



Nueva metodología para detectar cuadros estables portadores de información en señales electroencefalográficas

Yusely Ruiz Gonzalez & Eduardo Gonzalez Moreira

RESUMEN / ABSTRACT

Se propone que las funciones cognitivas complejas son organizadas a nivel global en el cerebro y que ocurren debido a la actividad sincronizada de las diferentes áreas de la corteza. Un "cuadro" es un segmento temporal de EEG definido por una portadora de frecuencia que ocupa un espacio en el dominio espacial en el cual las oscilaciones están sincronizadas. Existen resultados experimentales que sustentan que los cuadros poseen un patrón estable modulado en amplitud. El ajuste de conos a las estructuras de fase de la señal cerebral es la metodología usualmente utilizada para detectarlos. Debido a que él es una herramienta que consume mucho tiempo, un nuevo método más rápido para detectar cuadros estables es desarrollado. Ambos métodos son comparados demostrando su coincidencia temporal y que al usar los cuadros detectados por el nuevo método como marcadores temporales del surgimiento de los patrones los niveles de clasificación son mejores.

Palabras claves: cuadro estable, transiciones de fase, patrón de amplitud

Experimental evidence proposes that complex cognitive functions and behavioral acts are arranged at global levels in the brain and they come up from synchronized operation of localized brain areas. Within this synchronized spatial domain (frame), the content of the subjective percept is encoded as a spatial pattern of amplitude. Stable frames have been study using cone fitting to the phase structure obtained by Hilbert transform. Due to cone fitting is a high time consuming tool a new method, simple and quick, to detect stable frames is presented. Comparison of both methods are carried out showing a high level of coincidence, in time, of the frames detected by the cone fitting method and the new method, also patterns can be clearly distinguishable using the new method

Key words: *stable frame, phase transition, amplitude pattern*

Título en Inglés *A new approach to detect stable frames carrying information on EEG signals*

INTRODUCCION

El cerebro es un sistema complejo, integrado por una gran variedad de bloques funcionales conectados a numerosos niveles. Actualmente existe evidencia de que la dinámica del cerebro es auto-organizada y de escala libre [1-4]. Hipotéticamente el cerebro opera dinámicamente a través de diferentes regímenes de múltiples estados estables, inestables, meta-estable y transiciones entre ellos, gracias a los cuales se produce el amplio rango de comportamiento de los seres vivos [5-7].

Estudios experimentales de la actividad cerebral han brindado un candidato para el "código" neural usado por el cerebro. Dicho "código" consiste en ráfagas de actividad oscilatoria, en el rango de frecuencias correspondiente a las bandas beta o gamma, caracterizada por la sincronía de fase sobre grandes áreas de la corteza cerebral y por patrones modulados en amplitud que aparecen y desaparecen en una envolvente de tiempo [4, 8, 9]. Un "cuadro" es un segmento temporal de actividad cerebral definido por una portadora de frecuencia constante; ella ocupa un espacio en el dominio espacial en el cual las oscilaciones están sincronizadas.

Hasta nuestros días existen algunas confirmaciones experimentales para sustentar la idea de que la formación secuencial de los cuadros comienza con un cambio súbito en la actividad cortical, la cual es llamada transición de estado. Cada transición comienza con cambio abrupto en la fase, seguido de la sincronización de la actividad cerebral a una nueva frecuencia y que posee un patrón espacial modulado en amplitud y otro modulado en fase [4, 10-12].

Enfoques como las transformadas de Fourier y Hilbert han sido utilizados por el profesor Freeman y sus colegas para detectar patrones de actividad cerebral en electrocortigramas (ECoG) y electroencefalogramas (EEG) [4, 9, 13, 14]. Usualmente los patrones de amplitud son estudiados mediante los cambios en la amplitud analítica y los patrones de fase mediante ajuste de conos a las estructuras de fase que surgen en la fase analítica. El objetivo es detectar los cuadros estables portadores de patrones de amplitud [4, 10, 15, 16].

Debido a que el ajuste de conos es una herramienta que consume mucho tiempo de procesamiento en este trabajo un nuevo método simple y más rápido para detectar cuadros estables es expuesto. Una nueva técnica para estimar el gradiente de los cuadros es desarrollada para evitar el uso del ajuste de conos. Finalmente ambos métodos para detectar cuadros estables son comparados demostrando su coincidencia temporal y que al usar los cuadros detectados por el nuevo método como marcadores temporales del surgimiento de los patrones los niveles de clasificación son más elevados.

MATERIALES Y METODOS

Los datos utilizados en este trabajo fueron grabados en Laboratorio Clínico, Neurofisiológico y de EEG del hospital de Harborview, Universidad de Washington, Seattle. Durante las grabaciones se utilizó un arreglo de electrodos (8X8) de alta densidad, implantado en la corteza cerebral (lóbulo temporal derecho), distancia entre electrodos 1.25 mm y frecuencia de muestreo 200 Hz. Las grabaciones se realizaron en una paciente epiléptica, candidata a cirugía cerebral para el tratamiento de la enfermedad, quien dio su consentimiento previo para los experimentos. La señal fue grabada con el sujeto durmiendo, despierto y descansando, despierto y nombrando objetos y durante un ataque epiléptico [13, 14].

Segmentos de señal de 1 minuto de duración en cada uno de los estados fueron seleccionados para comparar el método de ajuste de conos y el nuevo método en cuanto a coincidencia temporal de los cuadros detectados por ambos métodos. Tres minutos de señal, libre de ruido y artefactos, con el sujeto nombrando objetos, descansando y durmiendo fueron seleccionados para la clasificación.

Uso de la transformada de Hilbert

La transformada de Hilbert (1), donde $v_j(t)$ es la parte real y $u_j(t)$ la parte imaginaria de la transformada, permite estudiar los cambios en la señal con una resolución tan baja como el intervalo de muestreo. Con el uso de la transformada de Hilbert las ondas cerebrales se descomponen en la amplitud analítica, $A(t)$ (2), y la fase analítica, $\phi(t)$ (3). La fase analítica posee discontinuidades en cada punto que la señal de ECoG cruza por cero. Estas discontinuidades son eliminadas añadiendo π radianes en cada discontinuidad y obteniéndose una señal similar a una rampa [11].

$$V_j(t) = v_j(t) + iu_j(t) \quad (1)$$

$$A_j(t) = \sqrt{v_j^2(t) + u_j^2(t)} \quad (2)$$

$$\phi_j(t) = a \tan \left(\frac{u_j(t)}{v_j(t)} \right) \quad (3)$$

La frecuencia analítica es calculada mediante la diferencia en los cambios en la fase entre una muestra temporal y la siguiente, en radianes, divididos por el intervalo de muestreo, en segundos, y 2π . Ambas señales, la amplitud y la frecuencia analítica, pueden variar de una muestra a la siguiente permitiendo una resolución temporal mayor que la transformada de Fourier para estudiar las señales cerebrales

Previamente a la aplicación de la transformada de Hilbert la señal de ECoG fue filtrada en el dominio espacial utilizando un filtro con una frecuencia de corte de 0.2 c/mm, normalizada a desviación estándar unitaria y valor medio cero y filtrada en el dominio temporal para seleccionar las frecuencias entre 12 y 30 Hz [13, 14, 17].

Detectando los cuadros estables

Utilizando la transformada de Hilbert dos estructuras fundamentales surgen en la fase analítica. Una es en el dominio del tiempo, llamada CAPD (de su nombre en inglés “coordinated analytic phase differences” [8] y la otra en el dominio espacial llamada cono de fase por su semejanza con una superficie cónica [10, 14]. Cuando un cono de fase persiste durante varias muestras conforma un cuadro estable. El gradiente instantáneo de las estructuras de fase es definido como la relación entre los cambios de fase y la distancia, sus unidades son radianes/mm.

Un primer conjunto de candidatos a cuadros estables se establece con criterios técnicos durante el ajuste de conos o el nuevo método. La frecuencia y el gradiente de estos candidatos se calculan mediante las ecuaciones 4 y 5 respectivamente, donde n es el número de muestras de los posibles cuadros detectados, $F_i(n)$ la frecuencia analítica y $\gamma(n)$ es el gradiente instantáneo.

$$F_N = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n F_i(t_n) \quad (4)$$

$$\gamma_N = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \gamma(t_n) \quad (5)$$

Otros parámetros de los cuadros estables derivados de la frecuencia y el gradiente se calculan por las ecuaciones 6-9 (longitud de onda temporal en ms/rad, longitud de onda espacial en mm/rad, velocidad de fase en m/s y diámetro en mm, respectivamente) [10, 11].

$$W_t = \frac{1000}{2\pi F_N} \quad (6)$$

$$W_x = \frac{1}{|\gamma_N|} \quad (7)$$

$$B = \frac{W_x}{W_t} \quad (8)$$

$$D_x = \frac{\pi}{2} W_x \quad (9)$$

Los cuadros estables finales deben cumplir las siguientes restricciones anatómicas y fisiológicas: la velocidad de fase debe estar en el rango de la conductividad de los axones (1-10 m/s), la duración de los cuadros debe ser mayor que 6 ms y el diámetro de los cuadros debe ser menor que en ancho del cerebro (200 mm) [13, 14].

Ajuste de conos

La estructura de fase en cada muestra $\varphi(t)$ es ajustada a una superficie $\Phi(t)$ (10). Durante el ajuste cuatro parámetros son optimizados: el offset vertical del cono $\Phi_0(t)$, la distancia entre el vértice y el centro del arreglo de electrodos "x" y "y" y la pendiente del cono $\gamma(t)$. El ajuste de cono es realizado dos veces, tomando como valores iniciales el máximo de la estructura de fase o el mínimo [10, 13].

$$\Phi(t) = \Phi_0(t) + \gamma(t) \sqrt{(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2} \quad (10)$$

Un candidato a cuadro estable debe satisfacer los siguientes criterios técnicos durante el ajuste de conos: 1) los vértices de los conos consecutivos no pueden diferir una distancia mayor que la distancia entre electrodos y deben estar situados dentro de una distancia equivalente al doble del tamaño del arreglo, 2) el signo de la pendiente del cono no puede cambiar, 3) la desviación estándar de la fase debe ser menor que 0.5 rad, 4) la desviación estándar de la CAPD debe ser menor que 0.1 rad, 5) los residuos del proceso de ajuste deben ser menores que un 30 % [10, 13, 18]. En este proceso la pendiente del cono es equivalente al gradiente instantáneo de la estructura de fase utilizado en la ecuación 5.

Nuevo método

Para cada muestra la covarianza de amplitud y de fase de los 64 electrodos es calculada y un valor crítico definido para cada una, te_1 para la covarianza de fase (APC) y te_2 para la covarianza de amplitud (AAC). La estructura de fase en una muestra fue seleccionada como candidata a cuadro estable si la covarianza de fase era menor que el valor crítico te_1 , la covarianza de amplitud mayor que el valor crítico te_2 , el signo del gradiente instantáneo no cambiaba de una muestra a la siguiente y la frecuencia analítica estaba dentro de la banda de frecuencias seleccionada por el filtro temporal usado [17].

El gradiente instantáneo fue estimado como la pendiente de la línea ajustada a las diferencias de fase entre todos los electrodos para cada muestra temporal. En este ajuste solo se optimizan dos parámetros y el proceso es realizado solo una vez para cada estructura de fase lo que reduce significativamente el tiempo de procesamiento. Además muestras temporales con alta covarianza de fase y baja covarianza de amplitud son desechadas previamente al proceso de ajuste de línea [17].

Extracción de rasgos y clasificación

Los tres minutos de señal en cada estado fueron segmentados en 54 segmentos de 10 segundos de duración cada uno. Los cuadros estables de cada segmento fueron detectados por ambos métodos y utilizados en la extracción de rasgos.

El valor “rms” de la potencia analítica en las muestras temporales donde se detectaron cuadros estables fue calculado y utilizado para conformar un vector de rasgos de 64 dimensiones (una por cada electrodo). Utilizando los cuadros detectados por el ajuste de conos se conformó el vector de rasgos AAcone y utilizando los cuadros detectados por el nuevo método se conformó el vector de rasgos AAnew. Para la clasificación se utilizó un clasificador de distancia euclidiana. El objetivo fue comparar la separabilidad de los rasgos extraídos utilizando los cuadros detectados por ambos métodos. Como herramienta visual para comprobar esta separabilidad se utilizaron los mapas de Sammon [19]. Con el uso de este algoritmo los vectores de 64 dimensiones fueron transformados a dos dimensiones y graficados en un plano.

Para la clasificación los segmentos fueron divididos en dos subgrupos uno de prueba y otro de entrenamiento. El centroide de cada clase (estado) del conjunto de entrenamiento estimado y la distancia entre este y cada vector del conjunto de prueba calculada. La clasificación fue correcta si la distancia del vector al centroide de su clase era menor que a al otro centroide. Ambos

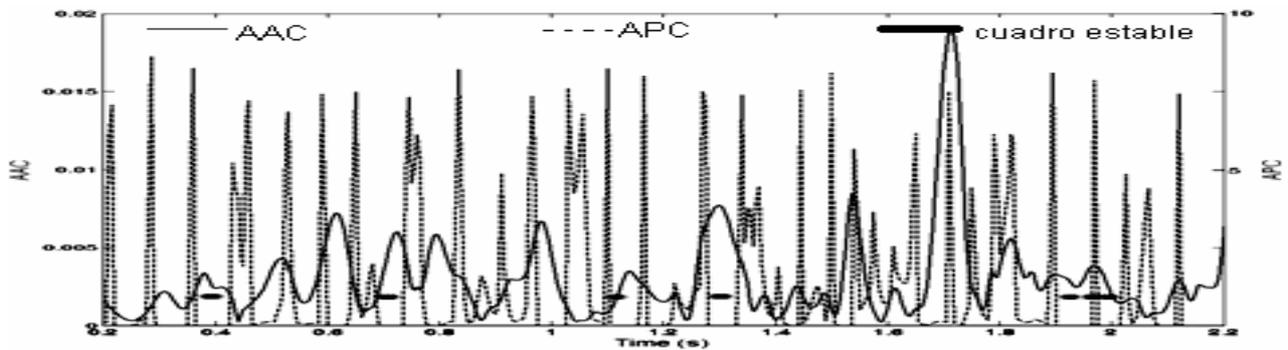


Figura. 1: Los cuadros estables detectados por el ajuste de conos usualmente aparecen cuando existen bajos valores de APC y altos valores de AAC

conjuntos fueron invertidos y clasificados nuevamente.

RESULTADOS Y DISCUSION

Los cuadros estables detectados por el ajuste de conos coinciden con valores bajos de APC y valores altos de AAC (figura 1). Los valores críticos de covarianza fueron variados desde valores bajos hasta cerca de un 45 % de la covarianza media. Para cada valor crítico de covarianza se calcularon cuantos de los cuadros detectados por ambos métodos coincidían temporalmente, así como la relación entre el número de cuadros coincidentes y el número total de cuadros del nuevo método.

Para un valor de $te1=0.175$ y $te2=0.00065$ el porcentaje de coincidencia entre ambos métodos es superior al 80 %. Sin embargo la

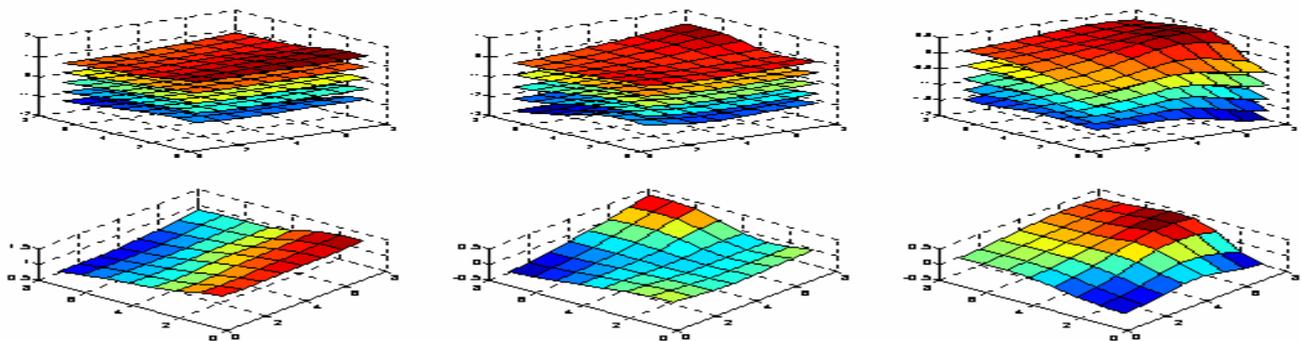


Figura. 2: Ejemplos de algunos cuadros estables detectados con el nuevo método que no se detectaron por el ajuste de conos. Arriba la estructura de fase en todas las muestras, abajo en una sola muestra

relación entre el número de cuadros coincidentes y el número total de cuadros es de alrededor de 0.5 debido a que la cantidad de cuadros detectados por el nuevo método es cerca del doble que las detectadas por el ajuste de conos.

A pesar de que con el nuevo método se detectaron mayor cantidad de cuadros estables que con el ajuste de conos las estructuras de fase de estos cuadros se mantuvieron suaves, sin cambios bruscos y similares durante todo el cuadro (figura 2). Las

restricciones técnicas propias del ajuste de conos pudieran ser la causa del rechazo de estas estructuras durante la detección de cuadros estables por el ajuste de conos.

TABLA I: CLASIFICACIÓN DE LOS VECTORES EXTRAÍDOS DE LOS CUADROS ESTABLES DETECTADOS POR AMBOS MÉTODOS

Vectores	Error/ #Muestras	% Clasificación
AAcone	13/54	75.93
AAnew	8/54	85.18

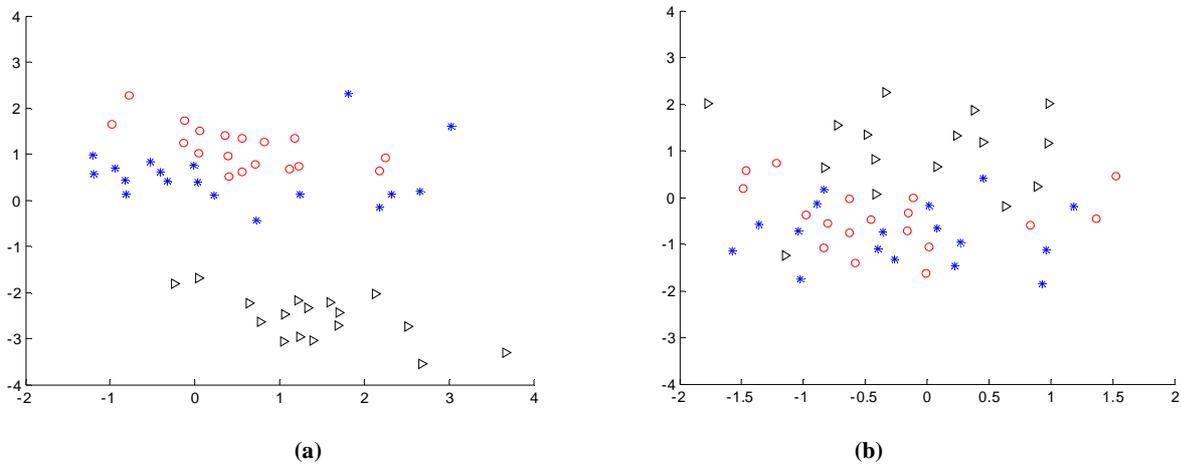


Figura. 3: Mapas de Sammon de los vectores transformados a dos dimensiones. a) Nuevo método b) ajuste de conos (“o roja” nombrando objetos, “* azul” descansando, “▶ negro” durmiendo)

Los valores “rms” de la amplitud analítica en las muestras que clasificaron como cuadros estables fueron utilizados como vectores de rasgos para la clasificación de los diferentes estados (sujeto nombrando objetos, descansando o durmiendo). El nivel de clasificación fue superior utilizando los cuadros detectados con el nuevo método que utilizando los cuadros detectados con el ajuste de conos (tabla I).

Los vectores de 64 rasgos fueron transformados a vectores de 2 rasgos utilizando los mapas de Samon [4, 19] y graficados en un plano (figura 3). La separación espacial de los vectores obtenidos por el nuevo método fue mejor que la separación de los vectores obtenidos por ajuste de conos.

CONCLUSIONES

Comparaciones entre el ajuste de conos y el nuevo método fueron llevadas a cabo. Los resultados demostraron el desempeño del nuevo método para detectar los cuadros y niveles más altos de clasificación al usar los cuadros detectados por el nuevo método como marcadores de tiempo para extraer los patrones de los diferentes estados cerebrales.

El método para detectar cuadros estables fue mejorado y una nueva técnica para estimar el gradiente de los cuadros estables fue desarrollada. Con estas mejoras se evita el uso del ajuste de conos que es un método con un alto costo computacional y de tiempo.

Se redujo el tiempo de procesamiento al utilizar el nuevo método pues se ajusta una ecuación simple con solo dos parámetros a estimar; en comparación con el ajuste de conos que es una ecuación más compleja, con cuatro parámetros a estimar y que se realiza dos veces el proceso de ajuste con diferentes valores iniciales. La obtención bajos tiempos de procesamiento en el estudio de la actividad cerebral es de gran importancia para la implementación de programas en tiempo real y el desarrollo de interfaces hombre-PC.

REFERENCIAS

1. **S. L. Bressler and J. A. S. Kelso**, "Cortical coordination dynamics and cognition," *Trends in Cognitive Sciences*, vol. 5, pp. 26-36, 2001.
2. **A. A. Fingelkurts and A. A. Fingelkurts**, "Making complexity simpler: multivariability and metastability in the brain," *International Journal of Neuroscience*, vol. 114, pp. 843 - 862, 2004.
3. **S. Kelso and E. Tognoli**, "Toward a Complementary Neuroscience: Metastable Coordination Dynamics of the Brain," in *Neurodynamics of Cognition and Consciousness*, 1ra ed: Springer, 2007, pp. 39-59.
4. **W. J. Freeman**, "A cinematographic hypothesis of cortical dynamics in perception," *International Journal of Psychophysiology*, vol. 60, pp. 149-161, 2006.
5. **O. Bertrand and C. Tallon-Baudry**, "Oscillatory gamma activity in humans: a possible role for object representation," *International Journal of Psychophysiology*, vol. 38, pp. 211-223, 2000.
6. **W. Freeman**, "Deep analysis of perception through dynamic structures that emerge in cortical activity from self-regulated noise," *Cognitive Neurodynamics*, vol. 3, pp. 105-116, 2009.
7. **D. Lehmann, W. K. Strik, B. Henggeler, T. Koenig, and M. Koukkou**, "Brain electric microstates and momentary conscious mind states as building blocks of spontaneous thinking: I. Visual imagery and abstract thoughts," *International Journal of Psychophysiology*, vol. 29, pp. 1-11, 1998.
8. **W. J. Freeman, B. C. Burke, and M. D. Holmes**, "Aperiodic phase re-setting in scalp EEG of beta-gamma oscillations by state transitions at alpha-theta rates," *Human Brain Mapping*, vol. 19, pp. 248-272, 2003.
9. **W. J. Freeman and L. J. Rogers**, "A Neurobiological Theory of Meaning in Perception Part V: Multicortical patterns of phase modulation in gamma EEG," *International Journal of Bifurcation and Chaos*, vol. 13, pp. 2867-2887, 2003.
10. **W. J. Freeman**, "Origin, structure, and role of background EEG activity. Part 2. Analytic phase," *Clinical Neurophysiology*, vol. 115, pp. 2089-2107, 2004.
11. **W. J. Freeman**, "Origin, structure, and role of background EEG activity. Part 1. Analytic amplitude," *Clinical Neurophysiology*, vol. 115, pp. 2077-2088, 2004.
12. **W. J. Freeman**, "Origin, structure, and role of background EEG activity. Part 3. Neural frame classification," *Clinical Neurophysiology*, vol. 116, pp. 1118-1129, 2005.
13. **W. J. Freeman, M. D. Holmes, G. A. West, and S. Vanhatalo**, "Dynamics of human neocortex that optimizes its stability and flexibility," *International Journal of Intelligent Systems*, vol. 21, pp. 881-901, 2006.
14. **W. J. Freeman, M. D. Holmes, G. A. West, and S. Vanhatalo**, "Fine spatiotemporal structure of phase in human intracranial EEG," *Clinical Neurophysiology*, vol. 117, pp. 1228-1243, 2006.
15. **W. J. Freeman**, "Definitions of state variables and state space for brain-computer interface. Part 1. Multiple hierarchical levels of brain function," *Cognitive Neurodynamics*, vol. 1, pp. 3-14, 2007.
16. **W. Freeman**, "Definitions of state variables and state space for brain-computer interface. Part 2. Extraction and classification of feature vectors," *Cognitive Neurodynamics*, vol. 1, pp. 85-96, 2007.
17. **Y. Ruiz, G. Li, E. Gonzalez, and W. Freeman**, "A New Approach to Detect Stable Phase Structure in High-Density EEG Signals," *Advances in Cognitive Neurodynamics, Proceedings*, pp. 741-745, 2008.
18. **W. J. Freeman, M. D. Holmes, B. C. Burke, and S. Vanhatalo**, "Spatial spectra of scalp EEG and EMG from awake humans," *Clinical Neurophysiology*, vol. 114, pp. 1053-1068, 2003.
19. **J. W. Sammon**, "A Nonlinear Mapping for Data Structure Analysis," *IEEE Trans. Comput.*, vol. 18, pp. 401-409, 1969.

AUTORES

Yusely Ruiz Gonzalez Se graduó de Ingeniera en Telecomunicaciones y Electrónica en la Universidad Central Marta Abreu de las Villas(UCLV) en 2002 y terminó su maestría en Electrónica mención en procesamiento digital de señales en la misma universidad en el 2005. Realizó estudios de doctorado en Ingeniería Biomédica en la República Popular China entre el 2005 y el 2010 en la Universidad de Zhejiang, Hangzhou. Actualmente trabaja en el Centro de Estudios de la Electrónica y Tecnologías de la Información en la UCLV en la UCLV como Investigadora Agregada. Su campo de investigación se vincula al procesamiento digital de señales principalmente señales de ECG y EEG así como neuroinformática.

e-mail: yuselyr@uclv.edu.cu

Eduardo Gonzalez Moreira Se graduó de Ingeniero en Telecomunicaciones y Electrónica en la Universidad Central Marta Abreu de las Villas(UCLV) en 2004 y realizó estudios de doctorado en Ingeniería Biomédica en la República Popular China entre el 2005 y el 2010 en la Universidad de Zhejiang, Hangzhou. Actualmente trabaja en el Centro de Estudios de la Electrónica y Tecnologías de la Información en la UCLV en la UCLV como Profesor Asistente. Su campo de investigación se vincula al procesamiento digital de señales principalmente señales de voz, simulación de modelos biológicos y sus aplicaciones en detección de patrones.

e-mail: moreira@uclv.edu.cu

Recibido: Noviembre 2011

Aprobado: Febrero 2012