

Aplicación de la corrección de artefactos en el electroencefalograma para el monitoreo del estado anestésico

Yissel Rodríguez Aldana¹, Tahimy González Rubio², Enrique Marañón Reyes³, Arquímedes Montoya Pedrón⁴, Frank Sanabria Macías⁵

¹Ingeniera informática. Máster en Ingeniería Biomédica. Centro de Estudios de Neurociencias y Procesamiento de Imágenes y Señales. Universidad de Oriente. Santiago de Cuba, Cuba

²Licenciada en Ciencias de la Computación. Departamento de Ingeniería Biomédica. Universidad de Oriente. Santiago de Cuba, Cuba

³Doctor en Ciencias Técnicas. Centro de Estudios de Neurociencias, Procesamiento de Imágenes y Señales. Universidad de Oriente. Santiago de Cuba, Cuba

⁴Doctor en Ciencias Médicas. Especialista de segundo grado en Fisiología. Laboratorio de Neurofisiología Clínica. Hospital General Docente "Juan Bruno Zayas". Santiago de Cuba, Cuba

⁵Máster en Ciencias. Centro de Estudios de Neurociencias y Procesamiento de Imágenes y Señales. Universidad de Oriente. Santiago de Cuba, Cuba

Recibido: 17.03.2015. **Aceptado:** 18.04.2015. **Publicado:** 20.05.2015.

Correspondencia: MsC. Yissel Rodríguez Aldana. Centro de Estudios de Neurociencias y Procesamiento de Imágenes y Señales. Universidad de Oriente. Santiago de Cuba, Cuba. Correo electrónico: yaldana@fie.uo.edu.cu

Cómo citar este artículo (Estilo NLM): Rodríguez Aldana Y, González Rubio T, Marañón Reyes E, Montoya Padrón A, Sanabria Macías F. Aplicación de corrección de artefactos en el electroencefalograma para monitoreo anestésico. Rev Cubana Neurol Neurocir. [Internet] 2015 [citado día, mes y año];5(Supl. 1):S9-S14. Disponible en: <http://www.revneuro.sld.cu>

© 2015 Sociedad Cubana de Neurología y Neurocirugía – Revista Cubana de Neurología y Neurocirugía

www.sld.cu/sitios/neurocuba – www.revneuro.sld.cu

Editores: Lic. E. Omar Martínez y Dr. P. L. Rodríguez García

RESUMEN

Objetivo: Proponer un método basado en el algoritmo de descomposición en modos empíricos para la corrección de los artefactos oculares y cardíacos presentes en el electroencefalograma (EEG).

Métodos: Para la corrección de artefactos fue aplicada la reconstrucción parcial de la señal, descartando todos los componentes que pudieran contener información de los artefactos. Luego el método de corrección propuesto es evaluado usando señales de EEG contaminadas artificialmente. Se calcularon los criterios de similitud y corrección entre las salidas del método y el EEG original. Finalmente el método de corrección propuesto fue incorporado a un sistema de monitoreo de anestesia. Para evaluar la mejoría de los resultados del sistema de monitoreo las salidas de este fueron comparadas antes y después de aplicar la corrección de artefactos.

Resultados: Las salidas del método de corrección de artefactos en el EEG conservaron una correlación de un 89,7 % entre todas las señales analizadas y un valor medio de similitud de 0,75 comparados con el EEG original. El sistema de monitoreo de anestesia mostró una mejoría de 27,4 % después de aplicar la corrección de los artefactos. Demostrando, el superior desempeño del método de monitoreo de profundidad anestésica propuesto después de realizar la corrección de artefactos.

Conclusiones: El EEG se ha convertido en uno de los métodos más usados en la práctica quirúrgica para cuantificar la profundidad anestésica. Pero la exactitud del diagnóstico realizado a partir de esta señal puede verse comprometido por la aparición de artefactos en el registro de EEG. Los artefactos oculares y cardíacos son los más frecuentes y problemáticos.

Palabras clave. Electroencefalograma. Monitoreo de profundidad anestésica. Descomposición en modos empíricos.

Electroencephalogram artifact correction application for anesthetic depth monitoring

ABSTRACT

Objective: To propose a method based on empirical mode decomposition (EMD) algorithm for the correction of eye and cardiac artifacts presents in the electroencephalogram (EEG).

Methods: For the artifact correction partial reconstruction of signal were apply the discarding all those components that may contain artifact information. After the proposed correction, method is evaluated using artificially contaminated EEG signals. Similitude and correlation criteria were applied between the method outcomes and the original EEG. Finally, correction method was incorporated into an anesthesia monitoring system. To evaluate the system outcomes enhancement, these were compares before and after apply the artifact correction.

Results: EEG artifact correction method outcomes preserve overall analyzed records a correlation of 89.7 % and medium similitude value of 0.75 compared the original EEG. The anesthesia monitoring system shows an enhancement of 27.4 % after apply artifact correction. Demonstrating, the superior performance of the anesthetic monitoring proposed methods after artifacts correction.

Conclusions: The EEG has become one of the most used method in the surgical practice for to quantify the anesthetic depth. But the accuracy of diagnosis made from this signal can be compromised by the appearance of artifacts in the EEG record. Ocular and cardiac artifacts are most frequent and problematic.

Key words. Electroencephalogram. Anesthetic depth assessment. Empirical modes decomposition.

INTRODUCCIÓN

Los anestesiólogos en su práctica diaria necesitan asegurar el estado hipnótico y de bloqueo nervioso de su paciente para protegerlo del estrés causado por la intervención quirúrgica (1). El electroencefalograma (EEG) es sensible a los efectos farmacológicos. Con la aplicación de análisis matemático y estadístico en la señal es posible en la actualidad cuantificar el efecto de la mayoría de fármacos hipnóticos empleados en las actividades quirúrgicas.

Debido al bajo potencial eléctrico del EEG, la señal es muy propensa a ser afectada por otras señales. Aun cuando los equipos de registro cuentan con hardware para el filtrado y adecuación de la señal, muchas veces, esta, se ve afectada por otras señales propias del paciente como la producida por el movimiento de los ojos. Los movimientos oculares, en la mayoría de los registros de EEG, aparecen durante algunos minutos; distorsionando el espectro y llevando a la detección de trascendentes no estacionarias que son difíciles de distinguir de eventos epileptiformes (2).

De los artefactos cardiacos, el más frecuente y problemático es el artefacto resultante del complejo QRS. Esta onda del electrocardiograma (ECG) puede aparecer en el EEG como picos agudos. El ritmo característico de la señal de ECG, es constante en cada paciente, si este no sufre afecciones cardiacas de ningún tipo. Pero esta característica del ECG no es suficiente para la detección de este tipo artefacto, ya que la aparición de picos R en el EEG con frecuencia es intermitente, incluso en un ECG perfectamente regular. Esta intermitencia complica la distinción entre artefactos de ECG y espigas epilépticas que pudieran aparecer en el trazado (2).

Para la eliminación de ambos artefactos se han propuesto métodos basados en la sustracción de los registros de las señales de electroculograma (EOG) y del ECG a la señal de EEG contaminada (3-4). Sin embargo, con la aplicación de esta técnica se corre el riesgo de distorsionar la señal de EEG. Lo anterior se justifica en dos razones principalmente. Primero, entre la señal de EEG y EOG puede existir contaminación mutua. En segundo lugar, como se había planteado anteriormente, la aparición de los artefactos cardiacos dentro del EEG no responde a la periodicidad de la señal de ECG registrada de forma independiente. Existe el inconveniente adicional de que para la aplicación de ambos métodos es necesario registrar los canales de EOG

y ECG, imposibilitando su aplicación si estos no están disponibles.

Para evitar la contaminación de las características relevantes del EEG con ruido, esta área del análisis de la señal de EEG ha estado, por décadas, en constante evolución. En consecuencia se han propuesto varias aproximaciones basadas en disímiles métodos de análisis de datos (5-6). Entre los métodos de corrección de artefactos citados en la bibliografía se destacan: los filtros lineales, el análisis de componentes independientes (ICA) (7) y los modelos autoregresivos. Cada uno de los métodos propuestos han demostrado ser eficientes en la corrección de algún tipo de artefacto fisiológico, pero hasta el momento ninguno se ha podido aplicar para eliminarlos todos o por lo menos un grupo importante de estos.

El procedimiento de corrección de artefactos diseñado se basa en la descomposición en modos empíricos (EMD) del EEG. Para ello, se aplica la EMD y se eliminan los artefactos mediante la reconstrucción parcial de la señal descompuesta.

MÉTODOS

Método de monitoreo de profundidad anestésica

Se diseñó un sistema para la detección del nivel de profundidad de la anestesia consistente en tres fases (omitiéndola fase de adquisición de la señal) fundamentales: 1) Pre-procesamiento de la señal, 2) Cálculo de parámetros, 3) Análisis. En la fase de pre-procesamiento la señal es filtrada y se eliminan los artefactos de la misma teniendo en cuenta indicadores como la amplitud y la varianza. Una vez eliminados los artefactos se procede a calcular parámetros tanto temporales como del espectro de frecuencia de la señal, estos parámetros constituyen la entrada para la fase de análisis. En esta última fase se utiliza una máquina de vectores de soporte (SVM, support vector machine) para realizar la clasificación de los niveles de anestesia. Se definieron tres niveles de sedación en una escala de cien a cero, donde cien corresponde al paciente despierto y cero indica muerte cerebral. Los valores tomados para el entrenamiento del clasificador fueron: sedación ligera (de 100-70), sedación media (de 60-40) y sedación profunda (de 30-10).

Los resultados obtenidos por el clasificador a partir del diseño anterior no superaban el 45 % de efectividad en la clasificación, lo que provocó se realizara una revisión del diseño. La revisión arrojó que el método de rechazo de artefactos, a pesar de efectivo, en muchos casos rechazaba gran cantidad de datos no dejando suficiente información del EEG como para lograr una clasificación efectiva de cada uno de los niveles de anestesia definidos. Con el objetivo de resarcir este efecto, se realizó la propuesta del método que se describe en este trabajo. Como se dijo anteriormente, el mismo es basado en la descomposición en modos empíricos y en lugar de desechar información, trata de recuperar la información subyacente de las zonas contaminadas con artefactos. El método consta de dos bloques EMD_EOG y EMD_ECG para corregir artefactos oculares y cardiacos

respectivamente. Los bloques se aplican a la señal de forma secuencial realizándose primero la corrección de los artefactos oculares y luego los cardiacos.

Descomposición en métodos empíricos

El objetivo principal de la descomposición en modos empíricos (EMD: *empirical mode decomposition*) es descomponer una serie temporal en un número finito de funciones de modales intrínsecas (IMF) más un residuo que es definido convencionalmente como la tendencia temporal de la serie (8).

Con el propósito de definir una base casi ortogonal de descomposición, estas IMF deben satisfacer dos condiciones: (i) para todo el conjunto de datos el número de máximos y el número de cruces por cero deben ser igual o por lo menos ser diferentes por uno; y (ii) en cualquier punto el valor medio del contorno definido por la interpolación de los máximos locales y el contorno definido por la interpolación de los mínimos locales debe ser cero. La definición de estas señales permite la extracción de los comportamientos oscilatorios característicos de la señal.

Cada una de estas funciones IMF es capaz de contener una señal modulada en amplitud y frecuencia, permitiendo el análisis de señales no estacionarias. El procedimiento para el cálculo de las funciones IMF puede ser descrito con los siguientes pasos (9).

Primero se identifican los extremos de la señal $x(t)$, y formar los contornos superior e inferior definidos por los puntos máximos locales y mínimos locales respectivamente, mediante una interpolación polinomial de orden 4 (*cubic spline*).

1. Calcular el valor medio $m_1(t)$ mediante el promedio aritmético de los contornos superior e inferior, y realizar la resta entre la señal original y la media para obtener el primer componente $h_1(t) = x(t) - m_1(t)$.
2. Si el primer componente no es una IMF, sea $h_1(t)$ la nueva señal a analizar. Repetir los pasos (a) y (b) hasta que el primer componente sea una IMF.
3. El primer componente que además es una IMF es llamado $c_1(t)$. Sea $r_1(t) = x(t) - c_1(t)$.
4. Continuar con los pasos (1) al (3) hasta que $r_n(t)$ sea más pequeño que un valor predeterminado o se convierta en una señal monótona decreciente de donde no pueda ser extraída ninguna IMF.

Siguiendo el algoritmo anterior la señal original puede ser expresada mediante la suma de componentes IMF y el residuo final.

$$x(t) = \sum_{j=1}^n c_j(t) + r_n(t) \tag{1}$$

Donde n es el número de IMFs, $r_n(t)$ es el residuo final que puede ser una constante o la moda de la serie (10).

Corrección de artefactos oculares con EMD (EMD-EOG)

Dada la complejidad de aplicar EMD a un registro de EEG en su totalidad y que no se contará con toda la información del registro si se hace un análisis online de este, se decidió trabajar con segmentos de la señal de 2000 muestras. Para

aplicar la EMD a una señal es preciso establecer un grupo de parámetros, a fin de lograr la correcta descomposición de la señal analizada. Entre los parámetros fundamentales a definir se encuentran: el número de IMFs a calcular, valor umbral del error calculado y la tolerancia en la medición del error.

El primer parámetro en establecerse es la cantidad de modos (n) en los que se descompondría la señal, ya que, debido a la naturaleza adaptativa de la EMD, en cada descomposición el número de modos tiende a cambiar. Un pre-requisito para la extracción de modos por bloques es aplicar el mismo número de iteraciones en *sifting* a todos los bloques con el fin de evitar posibles discontinuidades ya que esto requeriría el conocimiento de toda la señal (11). Para el establecimiento de este parámetro, se realizó la descomposición de 15 bloques de señal de EEG contaminada con EOG, estableciéndose como valor de n , el mínimo número de modos calculados para una ventana de la señal, llegándose a la conclusión de que se obtendría la separación más recomendable para $n=7$.

Una vez establecido el número de IMFs a calcular, para determinar los valores para los parámetros de la descomposición. En el proceso de selección se tuvo en cuenta la eficiencia de la separación de las señales de EEG y EOG para el número de IMFs definidas, mediante el error arrojado en la corrección. En el caso de la medida del error, se utilizó como criterio de calidad, la reducción del MSE, adoptando los valores para los cuáles el MSE fue menor (Figura 1).

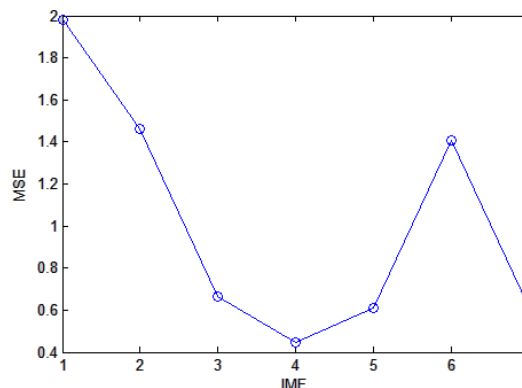


Figura 1. Comportamiento de MSE durante la recuperación de la señal de EEG contaminada con EOG.

Como se mencionó antes, la recuperación de la señal de EEG original se lleva a cabo mediante la reconstrucción parcial de la señal descompuesta, es decir, en vez de realizar la reconstrucción según (1) para $n=7$, solo se tomarán aquellas IMFs para las cuales el MSE sea mínimo. En la figura 1 se muestra el comportamiento del MSE para $n= 1...8$, como puede observarse, el MSE de la reconstrucción aumenta a medida que aumenta n . Teniendo en cuenta este aspecto se determinó que el número de modos óptimo para la reconstrucción del EEG, sin EOG, es aquel para el que n toma su valor mínimo de MSE, en este caso para $n=4$, con un umbral de error de 0.005 y tolerancia 0.001.

Corrección de artefactos cardiacos con EMD (EMD-EOG)

Se realizaron varios ensayos para separar los artefactos de ECG de la señal de interés utilizando el mismo procedimiento desarrollado para le eliminación del EOG, mas

no fue posible. Las componentes de frecuencia correspondientes al ECG aparecen muy ligadas a las de EEG en todos los modos (Figura 2). Lo planteado anteriormente imposibilita la eliminación de este tipo de artefacto mediante la reconstrucción parcial de la señal en ventanas de más de un segundo de duración.

En la implementación clásica EMD, las iteraciones *sifting* se aplican a la señal entera, y se siguen realizando, siempre y cuando exista una zona local, donde no se considere la media de las envolventes como lo suficientemente pequeña. Sin embargo, como ya se ha mencionado, resulta que iterar en exceso sobre toda la señal para mejorar una aproximación local, tiene como inconveniente la posibilidad de contaminar otras partes de la señal. En particular, en busca de hacer uniforme la amplitud, se dispersan los componentes de frecuencia de la señal de interés sobre los modos adyacentes (11). Como alternativa, en lugar de descomponer toda a señal, se plantea descomponer solo

aquellos segmentos afectados por el artefacto cardiaco.

Como solo se volverá a descomponer, aquellas partes de la señal que aún se encuentren contaminadas por ECG. Es preciso, en primera instancia, la detección de los picos R presentes en la señal. Para llevar a cabo la detección de los picos de R (Figura 3) se aplica el método propuesto por Serrano (2002) en su tesis doctoral (12). basado en cruces por cero, obteniéndose una matriz $S_{(k \times 2)}$, que contiene los índices de inicio y fin de cada segmento contaminado con ECG, donde k es el número de segmentos.

Una vez descompuestos los picos detectados, se procede a determinar aquellos modos que contengan la mayor cantidad de información de la señal de EEG por su contenido frecuencia y morfología. Aplicando el mismo procedimiento utilizado para optimización del número de IMFs a utilizar en la reconstrucción. En este caso se obtuvo que la reconstrucción parcial optima se obtendría para $n=2$, y se

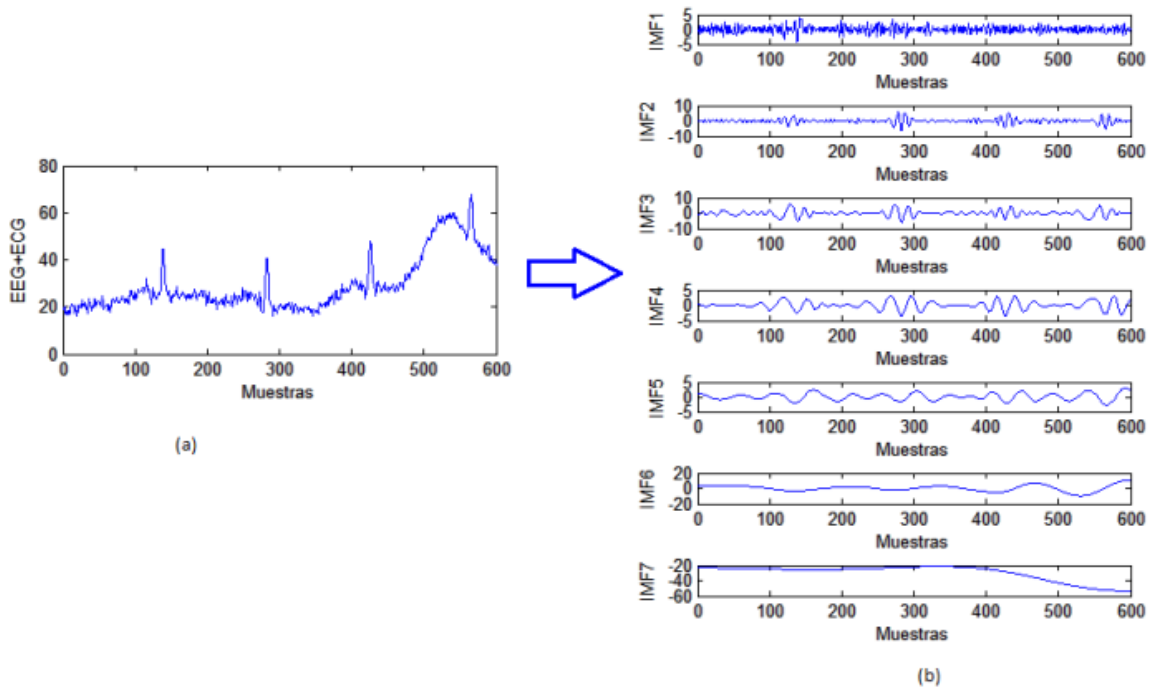


Figura 2. A. Señal de EEG contaminada por artefactos cardiacos. B. IMFs calculadas para la señal (A). Notar los componentes de la frecuencia correspondientes a los artefactos cardiacos en las IMFs de la 1 a la 4.

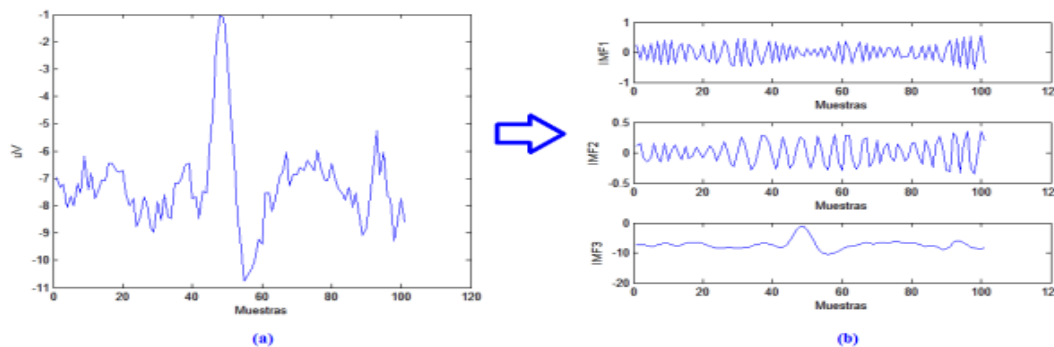


Figura 3. A. Segmento de EEG contaminado con ECG. B. IMFs calculadas a la señal (A) con los valores deducidos para la descomposición.

muestran los valores de MSE obtenidos (Figura 4).

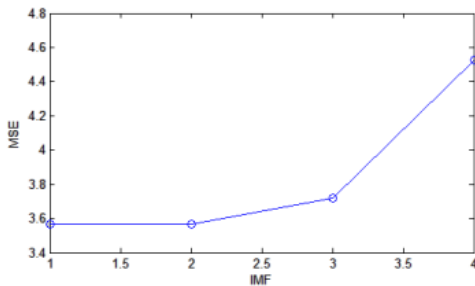


Figura 4. Cálculo del error para diferentes números de iteraciones para la descomposición de los segmentos con ECG.

La reconstrucción de la señal se lleva a cabo sustituyendo la información en los índices donde fue detectado el artefacto de ECG por la sumatoria de las IMFs obtenidas en el paso anterior. Este procedimiento es aplicado a cada pico detectado en la señal analizada. La sustitución se lleva a cabo solo en las muestras que fueron seleccionadas por el algoritmo de detección, sin tener en cuenta las utilizadas para la extensión del segmento, para afectar el menor número de muestras de la señal en la reconstrucción. De donde el EEG corregido de ambos tipos de artefactos se expresan mediante la ecuación 2.

$$EEG_{corr}(S_{k1}: S_{k2}) = EEG_{corrEEG}(S_{k1}: S_{k2}) \tag{2}$$

Donde S_{k1} y S_{k2} representan el inicio y el fin respectivamente del segmento de k de ECG detectado.

Evaluación de los bloques de corrección de artefactos

Cuando se eliminan los artefactos de las señales de EEG, no se tiene certeza de cuánto queda de estos todavía en el trazado. Para resolver este problema, se simuló la contaminación de las señales de EEG, mediante la mezcla de artefactos oculares con señales de EEG y EOG "limpias" (sin artefactos notables a simple vista). Los registros fueron escogidos de un grupo realizado en el Centro de Rehabilitación Neurológica (CIREN). Cada registro realizado cuenta con 29 canales de EEG, con una frecuencia de muestreo de 200Hz, de estos se tomaron solo los 19 canales correspondientes con el estándar de montaje 10–20, los dos canales de registro del EOG y el canal correspondiente al registro del ECG. Para la construcción de las señales se asumió que la mezcla de la señal de EEG con los artefactos sigue un modelo lineal, dado por:

$$X_c(t) = X_p(t) + w_i * N_i(t) \tag{3}$$

Donde $X_c(t)$ se refiere a la señal de EEG contaminada, $X_p(t)$ es la señal de EEG pura, $N_i(t)$ es el i ésimo tipo de artefacto y w_i es el coeficiente de propagación de $N_i(t)$.

Se aplicaron EMD_EOG y EMD_ECG, para la corrección de estas señales, los resultados obtenidos en esta corrección pueden apreciarse (Figura 5). Para la evaluación se calcularon los valores de correlación y similitud entre las salidas de cada uno de los bloques de corrección y el EEG limpio (antes de contaminar) utilizado para la construcción de las señales.

Para el bloque EMD_EOG se obtuvo una correlación de sus salidas con el EEG limpio de un 96 %. Además de lograr un

valor medio de similitud de 0.91 (muy cercano 1, valor máximo del indicador similitud). Por su parte las salidas bloque EMD_ECG, mostraron guardar una correlación del 84 % con la señal de EEG original (nótese que las entradas a este bloque ya han sido modificadas por el método de corrección de artefactos oculares. En cuanto a la similitud, para este bloque, se obtuvo un valor medio de 0.65.

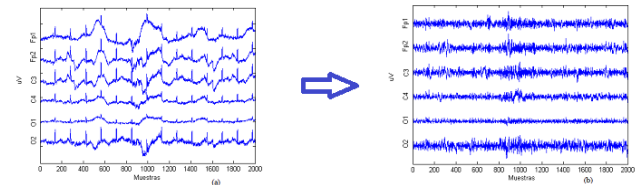


Figura 5. Resultados de la corrección de un segmento de EEG contaminado con EOG y ECG. A. Segmento de EEG contaminado con EOG y ECG. B. Segmento (A) con artefactos corregidos una vez aplicados EMD_EOG y EMD_ECG.

RESULTADOS

Se utilizaron 22 registros realizados en el Hospital Clínico Quirúrgico "Juan Bruno Zayas" (Santiago de Cuba). Cada registro tiene una duración de 40 a 300 minutos y frecuencia de muestreo de 200 Hz. Se llevaron a cabo por un técnico acreditado en neurofisiología clínica, con experiencia en el registro EEG de más de 10 años y con entrenamiento especial en el trabajo en la unidad quirúrgica y unidades de cuidados intensivos.

Los electrodos fueron colocados de acuerdo con el montaje internacional 10–20, registrándose 19 canales. El registro también incluye registro simultáneo de ECG con dos electrodos ubicados en el punto medio del borde inferior de la clavícula. Se anotaron los momentos de aplicación de fármacos anestésicos, proporción y tipo de los mismos. Los registros se correlacionaron en tiempo con las marcas y las variables fisiológicas que afectan el EEG durante la cirugía. Se marcaron niveles de profundidad anestésica durante el trazado de EEG, según el protocolo diseñado para estos registros, basados en la escala de profundidad anestésica (100–0) y el criterio experto del anestesiólogo.

Se realizó la clasificación de cada una de las clases presentes en los registros (10 clases), antes y después de realizar la corrección con el método propuesto. La clasificación se llevó a cabo con una SVM con *kernel* MLP y algoritmo de optimización *least square* (Tabla 1).

En la clasificación se identificaron solamente 8 clases de las 10 definidas, faltando los datos correspondientes a los niveles 100 y 90. La principal causa de esto es que los registros se realizaron solo dentro del salón de operaciones, y los pacientes ya llegan sedados a este aunque no completamente dormidos. De las clases identificadas, se logró un valor de efectividad en la

Tabla 1. Resultado de la clasificación de los niveles de anestesia en los registros de EEG.

Clase	% de efectividad de la clase	
	Antes de la corrección	Después de la corrección
10	49,8	63,5
20	27,12	58,33
30	51,15	76,61
40	53,75	81,9
50	55,62	86,41
60	52,33	82,37
70	54,21	85,15
80	45,28	74,39

clasificación de las mismas de un 48,7 % antes de la corrección y de un 76,1 % después de la misma.

Por los resultados alcanzados concluimos que el diseño para el monitoreo de profundidad anestésica propuesto debe ser modificado con la inclusión del método de corrección de artefactos desarrollado en este trabajo, ya que mejora el desempeño de la clasificación en un 27,4 %. Recomendamos incluir otras modificaciones al diseño como probar otros *kernels* y algoritmos de entrenamiento para lograr mejores resultados que los obtenidos hasta el momento.

Conflictos de intereses

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Parain D, Szurhaj Z. Surveillance EEG continue de l'adulte en unité de soins. *Neurophysiol Clin*. 2015 Mar;45(1):39–46. doi: 10.1016/j.neucli.2014.11.003.
- Niedermeyer E, Da Silva FL. *Electroencephalography: basic principles, clinical applications, and related field*. Lippincott: Williams & Wilkins; 2005.
- Nakamura M, Shibasaki H. Elimination of EKG artifacts from EEG records: a new method of non-cephalic referential EEG recording. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1987 Jan;66(1):89–92.
- Gotman P, Gloor P. Automatic recognition and quantification of interictal epileptic activity in the human scalp EEG. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1976;41(5):513–29.
- Carlson DE, Vogelstein JT, Qisong Wu, Wenzhao Lian, Mingyuan Zhou, Stoetzer CR, et al. Multichannel electrophysiological spike sorting via joint dictionary learning and mixture modeling. *Computer IEEE Trans Biomed Eng*. 2014 Jan;61(1):41–54. doi: 10.1109/TBME.2013.2275751.
- Romero S, Mañanas MA, Barbanj M. Estudio comparativo de técnicas automáticas para el filtrado ocular en señales EEG simuladas. XXVIII Jornadas de Automática. [citado: 23.3.2015] 2007. Disponible en: http://www.ceautomatica.es/old/actividades/jornadas/XXVIII/documentos/1801-JA07_SRL_vdef.pdf
- Huang HP, Liu YH, Wang CP, Huang TH. Automatic artifact removal in EEG using independent component analysis and one-class classification strategy. *J. Neurosci. Neuroeng*. 2013;2(2):73–8.
- Ramírez-Castro RI, Montejo LA. Transformada de Hilbert, descomposición modal empírica y sus aplicaciones en el análisis de vibraciones libres. *Revista Internacional de Desastres Naturales, Accidentes e Infraestructura Civil* [citado: 23.3.2015] 2011;11(2). Disponible en: <http://academic.uprm.edu/laccei/index.php/RIDNAIC/article/view/298/326>
- Rutkowski TM, Mandic DP, Cichocki A, Przybyzewski AW. EMD approach to multichannel EEG data the amplitude and phase components clustering analysis. *J Circuit Syst Comp*. 2010;19(1):215–29. DOI: 10.1142/S0218126610006037
- Karagiannis A, Constantinou P, Vouyioukas D. *Biomedical Time Series Processing and Analysis Methods: The Case of Empirical Mode Decomposition*, Advanced Biomedical Engineering, Gargiulo G., ed. InTech [citado: 23.3.2015] 2011. DOI: 10.5772/20906. Disponible en: <http://www.intechopen.com/books/advanced-biomedical-engineering/biomedical-time-series-processing-and-analysis-methods-the-case-of-empirical-mode-decomposition>
- Park C, Looney D, Hulle MM, Mandic DP. Neurocomputing The complex local mean decomposition. *Neurocomputing*. 2011;74:867–75.
- Serrano CA. Análisis de la variabilidad de intervalos de tiempo del ECG. Catalunya: Universitat Politècnica; [citado: 23.3.2015] 2002. Disponible en: <http://hdl.handle.net/10803/6321>