

APLICACIÓN DEL CÁLCULO DE LA ENTROPÍA PARA EL ESTUDIO DE REGISTROS ELECTROENCEFALOGRÁFICOS

¹González Javier, ²Granados Carlos, ³López Hernán, ⁴Torres Iván

Resumen Los registros electroencefalográficos (EEG) son señales de tipo electrofisiológicas caracterizadas por su alto grado de aleatoriedad y bajos niveles de amplitud. Por su gran complejidad necesitan ser analizadas mediante la utilización de técnicas no lineales, como es el caso del cálculo de la entropía. La importancia del tratamiento de este tipo de señales, radica en que debido a sus características, son susceptibles a las interferencias producidas por agentes externos como otros equipos alrededor e internos como los movimientos musculares. Esta propuesta de trabajo se enfoca en el uso del cálculo de la entropía aproximada, para caracterizar regularidad de registros EEG. Los algoritmos implementados están basados en el planteamiento matemático realizado por Steven Pincus (Pincus, 1991) referentes a la entropía aproximada, Joshua S. Richman and J. Randall Moorman (Moorman, 2000) referentes a entropía muestral y en los algoritmos desarrollados por George B. Moody (Moody, 2001).

Palabras Claves. Señales EEG, entropía, patologías.

Abstrat. The electroencephalographic records (EEG) are electrophysiological signal with high randomness properties and low amplitude. The EEG needs nonlinear techniques for its analysis because it is a complex time series. In this paper the calculation of the entropy is very important to characterize the EEG.

Key words. EEG signals, Entropy, pathologies.

Recibido: Junio, 2010

Aceptado: Agosto, 2010

1. INTRODUCCIÓN

Dentro del gran grupo de las señales electrofisiológicas, existen los registros electroencefalográficos (EEG), que ha exigido múltiples estrategias matemáticas para extraer información con un alto grado de utilidad e importancia en el campo médico [1]. El EEG es un examen que registra la actividad eléctrica del cerebro y proporciona una aproximación de la actividad de las ondas emitidas por las células nerviosas en la corteza del cerebro. El EEG se compone principalmente de un grupo de ondas clasificadas por su rango en el dominio de la frecuencia, empezando por las ondas tipo Delta que comprenden el rango entre 0 y 4 Hz, seguidamente se tienen las ondas tipo Theta (4 – 8 Hz), las ondas tipo Alpha (8 – 12 Hz), ondas Beta (14 – 30 Hz) y las ondas Gamma (3 – 8 Hz). La adquisición del EEG consta de 4 etapas principales, la primera de ellas es la adquisición de la señal mediante el posicionamiento de electrodos según el estándar internacional 10-20 y se clasifican de acuerdo a la tarea o condiciones experimentales para las que se emplearan, por ejemplo pueden ser

electrodos de superficie, de aguja o de profundidad. Por lo general esos registros poseen una amplitud en el rango 10 - 45 μ v. Para obtener una serie de tiempo de los registros EEG, se realiza un proceso de discretización con frecuencias de muestreo de 200Hz y 250 muestras por segundo. Como estrategia utilizada en los trabajos más actuales sobre el análisis del EEG, se cuenta con los métodos de análisis no lineal de series de tiempo [2]. También se ha citado en la literatura la Transformada de Fourier, mediante la cual se estudia la distribución de frecuencias en la señal EEG [3]. La Transformada Wavelet, empleada para la clasificación automática de patrones y análisis de energía en las diferentes bandas de frecuencia del EEG [4]. El Filtro Kalman, para la eliminación de señales de artefactos [5]. El análisis de componentes independientes, para la separación de señales estadísticamente independientes y el filtrado de artefactos [6].

Para fines del desarrollo de este trabajo se ha utilizado el cálculo de la entropía aproximada, que refleja la probabilidad de la existencia de patrones no precedidos por otros similares dentro de una serie analizada y asigna valores mayores a secuencias más irregulares [7]. En el caso del EEG se cuantifica la predicción de valores de amplitud sucesivos basándose en el conocimiento de algunos valores de amplitud previos. Por lo tanto una secuencia de datos que contenga gran cantidad de patrones repetitivos, tendrá una entropía aproximada pequeña, mientras que una secuencia de datos más irregular tendrá una entropía aproximada mayor. Pincus la definió como la correlación entera en cada punto dentro de la muestra [8]. El valor de la entropía (ApEn)

¹ González Barajas Javier, Docente Facultad de Ing. Electrónica. Universidad Santo Tomás. Cra 9 N° 51-15. Bogotá – Colombia.

(e-mail: javiere_gonzalez@yahoo.com.mx).

² Granados Guevara Carlos A., Ingeniero Electrónico. Universidad Santo Tomás. Cra 9 N° 51-15. Bogotá. Colombia. (e-mail: andres102@hotmail.com).

³ Lopez Católico Hernan Camilo. Médico Cirujano. Coordinador Médico Servicio de Neurofisiología. Liga Central Contra la Epilepsia.

(e-mail: hernancamilolopez@hotmail.com)

⁴ Torres Rincón Iván. Ingeniero Electrónico. Universidad Santo Tomás. Cra 9 N° 51-15. Bogotá. Colombia.

(e-mail: ibamsho@msn.com).

aproximada depende de tres parámetros la longitud del patrón (observaciones sucesivas) m , el criterio de similitud r y el número de puntos de la serie N . Matemáticamente definida en (1) y (2).

$$ApEn(m, r, N) = \Phi^m(r) - \Phi^{m+1}(r) \text{ con } r \geq 1 \quad (1)$$

$$\phi^m(r) = \frac{1}{N - m + 1} \sum_{i=1}^{N-m+1} \log C_i^m(r) \quad (2)$$

Debido a que la entropía aproximada es una medida susceptible a la cantidad de datos que componen la señal analizada y que adicionalmente durante la comparación tiene en cuenta el mismo patrón que se está buscando, se ha optado por trabajar también con la entropía muestral. Ésta es una modificación al planteamiento de Pincus [8] hecha por Richman - Moorman [9]. Matemáticamente definida en (3) y (4).

$$SampEn(m, r, N) = -\ln \left(\frac{A^m(r)}{B^m(r)} \right) \quad (3)$$

$$B^m(r) = \frac{1}{N - m - 1} \sum_{i=1}^{N-m} B_i^m(r) \quad (4)$$

$$A^m(r) = \frac{1}{N - m} \sum_{i=1}^{N-m} A_i^m(r) \quad (5)$$

Donde B^m corresponde a la cantidad de coincidencias por patrón y A^m corresponde a la cantidad de patrones coincidentes.

2. MATERIALES Y MÉTODOS

Para el desarrollo de este proyecto fueron utilizados registros EEG tomados de la base de datos de la Fundación Liga Central Contra la Epilepsia (LICCE), correspondientes a pacientes con anomalías primarias generalizadas. Registros que fueron analizados de acuerdo a las descargas presentes. Los algoritmos fueron desarrollados en Matlab. El algoritmo implementado carga en la memoria la señal EEG, que se encuentra en un archivo de cabecera dispuesto como un vector (S_n), el cual se segmenta en series de tiempo de longitud m y se genera la matriz (P_m). Cada serie será un patrón que se desea hallar a lo largo de la señal. A continuación en (6) se muestra la manera como se realiza la segmentación de S_n .

$$S_n = \{1, 2, 3, 4, 5, \dots, N\}$$

$$P_m = \begin{bmatrix} 1 & 2 & \dots & m \\ 2 & 3 & \dots & m+1 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ N - m + 1 & N - m + 2 & \dots & N \end{bmatrix} \quad (6)$$

Luego cada una de estas series de tiempo es comparada con las demás y si la diferencia entre cada uno de sus respectivos elementos es menor que r se cuenta como una coincidencia, almacenando el total de coincidencias en una variable. Este proceso se repite para $m+1$, es decir, aumentando el número de elementos de las series de tiempo a $m+1$. En seguida se promedian la cantidad de coincidencias por patrón para m y $m+1$ y la cantidad de patrones coincidentes por señal. Finalmente se obtiene el valor de entropía como el logaritmo del cociente entre ambos valores.

3. RESULTADOS

Los algoritmos de entropía muestral y aproximada que fueron desarrollados, se implementaron en MATLAB para realizar pruebas con diferentes tipos de señales; esto con el fin de evidenciar las variaciones de los valores de entropía en señales con topologías diferentes. En primer lugar se tomó una función seno a la que se le calculó la entropía aproximada para tener un valor base sobre el cual haríamos las observaciones. En seguida, a esta señal se le sumó una señal de ruido determinístico y luego otra de ruido aleatorio y se les calculó la entropía aproximada. En la figura 1 se presentan las señales utilizadas y en tabla I, se muestran los valores de entropía obtenidos de las tres señales.

FIGURA 1
Aplicación del cálculo de la entropía para el estudio de registros electroencefalográficos
Señales de Prueba

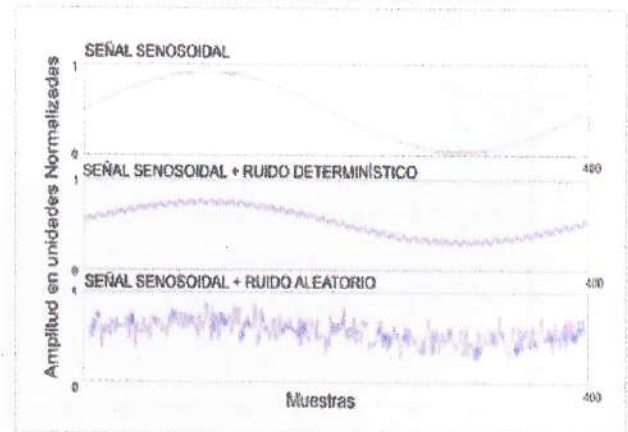


TABLA I
Aplicación del cálculo de la entropía para el estudio de registros electroencefalográficos
Valores de entropía para las señales de prueba

Tipo de señal	Valor de entropía aproximada
Función seno	0.0428
Función seno con ruido determinístico	0.0611
Función seno con ruido aleatorio	1.0970

La señal con ruido determinístico, muestra una elevación en su valor de entropía respecto a la señal original debido a que aumenta su complejidad, sin embargo este valor no aumenta considerablemente como en la tercera señal, debido a que mantiene cierta periodicidad en sus valores. El valor de entropía de la señal con ruido aleatorio aumenta ampliamente debido a que se pierde la periodicidad de la señal y por tanto aumenta su complejidad, es decir que tiende a ser una señal caótica. Una de las características de la entropía aproximada, es ser altamente dependiente de la cantidad de datos analizados, por lo que se convierte en una medida poco precisa, haciendo necesario una estimación de la cantidad de datos que se deben tener en cuenta al momento de calcular la entropía. Para mostrar esto, se compara el valor de entropía aproximada obtenido para la función seno formada por una cantidad N de datos y la misma función formada por $2N$ datos; esto equivale a una misma función muestreada con dos frecuencias diferentes. La figura 2 muestra las funciones utilizadas y la tabla II muestra los valores de entropía obtenidos.

FIGURA 2
Aplicación del cálculo de la entropía para el estudio de registros electroencefalográficos
Función de seno muestreada con dos frecuencias diferentes, la inferior con el doble de frecuencia que la superior

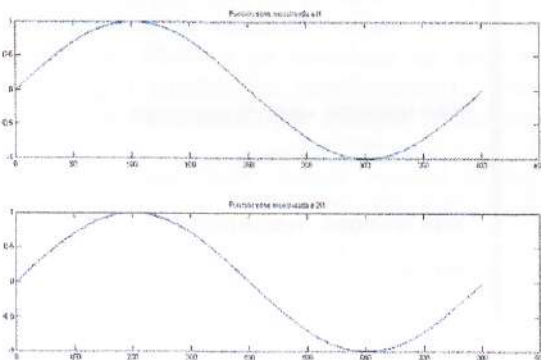


TABLA II
Aplicación del cálculo de la entropía para el estudio de registros electroencefalográficos
Valor de entropía aproximada una señal muestreada con dos frecuencias diferentes, f_1 y $2f_1$ respectivamente

Número de datos	Valor entropía aproximada
400	0,0207
800	0,0102

Las dos señales tienen la misma forma, pero el número de datos varió en la segunda dos veces más que en la primera. Los valores de entropía variaron igualmente, pero de manera inversa, es decir, con el doble de datos tomados, la entropía disminuye a la mitad. Para evitar el inconveniente de tener dentro de los parámetros de entropía el número de datos, se ha utilizado la entropía muestral; en la que su valor es menos sensible a la longitud de la señal analizada, pues la manera como se hace la comparación de los patrones en el algoritmo cambia al no tener en cuenta dentro de las coincidencias el mismo valor que se está evaluando. Esto a su vez implica que el valor de entropía aumenta respecto al valor obtenido con la entropía aproximada. En la tabla III, se presentan los valores de entropía aproximada y muestral, junto con la variación entre ellos, obtenidos para las señales de la figura 1.

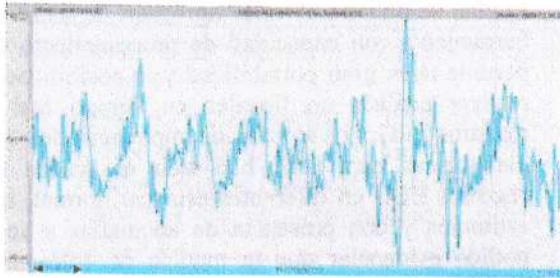
TABLA III
Aplicación del cálculo de la entropía para el estudio de registros electroencefalográficos
Valores de entropía muestral y aproximada y variación entre los dos tipos de entropía

Tipo de señal	Valor de entropía aproximada	Valor de entropía muestral	Variación valor entropía
Función seno	0.0428	0.0436	0.0008
Función seno con ruido determinístico	0.6111	0.7086	0.0975
Función seno con ruido aleatorio	1.0970	2.4345	1.3375

El aumento en el valor de entropía de las señales, se debe a que el número de patrones coincidentes en las señales es mucho menor y por tanto se entiende que las señales tienden a ser más caóticas, perdiendo la periodicidad que tenían debido a la señal original (función seno). Luego de mostrar la incidencia que tiene el tipo de señal y su frecuencia de muestreo en el valor de entropía, se calcula el valor de entropía para una señal EEG bipolar. Los EEG utilizados tienen una duración de 30 minutos

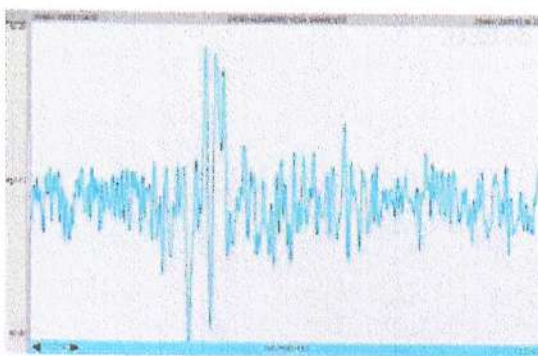
y 30 segundos y fueron muestreados con una frecuencia de 200Hz, por lo tanto son registros muy largos que deben ser tomados en segmentos más cortos de tiempo llamados ventanas; en este caso cada ventana contiene 5 segundos de señal, lo que equivale a 366 ventanas en total. Cada EEG está conformado por 19 canales, de los cuales se tomaron únicamente dos, seleccionados por la mayor incidencia de las descargas en su comportamiento. A continuación se presentan tres periodos de tiempo de un registro EEG en tres momentos diferentes; La figura 3 muestra un intervalo normal de la señal EEG donde no se evidencian descargas.

FIGURA 3
Aplicación del cálculo de la entropía para el estudio de registros electroencefalográficos
Intervalo de señal normal



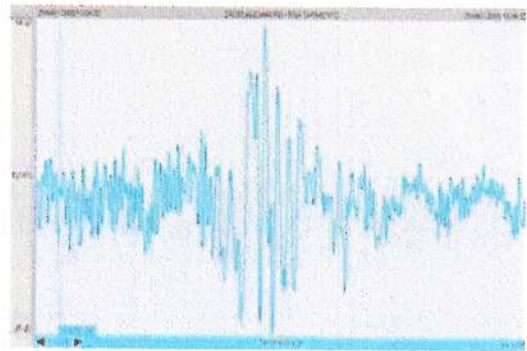
la figura 4 muestra una alteración en la actividad cerebral debido a fotoestimulación. En este caso el paciente recibe estimulación provocada por diversas fuentes de luz

FIGURA 4
Aplicación del cálculo de la entropía para el estudio de registros electroencefalográficos
Intervalo de señal con descarga debida a fotoestimulación en canal



La figura 5 muestra una alteración debida a somnolencia, ya que en muchos casos los registros se toman en periodos de 24 horas consecutivas y se evalúa el comportamiento del paciente durante el ciclo Mañana - noche.

FIGURA 5
Aplicación del cálculo de la entropía para el estudio de registros electroencefalográficos
Intervalo de señal con descarga debida a somnolencia en canal Fp1-F3



La figura 6 muestra un intervalo normal del registro, la figura 7 muestra la descarga por fotoestimulación y la figura 8 muestra la descarga debido a somnolencia.

FIGURA 6
Aplicación del cálculo de la entropía para el estudio de registros electroencefalográficos
Intervalo de señal normal en canal F3-C3

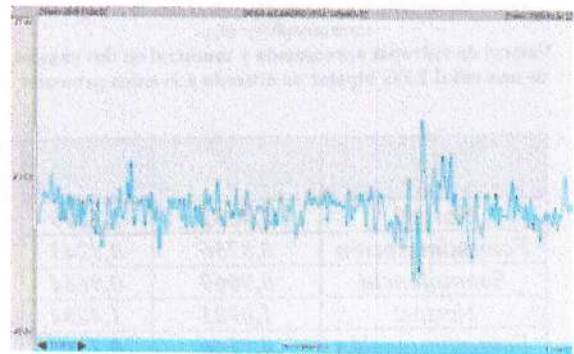


FIGURA 7
Aplicación del cálculo de la entropía para el estudio de registros electroencefalográficos
Intervalo de señal normal con descarga debida a fotoestimulación en canal F3-C3

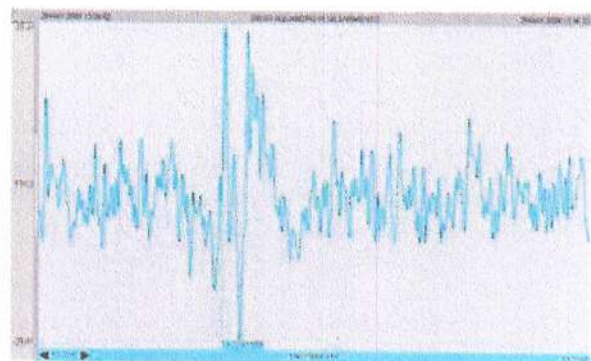
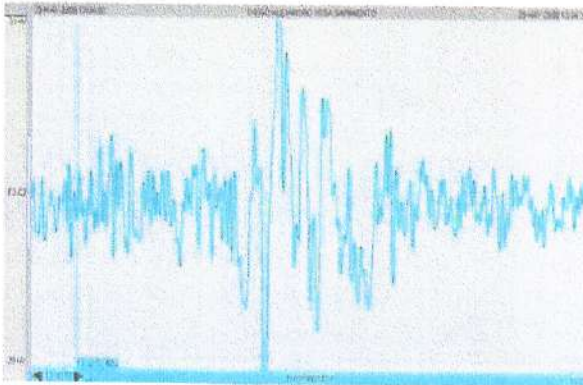


FIGURA 8
Aplicación del cálculo de la entropía para el estudio de registros electroencefalográficos
Intervalo de señal con descarga debida a somnolencia en canal F3-C3



Se calculó el valor de entropía para las ventanas de tiempo mostradas arriba. La tabla IV contiene los valores de entropía para cada intervalo de señal por canal, la ventana de tiempo que corresponde a la señal analizada y el tipo de activación que produjo la descarga.

TABLA IV
Aplicación del cálculo de la entropía para el estudio de registros electroencefalográficos
Valores de entropía aproximada y muestral en dos canales de una señal EEG bipolar de acuerdo a eventos presentes

Activación	Entropía Aproximada	Entropía Muestral
Normal	1,0232	1,1290
Fotoestimulación	0,8756	0,9243
Somnolencia	0,9069	0,9684
Normal	1,0985	1,4294
Fotoestimulación	0,7146	0,7340
Somnolencia	0,7124	0,7318

Al revisar los valores de entropía se aprecia que estos disminuyen cuando se presentan anomalías

en la actividad cerebral, esto se debe a que la señal tiende a ordenarse durante este tipo de comportamiento anormal.

4. CONCLUSIONES

A través del desarrollo de este trabajo se ha contado en primera instancia con el estudio e implementación de las técnicas para el cálculo de la entropía aproximada y la entropía muestral. Por medio de las simulaciones previas realizadas con señales sinusoidales puras se ha podido evidenciar la sensibilidad de esta medida ante el aumento de la complejidad de series de tiempo. Al poder contar con el dominio de los algoritmos se ha tenido la oportunidad de poderlos implementar en una plataforma basada en un procesador digital de señales DSP del fabricante Texas Instruments, con lo cual se obtiene el valor agregado de tener una herramienta con capacidad de procesamiento que permite tener gran portabilidad y la posibilidad de realizar análisis no lineales en tiempo real de registros EEG. Los algoritmos implementados en la plataformas para DSP han sido ensayados con registros EEG en diferentes estados: normal, bajo estímulos y con presencia de anomalías y se ha podido evidenciar que la medida de entropía es sensible para los las disminuciones de complejidad que sufre el EEG.

5. AGRADECIMIENTOS

Los resultados logrados en este trabajo han sido logrados gracias a la colaboración del cuerpo medico de la Liga Central Contra la Epilepsia de la ciudad de Bogota, DC. Colombia y especialmente a la dedicación del Medico cirujano Hernán Camilo López que coordino el manejo de las bases de datos de EEG.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS Y ELECTRÓNICAS

- [1]. **THAKOR, N. V.; TONG, S.** (2004). "Advances in quantitative electroencephalogram analysis methods", *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, 6:453-495.
- [2]. **H. KANTZ AND T. SCHREIBER.** (2005). "Nonlinear Time Series Analysis", Cambridge: Cambridge.
- [3]. **BRISMAR T.** (2007). "The human EEG - Physiological and clinical studies". *Physiol Behav*, doi: 10.1016/j.physbeh.2007.05.047.
- [4]. **O. A. ROSSO ET AL.** (2001). "Wavelet entropy: a new tool for analysis of short duration brain electrical signals". *Journal of Neuroscience Methods* (105), pp 65-75.
- [5]. **JOSÉ L. GUTIERREZ, GUSTAVO F. NEER Y LAURA R. DE VIÑAS.** (2005). "Diagnóstico de Epilepsia a Distancia: una aplicación de la telemedicina". Buenos Aires: s.n.
- [6]. **A. DELORME, T. SEJNOWSKI AND S. MAKEIG.** (2007). "Enhanced detection of artifacts in EEG data using higher-order statistics and independent component analysis", *Neuroimage* 34, pp 1443-1449.
- [7]. **DANIEL ABÁSULO BAZ ET AL.** (2006). "Análisis no lineal de la señal electroencefalográfica (EEG) para la ayuda en el diagnóstico de la enfermedad de Alzheimer", Madrid: s.n.
- [8]. **S. M. PINCUS AND A. L. GOLDBERGER.** (1994). "Physiological time series analysis: what does regularity quantify?", *Amer. J. Physiol.*, vol. 66, pp. H1643-H1656.
- [9]. **JOSHUA S. RICHMAN AND J. RANDALL MOORMAN.** (2000). "Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy", *Am J Physiol Heart Circ Physiol*", vol 278, pp H2039-H2049.