



Revista Información Científica

ISSN: 1028-9933

Universidad de Ciencias Médicas Guantánamo

Benítez-Fernández, Alejandro; Vázquez-Seisdedos,
Carlos Román; Socarrás-Hernández, Bárbaro Nicolás
Corrección del efecto de desplazamiento angular horizontal
de la cabeza en pruebas de estimulación visual en MATLAB
Revista Información Científica, vol. 101, núm. 3, e3808, 2022, Mayo-Junio
Universidad de Ciencias Médicas Guantánamo

Disponible en: <https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=551771993008>

- Cómo citar el artículo
- Número completo
- Más información del artículo
- Página de la revista en redalyc.org

UDEM  redalyc.org

Sistema de Información Científica Redalyc
Red de Revistas Científicas de América Latina y el Caribe, España y Portugal
Proyecto académico sin fines de lucro, desarrollado bajo la iniciativa de acceso
abierto

ARTÍCULO ORIGINAL

Corrección del efecto de desplazamiento angular horizontal de la cabeza en pruebas de estimulación visual en MATLAB

Correction of horizontal and angular head displacement effects by MATLAB visual stimulation tests

Correção do efeito do deslocamento angular horizontal da cabeça em testes de estimulação visual no MATLAB

Alejandro Benítez-Fernández^I , Carlos Román Vázquez-Seisdedos^{II*} , Bárbaro Nicolás Socarrás-Hernández^{II} 

^I Universidad de Oriente. Facultad de Ingeniería en Telecomunicaciones, Informática y Biomédica. Santiago de Cuba, Cuba.

^{II} Universidad de Oriente. Centro de Estudios de Neurociencias, Procesamiento de Imágenes y Señales. Santiago de Cuba, Cuba.

*Autor para la correspondencia: cvazquez@uo.edu.cu

Recibido: 20 de febrero de 2022

Aprobado: 29 de marzo de 2022

RESUMEN

Introducción: las irregularidades en los movimientos oculares constituyen un indicador importante para diagnosticar determinadas enfermedades neurodegenerativas. La electrooculografía es la técnica más difundida para medir dichos movimientos oculares. Durante la realización de una prueba visual, el paciente puede realizar movimientos de cabeza indeseados que añaden perturbaciones a la señal electrooculográfica, modificando su morfología y, por tanto, alterando determinados parámetros diagnósticos.

Objetivo: desarrollar un método para corregir el efecto del desplazamiento angular horizontal de la cabeza en la señal electrooculográfica.

Método: se detalla un modelo matemático utilizado en la Universidad de Oriente desde marzo de 2021 a diciembre de 2021, para la implementación de la corrección en dos tipos de señales electrooculográficas artificiales con

diferentes movimientos de cabeza horizontales.

Resultados: se evaluó cualitativamente el comportamiento del método utilizado a través de su implementación en señales generadas artificialmente en MATLAB. Finalmente se caracterizaron los efectos de la corrección en los parámetros diagnósticos de la señal electrooculográfica. **Conclusiones:** el método implementado demostró su validez para casos específicos, en el que se logra para dos tipos de señales eliminar los errores introducidos por el desplazamiento de la cabeza. La corrección mejora el error introducido en la amplitud de la señal electrooculográfica sin corregir y mantiene inalterables, a falta de un análisis más profundo, los demás parámetros diagnósticos.

Palabras clave: electrooculografía; movimiento de cabeza; corrección; MATLAB

ABSTRACT

Introduction: eye movement disorders are an important indicator for the diagnosis of certain neurodegenerative diseases. Electrooculography is the most widespread technique for measuring such eye movements. During the performance of the eye test, patients may forge unwanted head movements that add disturbances to the electrooculographic signal, modifying its morphological characteristic and, therefore, changing certain diagnostic parameters.

Objective: to develop a method for the correction of the effect of the horizontal and angular head displacement by the electrooculographic signal.

Method: It is detailed the use of a mathematical model for the correction of two types of artificial electrooculographic signals with different horizontal head movements at the Universidad de Oriente, from March 2021 to December 2021.

Results: the behavior of the method used was evaluated qualitatively through its implementation in the signals generated artificially in MATLAB. Finally, the correction effects on the diagnostic parameters of the electrooculographic signal were characterized.

Conclusions: the implemented method proved its validity for specific cases, in which it is possible to eliminate the errors caused by head displacement in two types of signals. The correction minimizes the error introduced in the uncorrected electrooculographic signal amplitude and keeps unchanged the other diagnostic parameters in absence of further analyses.

Keywords: electrooculography; head movement; correction; MATLAB

RESUMO

Introdução: as irregularidades nos movimentos oculares são um importante indicador para diagnosticar certas doenças neurodegenerativas. A eletrooculografia é a técnica mais difundida para medir esses movimentos oculares. Durante um teste visual, o paciente pode realizar movimentos involuntários da cabeça que adicionam distúrbios ao sinal eletrooculográfico, modificando sua morfologia e, portanto, alterando alguns parâmetros diagnósticos.

Objetivo: desenvolver um método para corrigir o efeito do deslocamento angular horizontal da cabeça no sinal eletrooculográfico.

Método: um modelo matemático usado na Universidade de Oriente de março de 2021 a dezembro de 2021 é detalhado para a implementação da correção em dois tipos de sinais eletrooculográficos artificiais com diferentes movimentos horizontais da cabeça.

Resultados: o comportamento do método utilizado foi avaliado qualitativamente através de sua implementação em sinais gerados artificialmente no MATLAB. Por fim, foram caracterizados os efeitos da correção sobre os parâmetros diagnósticos do sinal eletrooculográfico.

Conclusões: o método implementado demonstrou sua validade para casos específicos, nos quais é possível eliminar os erros introduzidos pelo deslocamento da cabeça para dois tipos de sinais. A correção melhora o erro introduzido na amplitude do sinal eletrooculográfico não corrigido e mantém os demais parâmetros diagnósticos inalterados, na ausência de uma análise mais profunda.

Palavras-chave: eletrooculografia; movimentos da cabeça; correção; MATLAB

Cómo citar este artículo:

Benítez-Fernández A, Vázquez-Seisdedos CR, Nicolás Socarrás-Hernández BN. Corrección del efecto del desplazamiento angular horizontal de la cabeza durante pruebas de estimulación visual. Rev Inf Cient [Internet]. 2022 [citado día mes año]; 101(3):e3808. Disponible en: <http://www.revinfscientifica.sld.cu/index.php/ric/article/view/3808>



INTRODUCCIÓN

El análisis de los movimientos oculares tiene una importancia vital en el diagnóstico de enfermedades relacionadas con el sistema nervioso central, especialmente, en las ataxias y otras degeneraciones espinocerebelosas que afectan los movimientos oculares (desaceleración y dismetría).⁽¹⁾ El electrooculograma permite registrar el potencial córneo-retiniano con la utilización de electrodos colocados en las proximidades de los ojos. La señal resultante se denomina señal electrooculográfica (EOG), que puede considerarse lineal para ángulos de mirada de hasta $\pm 30^\circ$ y detecta movimientos oculares con precisiones inferiores a 2° .⁽²⁾

La mayoría de las investigaciones que utilizan la señal EOG para medir los movimientos oculares utilizan el paradigma de que la cabeza de los sujetos siempre está estabilizada y sin movimiento⁽³⁾ y para lograrlo se utilizan mentoneras que, debido a sus características, permiten movimientos involuntarios de la cabeza del paciente. Dichos movimientos afectan las características de la señal EOG proveniente del paciente.

Stern⁽³⁾ realizó una revisión bibliográfica exhaustiva en la que se demuestra que para determinados estímulos visuales existen altas probabilidades de movimiento de cabeza, especialmente, en pruebas que requieren desplazamientos sacádicos mayores a $\pm 20^\circ$ en la que la permanencia del estímulo en el campo visual del paciente es muy corta. De igual forma, Fuller, *et al*⁽⁴⁾, manifestaron que los movimientos de cabeza durante pruebas de estimulación visual dependían en gran medida del paciente y no de las características del estímulo visual.

Aunque algunas investigaciones han abordado las afectaciones a la señal EOG que provocan los movimientos de cabeza, tales como el enlentecimiento de las sácadas⁽³⁾ y los cambios en la amplitud y morfología de las señales^(3,5), hasta el conocimiento de los autores, no existe ninguna investigación que aborde cómo solucionar estas afectaciones.

Stern, *et al*⁽³⁾ realizaron un análisis y correlación de la adquisición de movimientos oculares a través de la electrooculografía y la videooculografía con y sin movimientos de cabeza. Los resultados fueron que, en condiciones de estabilidad los parámetros de las sácadas obtenidos usando ambas técnicas están altamente correlacionados, mientras que en presencia de movimientos de cabeza se observaban irregularidades en los movimientos.

Khasnobish, *et al*⁽⁵⁾ utilizan la transformada de Wavelet de la señal EOG, en una aplicación de interfaz humano-computadora para detectar, durante pestañeos y movimientos sacádicos verticales y horizontales, determinados movimientos voluntarios de cabeza. La transformada de Wavelet es utilizada tanto para remover los artefactos causados por los movimientos de cabeza como para la extracción de características. El objetivo principal es clasificar en 6 clases, los movimientos oculares en presencia de movimientos de cabeza.

Esta publicación expresa ser la primera en eliminar las interferencias provocadas por los movimientos de cabeza en la señal EOG, pero no aporta un método que permita medir con determinada exactitud la influencia de dichos movimientos en dicha señal.



La revisión bibliográfica refleja que, hasta el conocimiento de los autores, no existen evidencias ni investigaciones que aborden la medición y corrección con precisión del error que introducen los movimientos de cabeza en la señal EOG de respuesta a estímulos visuales. Tampoco se evidencia una modelación matemática de cómo realizar lo anterior.

El objetivo de este trabajo es proponer y evaluar un método que permita corregir en la señal EOG, el efecto del desplazamiento angular-horizontal de la cabeza durante la realización de pruebas de estimulación visual sacádicas y de persecución sinusoidal, analizando las posibles afectaciones de la morfología de la señal una vez realizada la corrección.

MÉTODO

Se modeló el efecto del desplazamiento angular de la cabeza en el plano horizontal durante una prueba de estimulación visual y se abordó el método propuesto para corregir el efecto de desplazamiento angular de la cabeza sobre la señal EOG resultante y el sistema que permitiría implementarlo. A partir de dicho modelo, se generaron un conjunto de señales EOG artificiales binoculares antes, durante y después de ocurrir los movimientos angulares.

Corrección del efecto del desplazamiento angular horizontal de la cabeza: método y sistema propuesto

La Figura 1 muestra la influencia del ángulo de desplazamiento de la cabeza (en el plano horizontal) en el movimiento ocular durante la realización de una prueba de estimulación visual de tipo sacádica para un modelo de visión binocular.

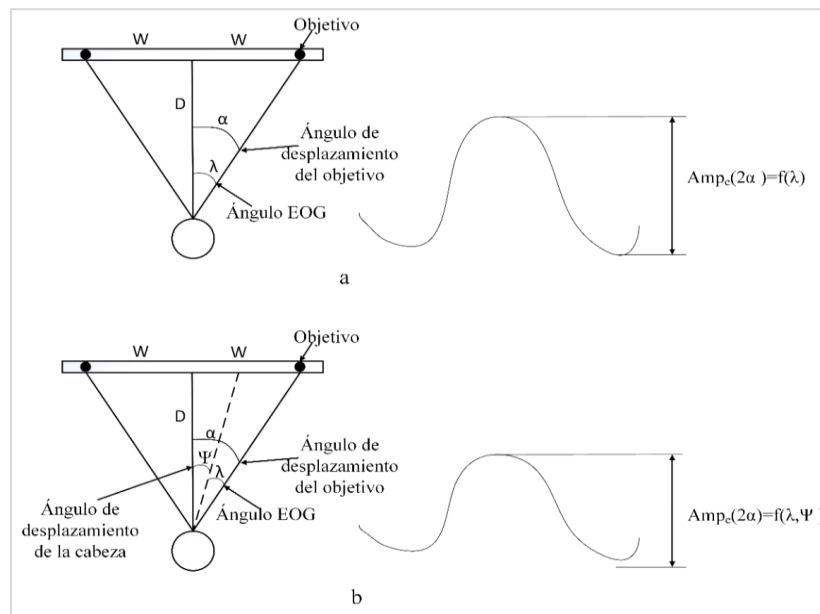


Fig. 1. Influencia del movimiento de la cabeza durante una prueba de movimiento ocular. (a) Sin movimiento de cabeza, (b) con movimiento de cabeza.

El análisis que se ha realizado en la Figura 1 contempla el comportamiento de ambos ojos como uno solo, o sea, con el modelo de ojo cóclope, el cual es ampliamente utilizado.^(6,7,8) Según esta figura lo que se obtiene a la salida del amplificador de la señal EOG horizontal (entre los cantos de ambos ojos) es la señal de tensión en volts, la cual se puede expresar en grados (previo proceso de calibración) y es proporcional al ángulo de observación del paciente ($\pm\lambda$) a un estímulo visual de amplitud angular ($\pm\alpha$). Idealmente, $\alpha=\lambda$, y la amplitud EOG estimada (Amp_e) es función solamente de λ (como se observa en la Figura 1a). Si ocurren movimientos involuntarios de la cabeza entonces esta igualdad se ve alterada, provocando errores en la estimación de λ y, por tanto, en el diagnóstico. Cuando esto ocurre, generalmente el movimiento de la cabeza durante la realización de una prueba es en el mismo sentido que el del estímulo visual y el del movimiento ocular como se observa en la Figura 1b, lo que provoca que $\alpha=\lambda+\psi$, donde ψ es el ángulo que se desplazó la cabeza del paciente en el plano horizontal (paralelo al suelo).

La ecuación (1) relaciona las magnitudes antes mencionadas.

$$\alpha = \lambda + \psi = \arctan\left(\frac{W}{D}\right) \quad (1)$$

Donde: W es la mitad de la distancia que debe recorrer el estímulo visual y D es la distancia entre el paciente y el panel de estimulación.

La señal EOG proveniente del paciente es una señal eléctrica que posee un rango de valores que se encuentran entre 50 y 3 500 μV .^(2,7) Estos valores varían en dependencia del paciente, la luminosidad del local, entre otros factores. Para que el sistema pueda representarlos es necesario realizar un proceso de calibración que convierta dichos valores en sus correspondientes valores angulares.

Para la calibración, al paciente se le muestra un estímulo visual sacádico consistente en un punto luminoso (objetivo) que se desplaza a saltos entre dos extremos separados entre sí, a un ángulo conocido en una misma línea horizontal imaginaria (Figura 1). Este patrón equivale a una señal sacádica cuya amplitud se encuentra entre 20° y 30°, y su frecuencia es de 0,2 Hz a 0,3 Hz. De esta forma, el sistema realiza un mapeo donde obtiene una constante de calibración (K) que relaciona el nivel de tensión córneo-retinal (señal EOG) con el ángulo de desplazamiento del estímulo. Esto se realiza al inicio y al final de cada prueba.^(9,10) La ecuación (2) muestra esta relación.

$$\lambda = A_{EOG} \times K \quad (2)$$

Donde, A_{EOG} es la amplitud (en volts) de la señal proveniente del paciente (a través del amplificador electrooculográfico) y K es la constante de calibración, cuya magnitud se expresa en °/V.

Para corregir la influencia de los movimientos de cabeza en la señal EOG durante la realización de una prueba visual es necesario utilizar una ecuación que relacione estas dos magnitudes (Ecuación 3).

$$\alpha = \lambda + \psi = K \times A_{EOG} + \psi = \arctan\left(\frac{W}{D}\right) \quad (3)$$

El método de corrección propuesto en este trabajo se basó en implementar las ecuaciones 1 o 3 y consistió en estimar la señal EOG horizontal (α), en grados, equivalente a la que se obtendría, suponiendo que el sujeto no ha movido la cabeza, a partir de medir: (a) el ángulo Ψ de desplazamiento de la cabeza en el plano horizontal, y (b) la señal EOG (binocular) horizontal de respuesta cuya amplitud es un estimado de (λ), ambas expresadas en grados.

En este trabajo, se asumió la adquisición de las dos señales de interés (en este caso, generadas de forma artificial): EOGH (en grados) para estimar la amplitud (λ) y el ángulo (Ψ) para estimar la señal EOG horizontal (α), en grados (objetivo de este trabajo).

Señales de evaluación: metodología de obtención

En dependencia del patrón de estímulo exhibido al sujeto, existen diversas pruebas y señales diagnósticas, cada una con fines clínicos específicos. En este trabajo se usaron patrones y señales EOGH sacádicas y de seguimiento con estímulo sinusoidal.

Generación de las señales sacádicas artificiales

En la Figura 2 se observan las señales de estímulo y respuesta electrooculográfica horizontal (EOGH) sacádica, sus puntos característicos y los principales parámetros diagnósticos que resultaron de relaciones entre ambas, cuando no hay movimiento de la cabeza.

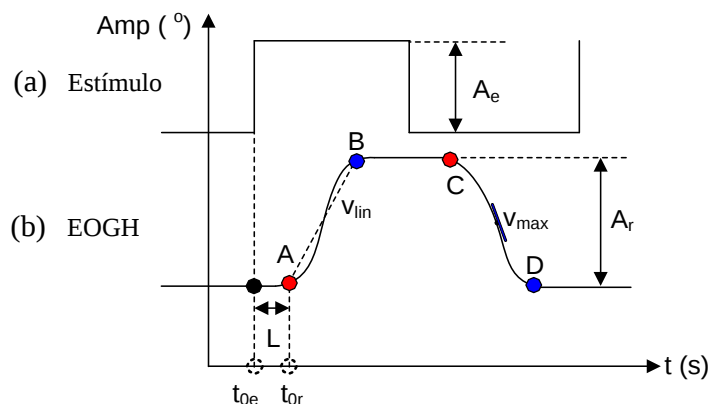


Fig. 2. Señales de estímulo y respuesta sacádica.

Los parámetros de diagnóstico de la señal sacádica son los siguientes:⁽¹¹⁾

- Amplitudes del estímulo (A_e) y la respuesta horizontal (A_r).
- Latencia: demora desde el inicio del estímulo (t_{0e}) al inicio de la respuesta (t_{0r}).
- Velocidad sacádica lineal (V_{lin}): pendiente de la recta que une los puntos de inicio y final de la sácada en la señal EOGH.
- Velocidad sacádica máxima o velocidad pico (V_{max}): pendiente máxima de la sácada.
- Desviación: diferencia entre las amplitudes de la respuesta (A_r) y del estímulo (A_e).

A efectos del diagnóstico, todos los parámetros de la Figura 2, excepto $V_{m\acute{a}x}$, dependen de los dos niveles de ambas señales y de los puntos de inicios (A y C) y finales de sácadas (B y D). La forma de onda entre los puntos consecutivos A y B o C y D influye en el valor de $V_{m\acute{a}x}$.

En este trabajo se asumió que la sácada entre los puntos A y B, C y D correspondieron a un movimiento del estímulo visual de izquierda a derecha (de derecha a izquierda). Se generó una morfología de señal EOGH sacádica artificial, a la cual se le añadió la perturbación causada por el movimiento involuntario de la cabeza. La señal de estímulo sacádico es de 0,2 Hz y $\pm 20^\circ$. El diseño de las sácadas se simuló con la señal sigmoide, recomendada por Bermúdez.⁽¹²⁾ Se simuló, además, la señal correspondiente al desplazamiento angular de la cabeza del paciente. La constante de calibración de la señal se fijó en 100 $^\circ/V$.

Generación de las señales de persecución sinusoidal artificiales.

La señal EOGH de persecución sinusoidal correspondió a la respuesta del sistema oculomotor a un punto que se movió siguiendo una ley sinusoidal en una misma línea horizontal del panel de estimulación (Figura 3).

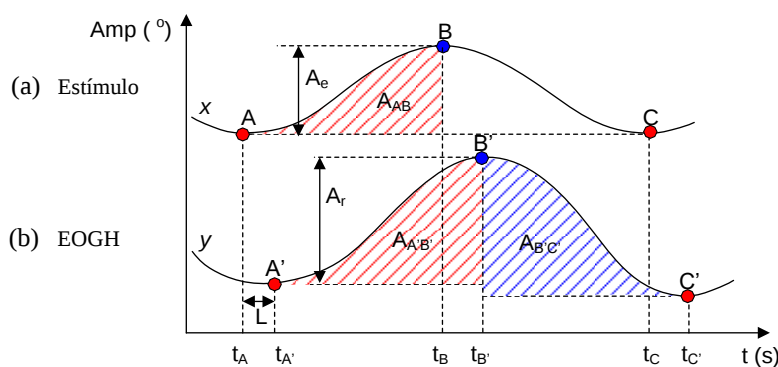


Fig. 3. Señales de estímulo y respuesta sinusoidal. Las áreas sombreadas reflejan la asimetría en la señal de respuesta.

Los principales parámetros de diagnóstico de la señal de seguimiento sinusoidal (Figura 2b) son:⁽¹¹⁾

- Ganancia de amplitud: cociente entre las amplitudes A_r y A_e para cada par de picos consecutivos.
- Ganancia de área: cociente entre las áreas $A_{A'B'}$ y A_{AB} para cada par de picos consecutivos.
- Ganancia de velocidad: cociente entre la velocidad máxima de respuesta y de estímulo, ambas medidas en los instantes de cruces por cero (punto de máxima velocidad).
- Latencia: demora desde el inicio del estímulo t_A (t_B) al inicio de la respuesta $t_{A'}$ ($t_{B'}$), respectivamente.
- Asimetría: cociente entre las áreas $A_{A'B'}$ y $A_{B'C'}$ de la señal de respuesta.

El análisis de la señal EOGH de persecución sinusoidal debe tomar en cuenta sus dos componentes por separado: la señal en sí y las sácadas correctivas (SC) superpuestas (pequeños movimientos sacádicos con amplitudes entre 1° y 5° , duración entre 50 ms y 300 ms y velocidades superiores a 50 $^\circ/s$).

Para esto, se delinearon las SC y para cada una se calcularon los parámetros de diagnósticos siguientes: (a) amplitud, (b) duración, (c) velocidad, (d) latencia y (e) aceleración. El número total de SC es de interés diagnóstico. Posteriormente, se eliminaron de la señal sinusoidal mediante un procedimiento que minimice la distorsión en el segmento que ocupaban las SC.

En esta señal, al igual que con la señal sacádica, la evaluación de la ecuación 3 en la respuesta electrooculográfica afectada por movimientos de cabeza, puede acarrear la pérdida o deformación de los demás parámetros diagnósticos de la señal, en especial, de las sácadas correctivas.

Los movimientos de cabeza, a diferencia de la señal sacádica, son más propensos a ocurrir en cualquier instante de tiempo en la señal sinusoidal, pues en esta, los ojos están en constante movimiento. Así, los pacientes que no estén adecuados a este tipo de pruebas o que tengan alguna enfermedad neurológica avanzada pueden mover la cabeza en más de una ocasión durante la prueba visual.

En este trabajo se diseñó una señal EOG horizontal artificial de persecución, a la cual se le añadió la perturbación provocada por el movimiento de la cabeza, el cual posee una ley de movimiento sigmoideal. La señal de estímulo de persecución sinusoidal fue de 0,2 Hz y $\pm 30^\circ$ de amplitud con su correspondiente respuesta EOG. La constante de calibración tuvo un valor de 100 $^\circ/\text{V}$. El desplazamiento angular de la cabeza del paciente ocurrió cuando el estímulo pasó por el centro del campo de visión del paciente a partir del segundo 5. Cuando el paciente intentó seguir el estímulo a partir de este punto, empezó a mover también la cabeza hasta que alcanzó un valor de 10° , luego mantuvo la cabeza en esa posición hasta que el estímulo alcanzó su menor valor, momento en el cual la cabeza volvió al origen a medida que el estímulo también regresó al origen.

RESULTADOS

En esta sección se simuló en la aplicación software MATLAB los resultados obtenidos en el cálculo de la corrección del efecto de los movimientos de cabeza en las dos señales EOG sacádicas y las dos de persecución sinusoidal, que ya poseen incorporadas en su morfología los efectos del movimiento angular de la cabeza solamente en el plano horizontal, para luego analizar la influencia de las correcciones en determinados parámetros diagnósticos.

Corrección de los movimientos de cabeza para las señales sacádicas artificiales

La Figura 4 muestra el resultado de la implementación de la corrección en la señal EOGH sacádica descrita anteriormente, a la cual se le añadió la perturbación causada por el movimiento involuntario de la cabeza.

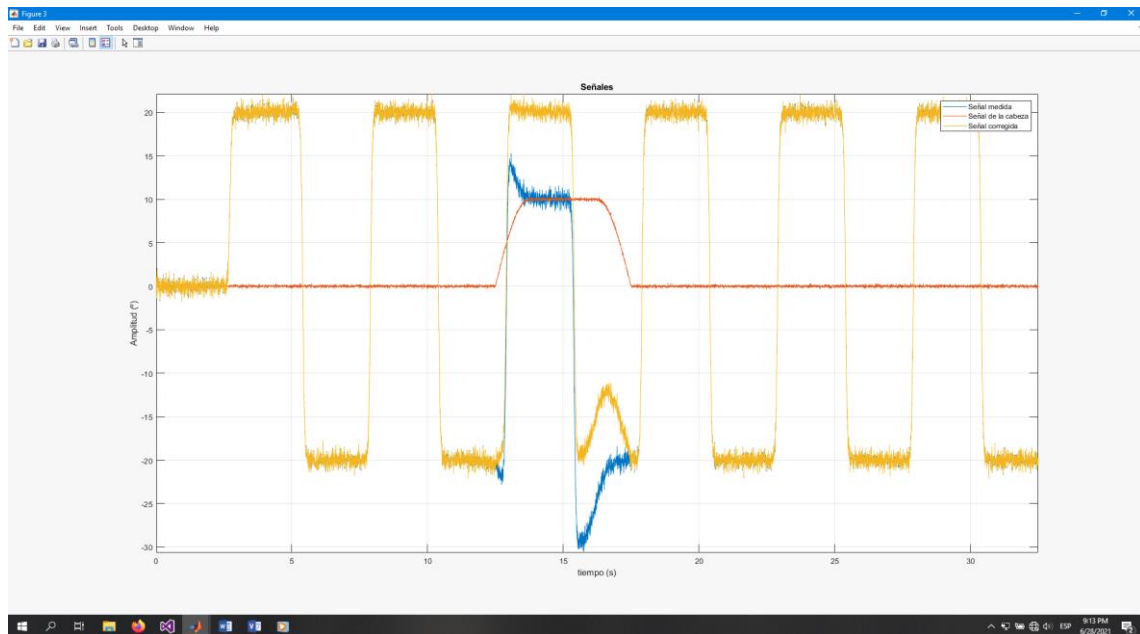


Fig. 4. Señales EOG corregida (amarilla), EOG sin corregir (azul) y de desplazamiento angular de la cabeza (rojo).

En la figura anterior se observa que el movimiento de cabeza ocurrió durante la realización de una sácada y es en la misma dirección que el movimiento ocular, la amplitud de este movimiento se fijó en 10° . Una vez que el paciente lo realizó se mantuvo con la cabeza en esa posición incluso después de ejecutar una sácada en sentido contrario, esto implica que para alcanzar la variación de 40° del estímulo el movimiento ocular tuvo que alcanzar los 30° como se indica en la figura. A continuación, la cabeza del paciente vuelve a su posición inicial, lo que se reflejó en una corrección gradual de la tensión córneo-retiniana al valor de -20° .

Se apreció que cuando el movimiento de cabeza se realizó durante la sácada, si bien la amplitud de la sácada se recuperó hacia los 20° , la corrección provocó que el inicio de la sácada en las señales medida y corregida difiera, por la distorsión morfológica introducida. Esto, a su vez, ocasionará fallos en el algoritmo de estimación de los puntos de inicio y final de sácaras.⁽¹³⁾

En esta nueva posición la cabeza quedó inmóvil por alrededor de 5 s, lo que por una parte provocó que la amplitud positiva de la señal EOGc sea de 20° y, por otra mucho más importante, que los puntos de inicio y final de la sácada de derecha a izquierda en la señal EOGc coincidieran con los de la señal de seguimiento EOGsc, lo cual es favorable a los efectos del cálculo de los indicadores diagnósticos descritos anteriormente.

Durante el segmento final en que la cabeza se mantuvo inmóvil, la corrección provocó una distorsión (en forma de pico) en la amplitud negativa de -20° debido al movimiento ocular de derecha a izquierda inducido por la señal EOGsc. A los efectos del diagnóstico, esto no es crítico, ya que no afectó la

estimación del punto final de la sácada de derecha a izquierda que es el que se usó para determinar los parámetros de diagnóstico (amplitud, desviación, latencia, velocidad lineal).

Cuando la cabeza empezó a moverse hacia su posición inicial (centro del panel) la señal EOGc se vio afectada por este movimiento y corrigió su valor hasta -20° . Esta deformación de la señal corregida ocurrió en un tramo en el que la misma no aportó ningún parámetro diagnóstico pues el estímulo visual estaba fijo en un extremo, a pesar de que la señal EOGsc por el propio efecto del movimiento de la cabeza, cambió la posición relativa de los ojos y, por tanto, el biopotencial córneo-retiniano. Esta afectación puede ser solucionada a través de un procesamiento posterior a la señal, pues se conocen las características de la señal de estímulo, de la señal EOGsc y de la señal de desplazamiento angular de la cabeza en todo momento.

En esta prueba los demás parámetros diagnósticos de la señal no se vieron afectados, pues el movimiento de la cabeza no fue excesivo.

Corrección de los movimientos de cabeza para la señal de persecución artificial

La Figura 5 muestra que a medida que la señal de movimiento de cabeza varió, la señal EOGc aumentó, manifestando incluso entre los 10° y 20° cierta deformación de la forma de onda, debido a la corrección de ese segmento con el correspondiente de la señal (sinusoidal) de movimiento de cabeza. Se puede apreciar, además, que mientras la señal de movimiento de cabeza se encontró estable en la nueva posición las sácadás correctivas no se deformaron ni se vieron afectadas por ninguna latencia.

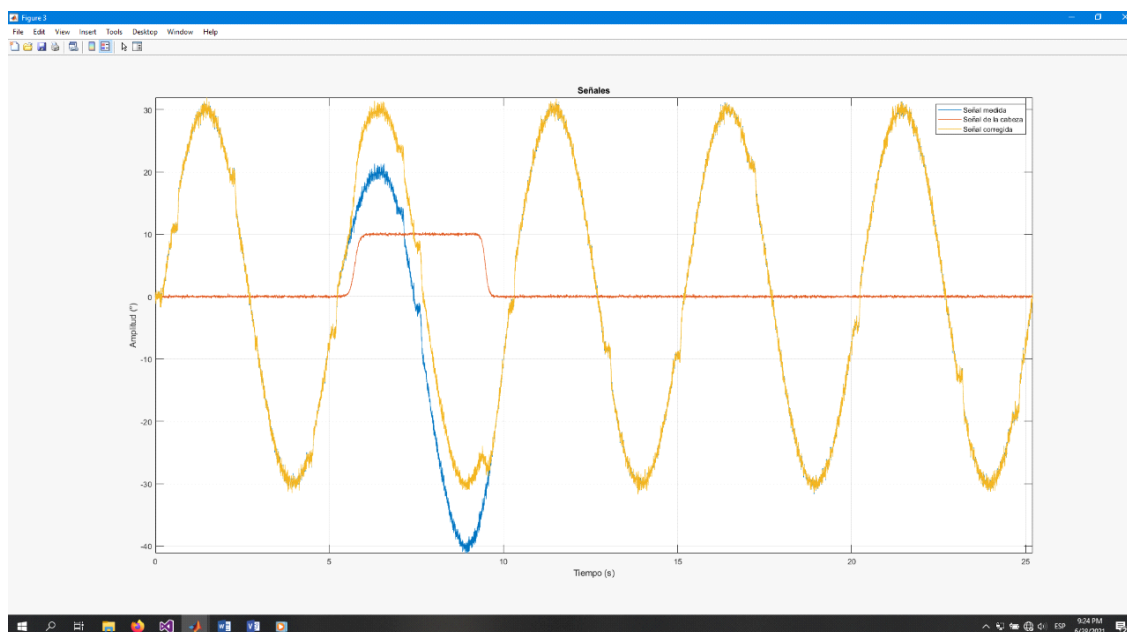


Fig. 5. Señales EOG corregida (amarilla), EOG sin corregir (azul) y de desplazamiento angular de la cabeza (rojo).

Una vez que la cabeza retornó a su posición inicial (0°) y ha ocurrido medio ciclo de la señal de estímulo visual, la señal EOGH se corrigió hasta -30° siguiendo la ecuación 3. Sin embargo, durante el segmento en que la señal de la cabeza se desplazó desde 10° a 0° , ocurrió un salto (deformación) en la señal EOGc que pudiera interpretarse como una sácada correctiva o algún artefacto proveniente de la señal. Esto puede corregirse posteriormente con los algoritmos de procesamiento, pues se cuenta en todo momento con la señal de movimiento de cabeza y con la señal EOGsc.

DISCUSIÓN

Los resultados cualitativos obtenidos en las señales EOG sacádicas y de persecución sinusoidal, evidencian que las mayores distorsiones en la señal EOGc se producen en los segmentos de señal en que se desplaza la cabeza en relación con el movimiento ocular. El nivel de distorsión, en este caso, dependerá de las tendencias matemáticas que describan estos intervalos y de otras perturbaciones existentes (ruido, interferencias, artefactos, pestaños y sácadas correctivas), y para su reducción será necesario recurrir a otros métodos de procesamiento y reconocimiento morfológico más sofisticados (posprocesamiento) para corregir estas tendencias, a partir de la medición de las señales involucradas.

CONCLUSIONES

En el trabajo se implementa un método de corrección de los movimientos angulares de la cabeza en el plano horizontal sobre señales electrooculográficas artificiales como respuesta a estímulos visuales sacádicos y de persecución sinusoidal. Se evidencia que la distorsión de la señal EOG es mayor durante el movimiento de la cabeza, aunque existen otros factores como el ruido, interferencias y artefactos que también la afectan. El método demuestra su validez para varios casos específicos, en el que se logró para ambos tipos de señales eliminar los errores introducidos por el desplazamiento de la cabeza. La corrección mejora el error introducido en la amplitud de la señal EOGsc y mantiene inalterables, a falta de un análisis más profundo, los demás parámetros diagnósticos, mientras que los artefactos introducidos por la corrección pueden ser posteriormente eliminados a través de un procesamiento a la señal EOGc. En estudios futuros se pretende implementar el sistema de estimulación, adquisición y procesamiento para probar los modelos antes descritos en situaciones reales.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Casamento-Moran A, Yacoubi B., Wilkes BJ, Hess CW, Foote KD, Okun MS, Christou, EA. Quantitative separation of tremor and ataxia in essential tremor. Ann Neurol. 2020; 88(2): 375-387. DOI: <https://doi.org/10.1002/ana.25781>
2. Agarwal S, Singh V, Rani A, Mittal AP. Hardware efficient denoising system for real EOG signal processing. J Intell Fuzzy Syst. 2017; 32(4):2857-62. <http://dx.doi.org/10.3233/JIFS-169228>
3. Stern JA, Brown TB, Wang L, Russo MB. Eye and head movements in the acquisition of visual information. Psychologia. 2005; 48(2):133-45.



4. Fuller JH. Head movement propensity. *Exp Brain Res.* 1992; 92(1):152-64. DOI: <https://doi.org/10.1007/bf00230391>
5. Khasnobish A, Chakravarty K, Chatterjee D, Sinha A. Wavelet based head movement artifact removal from electrooculography signals. 2017 Proc. En: IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP), 2017. IEEE; 2017. Disponible en: <https://ieeexplore.ieee.org/document/7952303/>
6. Pérez Guzmán RE, Céspedes Pérez A, García Bermúdez RV, Pérez Céspedes A. Estimulador visual y auditivo para pruebas clínicas de electrooculografía basado en la plataforma Arduino. *Rev Cubana Cienc Inform.* 2017; 11(3):77-91.
7. López A, Ferrero F, Villar JR, Postolache O. High-Performance Analog Front-End (AFE) for EOG Systems. *Electronics.* 2020; 9(6):970. DOI: <https://doi.org/10.3390/electronics9060970>
8. Rodríguez-Labrada R, Velázquez-Pérez L, Auburger G, Ziemann U, Canales-Ochoa N, Medrano-Montero J, *et al.* Spinocerebellar ataxia type 2: measures of saccade changes improve power for clinical trials. *Mov Disorders.* 2016; 31(4):570-8. DOI: <https://doi.org/10.1002/mds.26532>
9. Sánchez FH, Romaguera TV, Seisdedos CRV. Sistema de estimulación y registro del movimiento ocular con el empleo de la videoculografía infrarroja. *MEDISAN* [Internet]. 2020 [citado 23 Feb 2022]; 24(3):515-28. Disponible en: <http://scielo.sld.cu/pdf/san/v24n3/1029-3019-san-24-03-515.pdf>
10. Benítez Fernández A, Dávila Galiana RB, Socarrás Hernández BN, Rodríguez JMH, Seisdedos CRV. Generador de estímulos visuales para el análisis de movimientos oculares usando el sistema de medición biomédica SMB-EV®. En: *Memorias de la XVIII Convención y Feria Informática 2020, VII Simposio Internacional de Electrónica: Diseño, Aplicaciones, Técnicas Avanzadas y Retos Actuales.* La Habana, Cuba; 2020.
11. Fadruga-Acosta Y, Vázquez-Seisdedos CR, Valdés-Pérez FE. Herramienta para el Análisis de Movimientos Oculares Sacádicos. En: *V Latin American Congress on Biomedical Engineering CLAIB, 2011 May 16-21, La Habana: CLAIB; 2011.*
12. Becerra-García RA, García-Bermúdez RV, Joya-Caparrós G, Fernández-Higuera A, Velázquez-Rodríguez C, Velázquez-Mariño M, *et al.* Data mining process for identification of non-spontaneous saccadic movements in clinical electrooculography. *Neurocomputing* [Internet]. 2017 [citado 23 Febg 2022]; 250:28-36. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.neucom.2016.10.077>
13. Vázquez-Seisdedos CR, Fadruga-Acosta Y, Valdés-Pérez FE. Delineación de Movimientos Oculares Sacádicos: Desempeño en Presencia de Ruido. En: *V Latin American Congress on Biomedical Engineering CLAIB, Habana, 2011 May 16-21. La Habana: CLAIB; 2011.*

Declaración de conflictos de intereses:

Los autores declaran que no existen conflictos de intereses.



Contribución de los autores:

ABF: contribución importante a la concepción y diseño del trabajo, análisis bibliográfico, puesta a punto y evaluación del modelo y a la escritura y corrección del artículo.

BNSH: contribución en la evaluación del modelo, revisión crítica y corrección del artículo.

CRVS: contribución importante a la concepción y diseño del trabajo, análisis bibliográfico, evaluación del modelo, escritura del resumen estructurado, revisión crítica y corrección del artículo.

Financiación:

No se recibió financiación para el desarrollo del presente artículo.

