onda o grafoelemento de estas características contendrá dos puntos de inflexión (PI), un pico o punta entre el inicio y el final de la onda, pudiéndose delimitar etapas de la misma por la duración de éstas y, a su vez, podremos también delimitar las amplitudes que acotarán otras etapas de la onda. De esta forma observamos en la figura 1 que el número de parámetros que debemos cuantificar en la señal es de 10, que se encuentran contenidos en 3 amplitudes, 4 duraciones, 2 puntos de inflexión y la agudeza de la onda, definidos como sigue:

1. Duración 1, definida como el intervalo de tiempo entre dos máximos o mínimos sucesivos (duración total de la onda).
2. Duración 2, definida como el intervalo de tiempo entre dos puntos de inflexión sucesivos.
3. Duración A, definida como el intervalo de tiempo entre el principio de la onda y el pico de la misma.
4. Duración B, definida como el intervalo de tiempo comprendido entre el pico de la onda y el final de ésta.
5. Amplitud, medida desde la línea de base al pico de la onda.
6. Amplitud A, medida desde el principio de la onda hasta el pico de la misma.
7. Amplitud B, medida desde el pico de la onda hasta el fin de la misma.
8. Punto de inflexión 1 (PI 1), localizado en la máxima amplitud de la primera derivada durante el ascenso de la onda.
9. Punto de inflexión 2 (PI 2), localizado en la mínima amplitud de la primera derivada durante el descenso de la onda.

10. Agudeza, definida como la segunda derivada evaluada en el pico de la onda.

Método

El trabajo principal consiste en la selección de un método mediante el cual se puedan localizar y cuantificar de manera objetiva los parámetros requeridos.

De acuerdo con los parámetros propuestos, se observa que la naturaleza del procedimiento de cuantificación es de carácter matemático. Se requiere un modelo de este tipo para poder reconstruir fielmente la señal inicialmente muestreada y poder así efectuar cualquier operación de procesamiento necesario sobre la misma, trabajando sobre el modelo propuesto.

En principio, la cuantificación puede realizarse con base en el empleo del cálculo diferencial y aplicando los criterios de la derivada. Por lo que se deben calcular las primeras funciones derivadas de la señal en estudio, trabajando con el modelo matemático, el cual se valora y se considera adecuado si con él es posible reconstruir e interpolar, durante el acondicionamiento, la forma de la secuencia de entrada que se va a procesar, y si se obtienen las formas de onda esperadas para las señales conocidas, como las de un generador de funciones (senoide, triangular, cuadrada, etc) en el cálculo de las primeras dos derivadas necesarias para la localización los puntos que se tienen que cuantificar. Acondicionamiento de la señal. En la parte inicial se desarrolló y se aplicó un algoritmo que basa su proceso en la definición matemática de la deriva-

da, empleando métodos numéricos de aproximación, operando sobre una tabla de diferencias,⁴ desarrollando polinomios de Newton de la forma $(1 + \Delta)^n Y_0$, donde Δ es el operador diferencia ($\Delta Y_0 = Y_1 - Y_0$) (finita y hacia adelante), Y_0 es la imagen origen de operación, y "n" es el orden óptimo de la familia de polinomios que se van a emplear en la definición matemática de la derivada. Este método es aplicable en funciones con espaciamentos constantes en su dominio, que es precisamente la característica de la señal de entrada con la que trabajamos en la computadora, es decir, ésta se muestrea a una determinada frecuencia, lo que implica un periodo de muestreo (T), es decir, se toman muestras a tiempos equidistantes (h). Si además tomamos en cuenta que el proceso es finito, y por tanto, la señal de entrada que se va a procesar contiene "N" muestras, significa que el dominio de entrada queda definido por:

$$x_i = x_0 + ih \quad \text{con } i = 0, 1, 2, \dots, N-1$$

de donde: $i = \frac{x_i - x_0}{h}$ (1)

por otro lado, sabemos que la diferencia hacia adelante de orden "k" de Y está definida por:

$$\Delta^k Y_i = \Delta^{k-1} Y_{i+1} - \Delta^{k-1} Y_i$$

con $\begin{cases} k = 1, 2, \dots, n, n \leq N-1 \\ i = 0, 1, 2, \dots, N-1 \end{cases}$ (2)

Aquí hay que recordar que "n" es el orden óptimo del polinomio representativo de la señal que se va a reconstruir; se dice entonces que la secuencia de entrada puede modelarse por un polinomio de la forma descrita arriba si la tabla de diferencias hacia adelante converge a un valor con un cierto error de tolerancia predefinido. El polinomio correspondiente de orden "n" óptimo tendrá la siguiente forma al obtener la imagen Y_i :

$$Y_i = Y_0 + \binom{i}{1} \Delta Y_0 + \binom{i}{2} \Delta^2 Y_0 + \dots + \binom{i}{n} \Delta^n Y_0$$

con $i = \frac{x_i - x_0}{h}$ (3)

De la ecuación (1), si definimos el valor relativo inicial del dominio de operación $X_0 = 1$, y si normalizamos el período de muestreo igual a la unidad, entonces $h = 1$, tendremos que i se reduce a:

$$i = X_i - 1$$
 (4)

Siendo así, la expresión (3) queda de la siguiente manera:

$$Y_i = Y_0 + \binom{x_i - 1}{1} \Delta Y_0 + \binom{x_i - 1}{2} \Delta^2 Y_0 + \dots + \binom{x_i - 1}{n} \Delta^n Y_0$$
 (5)

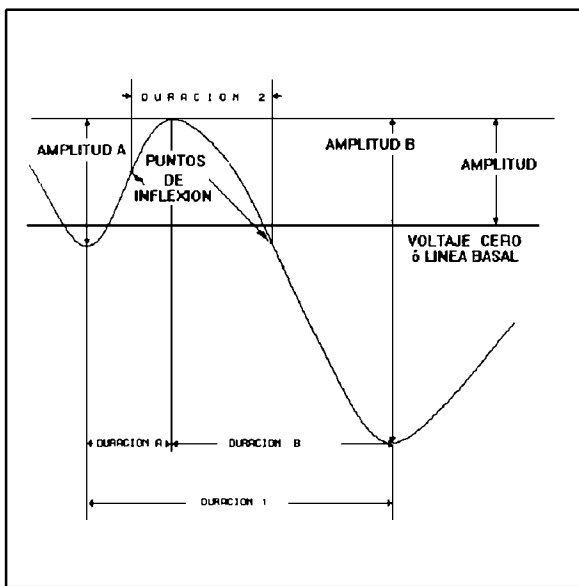


Figura 1. Onda EEG hipotética y parámetros relativos, referida por P[Y] Ktonas y cols.³

Por tanto, las combinaciones $\binom{n}{j}$ se simplifican a polinomios en "x" de orden "j" ($j = 1, 2, \dots, n$); y el desarrollo para cada una de ellas se expresa de la siguiente forma:

$$\binom{x_i - 1}{j} = \frac{(x_i - 1)(x_i - 2) \dots (x_i - j)}{j!}$$

$$\binom{x_i - 1}{j} = K_0 x_i^j + K_1 x_i^{j-1} + \dots + K_j x_i^0 \quad (j = 1, 2, 3, \dots, n) \quad (6)$$

De esta forma, el modelo de trabajo consta de un polinomio de diferencias de orden "n", donde cada término es a su vez otro polinomio de orden "j" en términos de "x" de dominio continuo y de la tabla de diferencias finitas de orden "n". Prosiguiendo de esta forma, si obtenemos las derivadas requeridas para cada término de las formas expresadas en la ecuación 6 hasta el orden óptimo "n", se calculan las expresiones necesarias para obtener tanto la interpolación como las funciones derivadas requeridas de la secuencia de la señal de entrada, cualesquiera que ésta sea, evaluando las expresiones así obtenidas.

Localización de la onda y ubicación de sus puntos clave. Para la segunda parte del proceso de cuantificación, una vez obtenidas las dos funciones derivadas del segmento que se va a analizar, es necesario detectar las formas de onda que cumplan con la propuesta en la figura 1, y localizar los valores próximos de los parámetros previamente definidos. Esto se logra realizando un recorrido secuencial sobre la señal ya interpolada, marcando los tiempos aproximados anteriores a cada punto que se tenga que localizar, de la siguiente forma:

a) Inicio de la onda. Realizando un recorrido por la señal primera derivada hasta localizar un "cero" correspon-

diente a un mínimo en la señal de entrada, aplicando el criterio de la segunda derivada.

- b) Ubicar el PI 1. Localizar el "máximo" próximo en la función primera derivada, realizando un recorrido sobre la señal segunda derivada.
- c) Ubicar el "pico" de la onda. Localizar el "cero" próximo sobre la señal primera derivada (máximo en la señal de entrada).
- d) Ubicar el PI 2. Localizar el "mínimo" próximo sobre la función primera derivada, realizando un recorrido sobre la señal segunda derivada.
- e) Fin de onda. Realizando un recorrido sobre la señal primera derivada hasta ubicar el "cero" próximo.

Cuantificación de los parámetros propuestos. Hasta aquí se ubican los tiempos anteriores aproximados de los puntos precisos que se tienen que cuantificar en cada etapa de la onda. La razón por la que éstos tiempos no son los precisos es obvia: los valores conocidos de la señal siguen obedeciendo a la característica de dominio discreto de la señal $[y = f(kT)]$; por tanto, para conocer los valores precisos de estos puntos es necesario emplear el método de interpolación adecuado a los requerimientos; por lo que para este paso se aplicó la ecuación de interpolación de Lagrange, válida para espacios no equidistantes en el dominio de la señal en estudio:

$$y = \sum_{i=0}^n \left[\prod_{\substack{j=0 \\ j \neq i}}^n \frac{(x - x_j)}{(x_i - x_j)} \right] \quad (7)$$

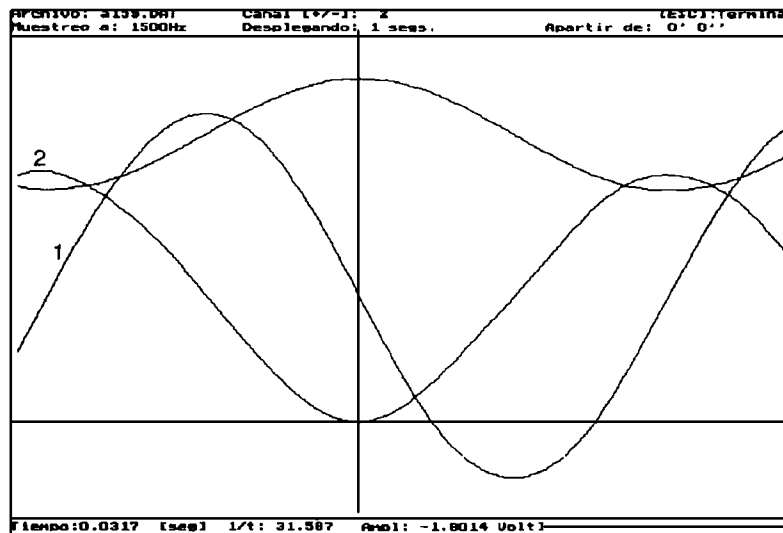


Figura 2. Señal senoidal ya interpolada y abajo sus funciones primera [1] y segunda [2] derivadas. La amplitud indicada abajo es de -1.8014 unidades.

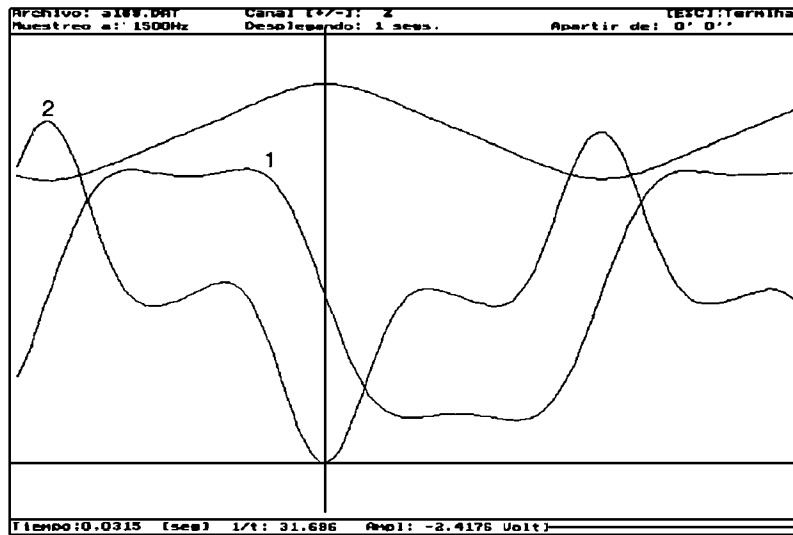


Figura 3. Salida obtenida para los mismos pasos de acondicionamiento aplicados a la señal triangular limitada en banda. La señal posee las mismas características de amplitud y frecuencia que la señal de la figura 2. La amplitud medida mediante el cursor horizontal en la pantalla indica un valor de 2.4176 unidades.

– Para evaluar esta ecuación se construyen tablas relativas en la vecindad de los puntos precisos con un tamaño de 6 puntos para cada caso. Estos valores se obtienen al sumar a los aproximados obtenidos previamente, la fracción calculada intermuestra. El procedimiento se realizó

de la siguiente forma:

– Para el cálculo de los cuatro tiempos marcados se obtuvieron las abscisas para cada ordenada "cero" de la función requerida según cada etapa de la onda, se efectúan interpolaciones directas.

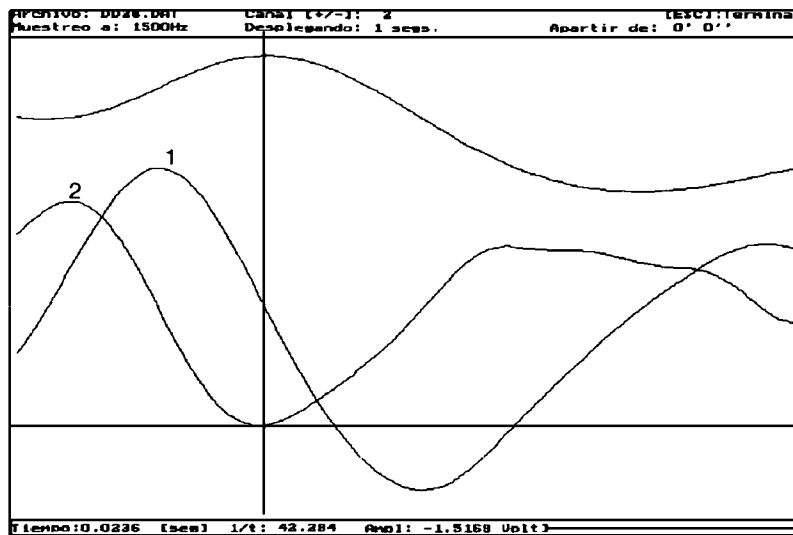


Figura 4. Mismo procedimiento aplicado a una de las espigas seleccionadas de uno de los registros a cuantificar. Se indica una agudeza de -1.5169 unidades.

Para el cálculo de las amplitudes requeridas, las máximas amplitudes de las primeras derivadas en el ascenso y descenso, así como la agudeza de la onda, se obtuvieron las ordenadas (amplitudes) para cada abcisa (tiempo), previamente calculada en el paso anterior, y según el punto a cuantificar se empleó la función correspondiente; para ello se aplicó la interpolación inversa de Lagrange a partir de la ecuación 7.

Resultados

El algoritmo implementado resultó ser un método "adaptativo" que permite, mediante el empleo de una familia de polinomios de bajo orden, reproducir la señal de entrada de una manera satisfactoriamente fiel, es decir, sin deterioro o distorsión respecto a la señal de entrada, en su reconstrucción, interpolación y obtención de sus primeras dos derivadas en el proceso de acondicionamiento de la señal. Este método tiene la ventaja de poder obtener cualesquiera de las funciones derivadas deseada directamente del modelo de trabajo, sin tener que obtener las anteriores a ella.

En los siguientes gráficos se muestran los resultados obtenidos con la implementación en esta parte del acondicionamiento de la señal.

Las figuras 2, 3 y 4 muestran tres segmentos de señal de una duración aproximada de 70 mseg cada una. En estas figuras se muestra la valoración de la parte inicial del algoritmo de cuantificación, es decir, se acondiciona

la señal al aplicarle los procedimientos de interpolación y derivación. Las figuras 2 y 3 corresponden a señales tomadas de un generador de funciones de una frecuencia de aproximadamente 15Hz, y la figura 4 corresponde a una espiga real tomada de uno de los registros en análisis; estas señales fueron digitalizadas a una tasa de muestreo de 250 muestras/segundo/canal empleando la tarjeta de conversión A/D ESPI1 previamente diseñada y construida en el laboratorio y el módulo para adquisición de señales ADQ8MC, y fueron interpoladas a un equivalente de 1.5 Kmuestras/segundo/canal (6 veces el muestreo original) empleando la familia de polinomios propuesta. Las funciones señaladas con números corresponden a la primera¹ y segunda² derivadas de la señal de entrada; la línea vertical es un cursor que se sitúa en el tiempo en el que se evalúa la agudeza de la onda, y en la parte inferior izquierda se indica el lapso de tiempo aproximado, medido directamente desde la pantalla de despliegue, desde el inicio de la onda hasta ese punto; mientras que las amplitudes mostradas indican el valor de la segunda derivada en ese instante de tiempo, medidas con el cursor horizontal. Las amplitudes están calibradas arbitrariamente para obtener un despliegue simultáneo de estas tres funciones con escalas dentro de los mismos rangos. El cruce de este cursor vertical con la función primera derivada¹ indica los valores "cero" para las dos funciones derivadas.

En estas figuras se muestra claramente cómo puede reconocerse la presencia de cada onda recurriendo a la localización de dos mínimos sucesivos trabajando sobre

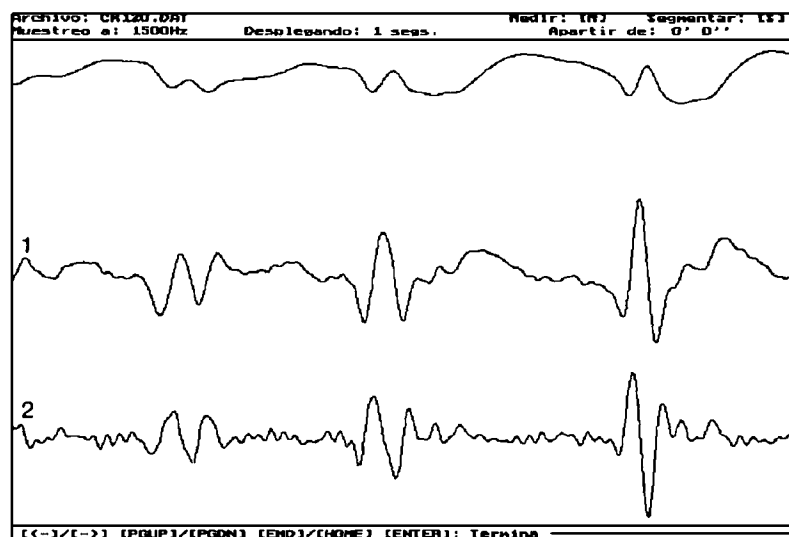


Figura 5. Segmento No. 1 de análisis, arriba la señal a procesar donde se observa la presencia de tres complejos punta-onda, abajo la primera {1} y segunda {2} derivadas.

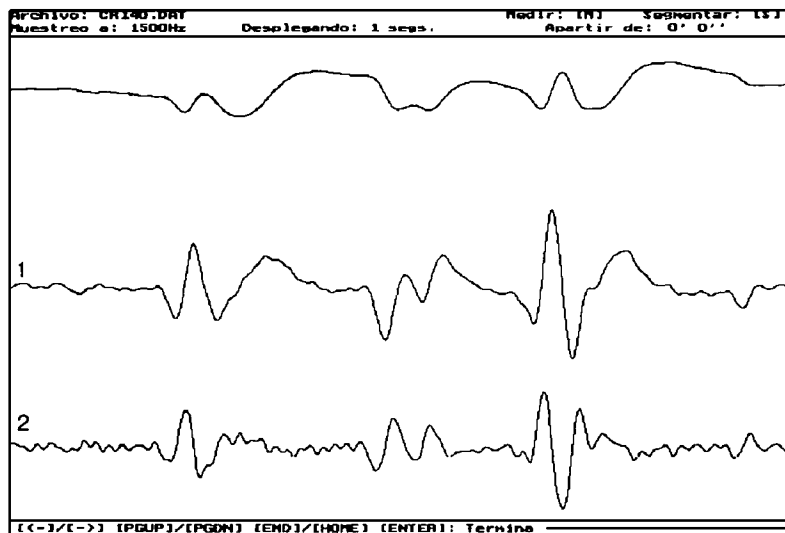


Figura 6. Segmento de análisis No. 2. Complejo punta-onda muy parecido al de la figura anterior.

la función primera derivada y aplicando el criterio de la segunda derivada, consecuentemente, se pueden determinar los puntos de inflexión de acuerdo con los tiempos en los que la primera derivada alcanza su máximo y mínimo, respectivamente, posteriores al inicio de la onda. De igual forma, el punto máximo de la onda puede ubicarse mediante la detección del "cero" en la primera derivada consecuente al máximo correspondiente al primer

punto de inflexión.

Haciendo una observación de los valores aproximados de amplitud medidos en las dos figuras anteriores, se puede corroborar que el valor absoluto de la segunda derivada evaluada en el punto máximo de la onda que se estudia, es un indicativo del grado de agudeza de esta última, ya que comparando los valores obtenidos de -1.5169 y de -2.4176 podemos afirmar que la señal de mayor agudeza

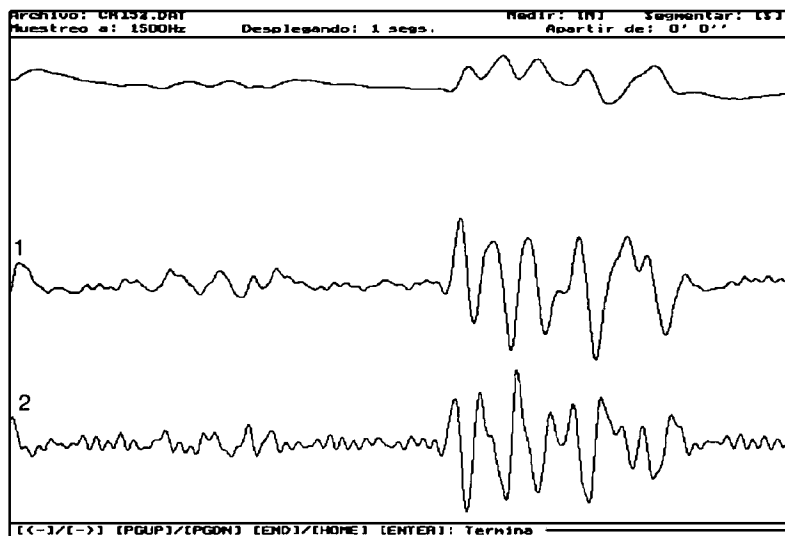


Figura 7. Segmento de análisis No. 3. Señal que contiene un complejo de polipuntas.

es la que corresponde al segundo valor, la señal triangular, que obviamente es una señal de agudeza claramente definida en sus puntos máximos.

Para ejemplificar los resultados obtenidos con el procedimiento de cuantificación, en las siguientes tres figuras se muestran las salidas obtenidas para 3 segmentos de análisis de registro EEG con una duración de 1 segundo cada uno. Estos segmentos contienen el complejo de punta-onda y polipuntas manifestadas cuando se presentaron las crisis de ausencia. Al igual que en las 3 figuras anteriores, se muestran las funciones correspondientes a las dos primeras derivadas, señaladas con números. Las escalas de las unidades en el despliegue siguen siendo arbitrarias por la razón ya mencionada.

Estos segmentos fueron cuantificados con base en la segunda parte del algoritmo descrito anteriormente. Para ello se efectuaron las operaciones de escalamiento en amplitud y la desnormalización en el tiempo, previo a la cuantificación, con el fin de que las magnitudes y unidades de los valores obtenidos a la salida de este proceso fueran apropiadas, es decir, se proporcionaron los diferentes tiempos en milisegundos [mseg], las amplitudes de voltajes en microvoltios [μ V], las amplitudes para la primera derivada en microvoltios por milisegundo [μ /mseg], y las amplitudes de la segunda derivada en microvoltios por segundos al cuadrado [μ /seg²].

En este ejemplo los criterios de selección para la discriminación de ondas estuvieron determinados por los pará-

metros más comunes asociados con las espigas o puntas. Así, se proporcionó al programa el intervalo de tiempo en el cual debía discriminar la duración de las ondas, esto es, de 28.5 a 80mseg. En el cuadro 1 se resumen los resultados proporcionados por la computadora en el procesamiento de estos tres segmentos de señal; en la última columna se indican los tiempos en los cuales se localiza cada onda, relativos a cada segmento.

Discusión

El algoritmo implementado proporciona con precisión parámetros con los cuales se comportan grafoelementos tales como las espigas, para este tipo de registros. De acuerdo con el cuadro 1 podemos observar que las espigas, aunque no presentan parámetros de amplitud muy determinantes para su discriminación, sí son la razón de cambio del voltaje respecto al tiempo y la agudeza de éstas; probablemente esto no sucede en todas las espigas, pero sí por lo menos en aquéllas que por inspección visual están bien definidas como tales.

Por otro lado, el error en los valores proporcionados por el algoritmo es del orden de los microsegundos en el tiempo, y del orden de fracciones de unidad en las amplitudes, máximas razones de ascenso y descenso y agudeza de la onda. Esto es posible gracias a la interpolación realizada en el proceso de acondicionamiento de la señal

CUADRO 1

Cuantificación de grafoelementos presentes en tres segmentos de análisis de registros electroencefalográficos

Durac. 1 [mseg]	Durac. 2 [mseg]	Durac. A [mseg]	Durac. B [mseg]	Ampl. A [μ V]	Ampl. B [μ V]	Amplitud [μ V]	M_D_Asc [μ V/mseg]	M_D_Desc [μ V/mseg]	Agudeza [μ V/mseg ²]	Tipo de Onda	Ubicación [mseg]
Segmento de Análisis No. 1											
42.2545	21.8175	19.7043	22.5502	25.6155	39.4121	18.349	2.064397	-2.91901	-0.217674	Espiga	241.2416
75.0644	24.4199	25.2381	49.8263	70.2363	82.6706	30.8192	4.251923	-4.59136	-0.405875	Espiga	484.2841
61.5285	19.4974	20.9619	40.5666	97.8362	126.979	43.1276	7.504949	-6.8333	-0.803027	Espiga	797.068
Segmento de Análisis No. 2											
65.995	27.9027	23.6894	42.3056	59.9033	76.0675	30.3665	4.278902	-3.34276	-0.215307	Espiga	269.1906
36.5836	20.6136	18.1859	18.3977	14.1297	17.4958	9.66573	1.204394	-1.5295	-0.126884	Espiga	526.7298
65.5719	24.6422	25.2782	40.2937	119.931	120.292	53.4885	7.697512	-7.03284	-0.613243	Espiga	698.7493
Segmento de Análisis No. 3											
49.852	32.4964	23.1049	26.7475	4.63681	12.6988	6.41498	0.434467	-0.79845	-0.055643	Onda	179.3195
57.0869	35.9269	30.9693	26.1176	23.0728	14.5118	7.60621	1.332291	-1.19402	-0.055077	Onda	229.1719
48.1153	27.8649	24.6138	23.5015	17.9413	22.6551	14.6507	1.27129	-1.41526	-0.123066	Onda	286.2587
77.8066	46.9742	43.5749	34.2317	25.2522	13.022	4.32576	1.444988	-0.55911	-0.042386	Onda	357.9422
37.8851	16.798	22.4969	15.3882	84.4542	40.1073	19.3781	6.421486	-4.09768	-0.651163	Espiga	580.6179
46.833	22.0175	27.1839	19.6491	77.5733	79.313	42.1522	4.130398	-6.82379	-0.442673	Espiga	618.5031
62.5544	21.3102	22.3669	40.1875	67.7282	89.3796	33.4836	4.426389	-5.1833	-0.483038	Espiga	665.3361
46.8254	20.9202	19.7687	27.0568	53.5017	116.374	53.7569	4.502512	-7.72957	-0.524918	Espiga	727.8905
58.0835	24.1593	12.9619	45.1216	6.77763	21.8985	7.01099	0.857073	-0.80886	-0.080188	Onda	861.4042

Notas:

- M_D_Asc: Se Refiere a la Máxima Amplitud de la Primera Derivada Durante el Ascenso de la Onda.
- M_D_Desc: Se Refiere a la Máxima Amplitud de la Primera Derivada Durante el Descenso de la Onda.
- Ubicación: Indica el Instante de Tiempo en el que Inicia la Onda con Referencia al Principio del Segmento.
- Onda: Hace Referencia a Cualquier Grafoelemento no Considerado como Espiga.

y las interpolaciones de Lagrange, efectuadas durante el proceso de cuantificación.

Por último, debido a la gran variabilidad que presenta la actividad del EEG, coincidimos con otros autores^{4,5} en que si para realizar una cuantificación confiable de ondas en cualquiera de los diferentes tipos conocidos: ondas agudas, espigas, complejos punta-onda, etc., se considera un número de parámetros como los aquí empleados, las definiciones deben hacer referencia a un mayor número de características de éstos.

Conclusiones

De acuerdo con los resultados obtenidos durante las pruebas efectuadas, podemos afirmar que el algoritmo implementado constituye una opción aceptable para cuantificar de manera automática y objetiva eventos asociados a la epilepsia como las espigas o puntas. Esto nos proporciona una puerta a diferentes estudios relacionados con definiciones más específicas y objetivas de tales eventos, así como su caracterización, y la detección automática de los mismos. De igual forma, los resultados que se obtengan del análisis de una muestra adecuada de registros empleando este algoritmo, nos permitirán conocer con mayor certeza los parámetros con los cuales puede ser calibrado el aparato electrónico de detección.

Agradecimientos

Queremos agradecer al personal del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía por la colaboración, facilidades y asesoría clínica

ca que desinteresadamente nos han proporcionado; sus instalaciones y equipo, así como la búsqueda y registro de pacientes con síndrome de ausencias; en especial al Dr. Sergio Córdova López, Jefe de la Clínica de Epilepsias; al Dr. Jaime Ramos Peek, Jefe del Departamento de Electrofisiología Clínica; al Dr. Raúl Alvarado Calvillo, Jefe del Laboratorio de Fisiología de la Formación Reticular y al Dr. José María Calvo Otálora, Investigador de la División de Investigaciones en Neurociencias del Instituto Mexicano de Psiquiatría.

Referencias

1. ZAPATA FA, MONCADA JC, GAONA GA, AGUILLON PM: Sistema para la detección y procesamiento de señales EEG tipo onda-espiga. Reseña de la VI Reunión de Investigación. *Anales Instituto Mexicano de Psiquiatría*, 2:114-124, 1991.
2. ZAPATA FA, PORTUGAL AI, RIVAS ML, GAONA GA: Convertidor analógico digital para ser utilizado en el análisis de las espigas epilépticas a fin de obtener los datos y parámetros que permitan valorar el diseño del detector de espigas. Reseña de la VII Reunión de Investigación. *Anales Instituto Mexicano de Psiquiatría*, 3:173-182, 1992.
3. KTONAS PY, LUOH WM, KEJARIWAL ML, REILLY EL, SEWARD MA: Computer-aided quantification of EEG spike and sharp wave characteristics. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 51:237-243, 1981.
4. ALKIS CONSTANTINIDES: Applied Numerical Methods With Personal Computers, Mc Graw-Hill (ed) International Editions, 275-307, 1987.
5. GASTONE GC, RONG-CHI CH: Parameters of spikes in human epilepsy. *Diseases of the Nervous System*, 37(5):277-281, 1976.
6. COMMISSION ON CLASSIFICATION AND TERMINOLOGY OF THE INTERNATIONAL LEAGUE AGAINST EPILEPSY: Proposal for clinical and electroencephalographic classification of epileptic seizures. *Epilepsia*, 22:489-501, 1981.