

Análisis no-lineal de la onda gamma del electroencefalograma en una prueba de atención e inhibición

Non-linear analysis of the electroencephalogram gamma wave in an attention and inhibition test

Fernando Maureira Cid^{1*} <https://orcid.org/0000-0001-7607-7416>

Hernán Díaz Muñoz² <https://orcid.org/0000-0002-8310-3835>

Marcelo Hadweh Briceño³ <https://orcid.org/0000-0002-5218-3131>

Patricia Bravo Rojas⁴ <https://orcid.org/0000-0002-9739-8590>

Elizabeth Flores Ferro⁵ <https://orcid.org/0000-0002-6826-9247>

¹Universidad Metropolitana de Ciencias de la Educación. Santiago, Chile.

²Universidad de Santiago de Chile. Chile.

³Universidad SEK. Santiago, Chile.

⁴Universidad Católica Silva Henríquez. Santiago, Chile.

⁵Universidad Bernardo O'Higgins. Santiago, Chile.

* Autor para la correspondencia: maureirafernando@yahoo.es

RESUMEN

Introducción: Durante las últimas décadas se ha estudiado la señal del electroencefalograma desde una perspectiva de matemática no-lineal. Esto permite entender la actividad eléctrica cerebral como un sistema dinámico complejo.

Objetivo: Evaluar los exponentes de *Hurst* y sus correlaciones en la onda gamma durante una tarea de atención alternante e inhibición de la interferencia en estudiantes universitarios.

Métodos: La muestra se constituyó por 14 alumnos de educación física. Para evaluar la actividad eléctrica cerebral se utilizó el dispositivo cerebro-interfaz Emotiv Epoc[®]. La atención alternante se estimó con el test de símbolos y dígitos, mientras que para la inhibición de la interferencia se empleó la prueba de palabras y colores de *Stroop*.

Resultados: En la prueba de atención alternante, cuatro individuos revelaron mayor propensión al caos en el hemisferio derecho, uno presentó más tendencia en el hemisferio izquierdo y dos no tuvieron una predisposición definida. Por otra parte, durante la prueba de inhibición de la interferencia, cinco presentaron variaciones de las medias de *Hurst* entre las tres láminas del efecto *Stroop*, sobre todo de la región temporal. Los exponentes *Hurst* en ambas pruebas fueron inferiores a 0,5.

Conclusiones: Durante la prueba de atención se observó un mayor caos de la actividad eléctrica cerebral, sin existir correlaciones entre las regiones estudiadas. Durante la prueba de inhibición las modificaciones de los exponentes de *Hurst* no presentaron patrones definidos hacia el orden o caos.

Palabras claves: electroencefalograma; ondas gamma; atención; inhibición.

ABSTRACT

Introduction: During the last decades the electroencephalogram signal has been studied from a nonlinear mathematical perspective. This allows understanding brain electrical activity as a complex dynamical system.

Objective: To evaluate Hurst exponents and their correlations in the gamma wave during an alternating attention and interference inhibition task in university students.

Methods: The sample consisted of 14 physical education students. The Emotiv Epoc[®] brain-interface device was used to evaluate brain electrical activity. Alternating attention was estimated with the symbols and digits test, while the Stroop words and colors test was used for interference inhibition.

Results: In the alternating attention test, four individuals revealed a greater propensity to chaos in the right hemisphere, one showed a greater tendency in the left hemisphere and two had no defined predisposition. On the other hand,

during interference inhibition, variations of Hurst average values between the three Stroop effect slices were determined in five subjects, especially in the temporal region. Hurst exponents in both tests were found to be less than 0.5.

Conclusions: During the attention test, a greater chaos of brain electrical activity is observed, with no correlations between the regions studied. During the inhibition test, the modifications of the Hurst exponents do not present defined patterns towards order or chaos.

Keywords: electroencefalogram; gamma waves; attention; inhibition.

Recibido: 16/08/2020

Aceptado: 31/08/2020

Introducción

El electroencefalograma (EEG) determina la actividad eléctrica del cerebro a través de electrodos ubicados en el cuero cabelludo.⁽¹⁾ Este registro corresponde a la sumatoria de potenciales postsinápticos inhibitorios y excitatorios de la corteza cerebral.⁽²⁾ La señal del EEG se clasifica en diferentes tipos de ondas: delta con un rango de 0,5-3 Hz, theta de 3,5-7 Hz, alfa de 8-12 Hz, beta de 13-30 Hz y gamma con ondas mayores a 30 Hz.⁽³⁾ Las ondas delta y theta se asocian al sueño profundo y ligero, respectivamente; la onda alfa, a un estado de reposo, despierto y con los ojos cerrados; la beta, a la vigilia con percepción del entorno y durante la resolución de tareas cotidianas; y las ondas gamma se vinculan con la alta concentración y la meditación.⁽⁴⁾

En las últimas décadas se han estudiado las señales del EEG con herramientas de matemática no lineal,⁽⁵⁾ a partir de la naturaleza caótica y de sistemas dinámicos complejos de la actividad eléctrica cerebral.⁽⁶⁾ El exponente de *Hurst* (H) estudia los cambios en series temporales altamente dependientes de las condiciones iniciales del sistema,⁽⁷⁾ con valores entre 0 y 1: $H = 0,5$ indica un sistema con una dinámica de caos estocástico, correspondiente a ruido café o movimiento browniano, sin contenido informacional relevante; $H < 0,5$ revela un sistema antipersistente, cuyo comportamiento futuro será conservador con respecto a los valores precedentes, con una propensión regresiva al promedio que lo antecede;

$H > 0,5$ señala un sistema constante que conservará por un tiempo la tendencia precedente y se alejará de un valor estable de la oscilación.⁽⁸⁾

Diversos trabajos muestran diferencias en el exponente H obtenido de señales de EEG en adultos: valores más altos en las ondas alfa y beta con los ojos cerrados en comparación a ojos abiertos;⁽⁹⁾ $H > 0,5$ en la onda beta con diferencias inter e intrahemisférica;⁽¹⁰⁾ y correlaciones de valores H de electrodos frontales, temporales y occipitales en ondas beta bajas (13-21 Hz) y beta alta (22-30 Hz) en reposo con ojos cerrados.⁽¹¹⁾ También se ha utilizado el exponente H para clasificar señales de EEG entre pacientes sanos y con estrés postraumático o trastornos de sueño,⁽¹²⁾ entre etapas preictales e interictales en epilépticos,⁽¹³⁾ y entre atletas sanos y deportistas con posconmoción cerebral.^(14,15)

El exponente H evalúa el grado de predictibilidad de una serie temporal en términos de i) su persistencia, o el refuerzo de una tendencia observada en la serie de tiempo ($0,5 < H < 1$); e ii) su anti-persistencia ($0 < H < 0,5$), indicativo de una propensión futura estable, o que revierte sobre un determinado valor promedio. Para series de tiempo brownianas ($H = 0,5$), se define un desorden estocástico, mientras que para valores de H distintos de $0,5$ se entiende un trastorno determinista desarrollado sobre una estructura matemática sensible a las condiciones iniciales, característica que define a los sistemas dinámicos caóticos.⁽⁵⁾

La tendencia al caos de una serie temporal puede evaluarse con otros análisis no-lineales como el exponente máximo de *Lyapunov*, que posibilita conocer la sensibilidad del sistema a las condiciones iniciales, algo que también se expresa como su volatilidad. Esto contribuye a diferenciar sistemas con condiciones iniciales similares y provee de una evaluación de predictibilidad global. El exponente H y el máximo de *Lyapunov* se encuentran correlacionados ($R > 0,85$) de modo que si se utilizara cualquiera de los dos métodos, se obtendrían resultados análogos.⁽¹⁶⁾

La atención constituye la capacidad de focalizar las percepciones: capta informaciones de la realidad y desecha otras.⁽³⁾ Es una función cognitiva compuesta por varios subtipos⁽¹⁷⁾ entre las que destacan el estado de alerta (disposición para sondear el entorno), la atención selectiva (selección de un estímulo en particular), la atención sostenida (habilidad de mantener una respuesta conductual), la atención dividida (focalización de dos o más estímulos a la vez) y la atención alternante (capacidad de cambiar con rapidez el foco atencional).⁽¹⁸⁾

Los estudios de atención mediante EEG y exponentes H analizan las señales cerebrales en personas con déficit atencional e hiperactividad, y muestran una

disminución de H en las ondas theta, alfa y beta tras una terapia de *neurofeedback*.⁽¹⁹⁾ Las diferencias individuales inter e intrahemisféricas de la onda beta durante las pruebas de atención sostenida y atención selectiva se determinaron a partir de las correlaciones entre los exponentes H de diversas regiones cerebrales, independientes de los resultados de la prueba.^(20,21) Los valores H de la onda beta (que oscilaron entre $H = 0,2$ y $H = 0,4$) entre las regiones prefrontales, temporales y occipitales, variaron en cada sujeto durante los ocho minutos de resolución de la prueba de atención sostenida.⁽²²⁾

Dentro de las funciones cerebrales superiores, se encuentran las ejecutivas, que se asocian a tareas mentales para generar una conducta eficaz.⁽²³⁾ Dentro de esta gama de funciones están la planificación, la memoria de trabajo, la fluidez verbal, la flexibilidad cognitiva, el control inhibitorio, entre otras.⁽²⁴⁾ La inhibición de la interferencia se define como la capacidad de impedir y controlar respuestas automáticas a estímulos en conflicto.

Algunos estudios describen un aumento de los pares de canales correlacionados y una disminución del exponente H cuando se complejiza una tarea de resolución de problemas,⁽²⁵⁾ y aumento del exponente H en la onda delta de la región frontal y occipital si se incrementa la dificultad de una tarea de memoria de trabajo.⁽²⁶⁾ Sin embargo, no existen publicaciones sobre la actividad cerebral medida con EEG y analizada con matemática no-lineal durante la resolución de tareas de control inhibitorio.

Debido a los antecedentes expuestos, la presente investigación se propuso evaluar los exponentes H y sus correlaciones en la onda gamma durante una tarea de atención alternante e inhibición de la interferencia en estudiantes universitarios.

Métodos

La muestra se constituyó por 14 estudiantes varones de pedagogía en Educación Física de la Universidad Católica “Silva Henríquez” de Chile. La edad media estuvo entre $19,8 \pm 0,6$. La muestra se seleccionó con estas características porque se han descrito diferencias importantes en la actividad eléctrica cerebral según el sexo⁽²⁷⁾ y los rangos etarios.⁽²⁸⁾ Ninguno de los evaluados eran consumidores habituales de drogas; tampoco poseían alteraciones o trastornos cognitivos, ni estuvieron bajo tratamiento psicológico en los 12 meses anteriores a la investigación. Durante el estudio se respetaron los principios éticos

establecidos por la Declaración de Helsinki,⁽²⁹⁾ y cada participante firmó el consentimiento informado.

La actividad eléctrica cerebral se registró con el dispositivo cerebro-interfaz *Emotiv Epoc*[®] que tuvo una frecuencia de muestreo de 128 Hz. El EEG reconoció 14 canales mediante electrodos posicionados según el sistema 10/20 y usó como referencia los electrodos del hueso mastoides. Los datos del EEG se procesaron mediante el programa EEGLAB y ADJUST ejecutados en la plataforma MATLAB 2008. Se utilizaron los registros del lóbulo frontal (AF3 y AF4), temporal (T7 y T8) y occipital (O1 y O2).

La atención alternante se evaluó a partir de la prueba de símbolos y dígitos de *Smith*,⁽³⁰⁾ que es una planilla con un cuadro de claves en su parte superior donde aparecen nueve símbolos asociados a números del uno al nueve. Más abajo tiene 120 casillas con diversas representaciones, y el evaluado debe asignar el número correspondiente según las claves de la parte superior de la hoja. La prueba tiene una duración de 90 segundos.

La inhibición de la interferencia se determinó mediante el *test* de colores y palabras de *Stroop*.⁽³¹⁾ Este consta de tres láminas, cada una con 100 elementos, agrupados en 5 columnas. La primera lámina presenta nombres de colores escritos en tinta negra, la segunda presenta símbolos de colores y la tercera presenta nombres de colores escritos en tinta de distinto color. El evaluado debe leer la mayor cantidad de palabras de la lámina 1; luego, nombrar la mayor cantidad de colores de los símbolos; y, finalmente, designar los colores de la tinta con que están escritas las palabras de la lámina 3. Para cada uno de estos pasos solo tiene 45 segundos.

La frecuencia cardíaca basal de cada participante se examinó durante cinco minutos mientras se encontraban sentados relajadamente. Luego se realizó un registro de la actividad cerebral, dos minutos con los ojos cerrados, y se analizó el rango de frecuencia gamma (> 30 Hz). Una semana antes de la evaluación, se le indicó a cada participante lo concerniente al consumo de alcohol y horas de sueño en el día previo a la medición.

Posteriormente, se calculó el exponente de Hurst para cada segundo de registro del estado basal con los ojos cerrados, se obtuvieron 120 valores H (1 por cada segundo) y su promedio. Esta acción se efectuó para cada uno de los seis electrodos estudiados.

Tras el registro basal, la prueba de atención alternante y la de inhibición de la interferencia se hizo por siete sujetos, respectivamente. De igual manera, se calculó el exponente de Hurst para cada segundo de la prueba (90 valores H para

la prueba de atención y 45 para las tres láminas de la prueba de inhibición) y se obtuvo el promedio de estos. Los exponentes de Hurst en estado basal se restaron a los valores de la tarea cognitiva para obtener la modificación de H, atribuible a esta actividad (fig. 1).⁽³²⁾

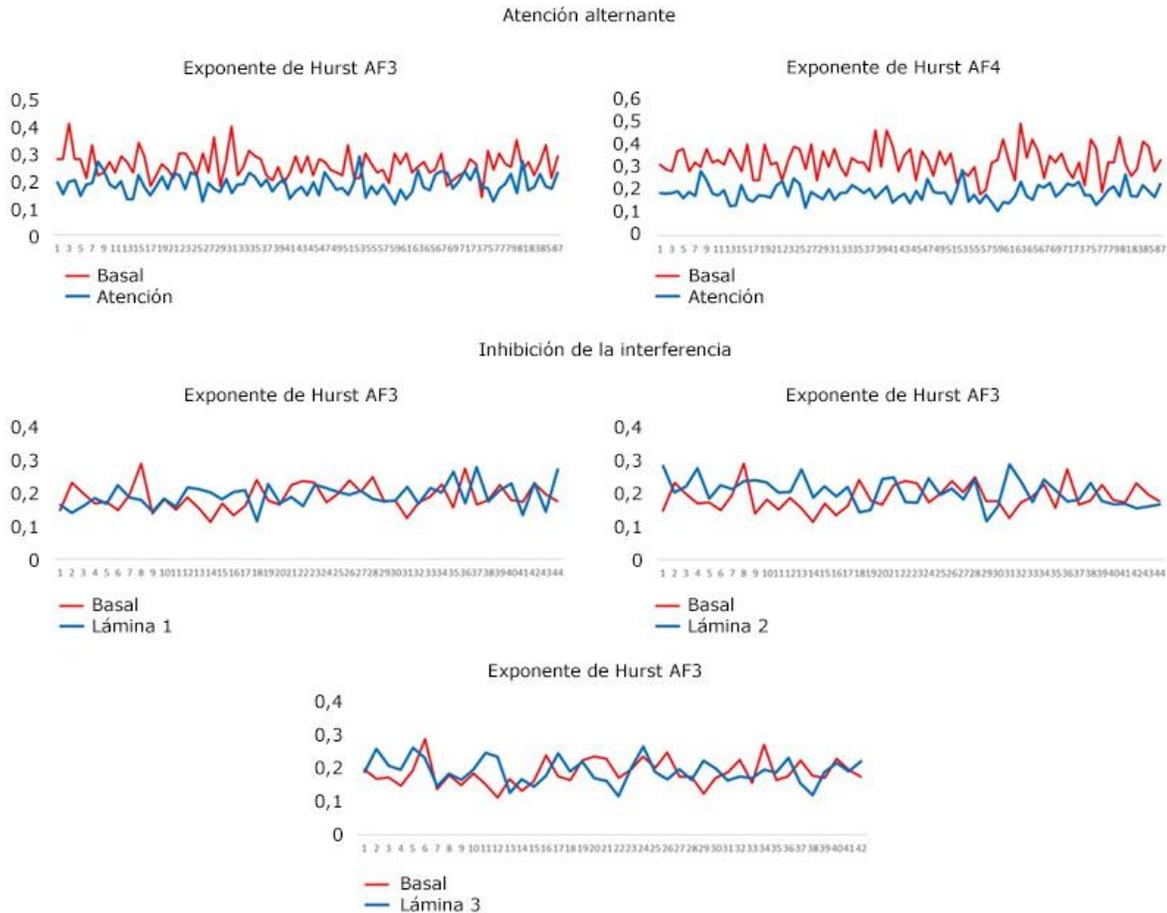


Fig. 1 - Exponentes H de la corteza prefrontal izquierda (AF3) y derecha (AF4).

Para las medias de los índices H se utilizó el programa estadístico SPSS 25.0 de Windows. La prueba de *Kolmogorov-Smirnov* arrojó una distribución normal de los datos analizados ($p < 0.05$) y se utilizó estadística paramétrica. Los valores H entre cada electrodo del hemisferio derecho e izquierdo se compararon con pruebas t para muestras independientes; en cambio, para contrastar las medias de H de cada electrodo entre las láminas de *Stroop* se empleó la prueba de ANOVA con *post-hoc* de *Tukey*. Los exponentes H se relacionaron con los seis

electrodos estudiados a partir de la correlación de *Pearson*. Se consideraron significativos los valores $p < 0,05$.

Resultados

La comparación de los valores H durante la prueba de atención alternante, menos los valores H en estado basal, muestra una disminución de H durante los 90 segundos de la prueba; esto indica un aumento del caos de la actividad eléctrica cerebral. El sujeto 1 tuvo trastornos de la actividad eléctrica del hemisferio izquierdo; los casos 2, 5, 6, 7 presentaron desorden en el hemisferio derecho; y el 3 y el 4 no registraron una predisposición definida (fig. 2).

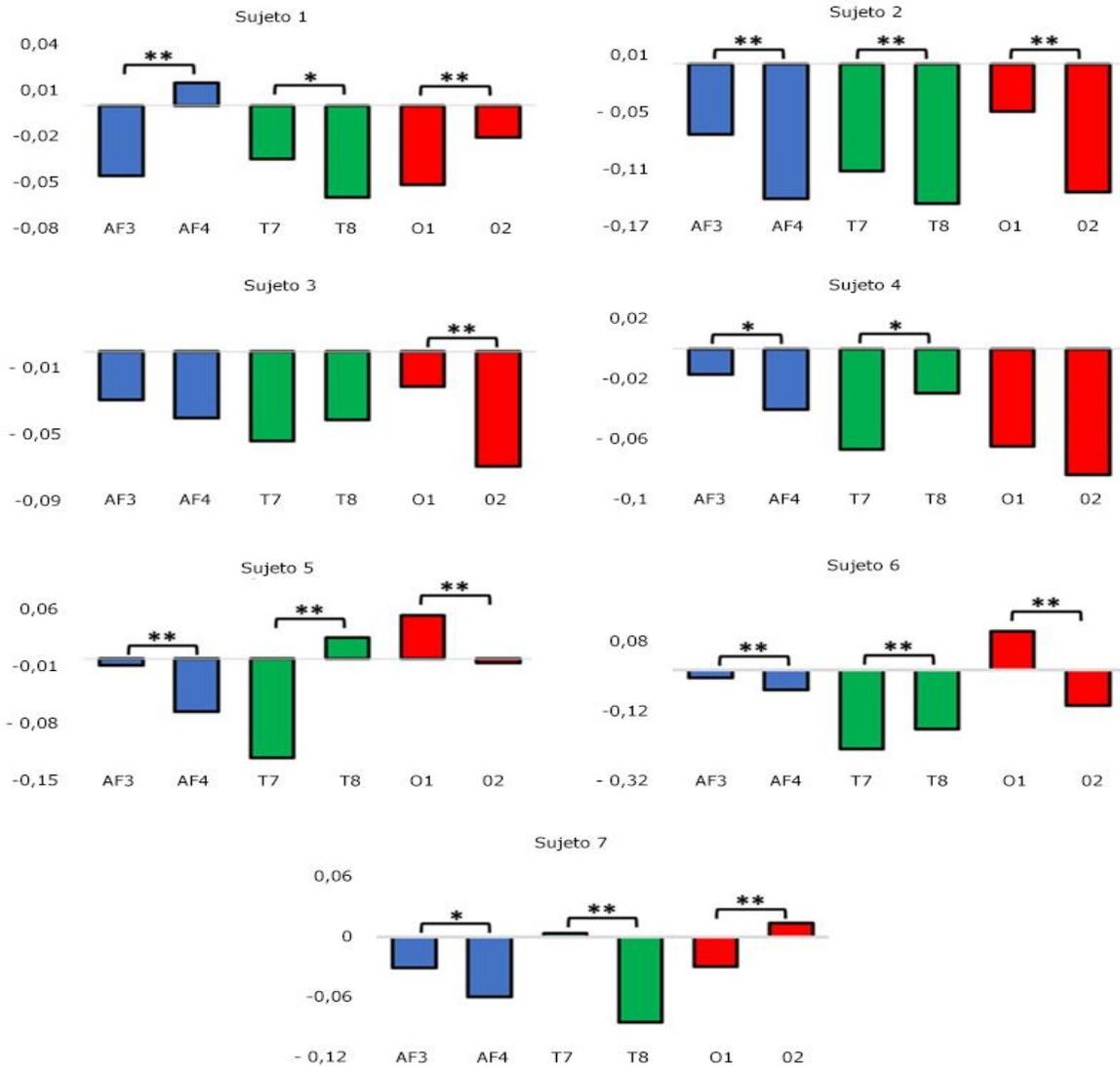


Fig. 2 - Exponentes H durante la prueba de atención alternante.

La correlación entre las diferencias de medias y tamaños del efecto (d) en los exponentes H de cada región no resultó significativamente alta ($r > 0,600$) durante la resolución de la prueba de atención alternante. Los resultados oscilaron entre 49 y 66 puntos en los siete sujetos evaluados (tabla 1).

Tabla 1 - Pruebas t y tamaños del efecto a partir de la comparación de los exponentes H

| Sujeto | Región | Izquierdo | Derecho | t | p | d |
|--------|------------|---------------|---------------|--------|-------|------|
| No. 1 | Prefrontal | -0,052 ± 0,07 | 0,011 ± 0,07 | -5,778 | 0,000 | 0,25 |
| | Temporal | -0,420 ± 0,07 | -0,670 ± 0,07 | 2,319 | 0,002 | 0,98 |

| | | | | | | |
|-------|------------|---------------|---------------|--------|-------|------|
| | Occipital | -0,052 ± 0,06 | -0,021 ± 0,06 | -3,315 | 0,001 | 0,13 |
| No. 2 | Prefrontal | -0,073 ± 0,06 | -0,137 ± 0,07 | 6,292 | 0,000 | 0,25 |
| | Temporal | -0,116 ± 0,07 | -0,153 ± 0,07 | 3,626 | 0,000 | 0,14 |
| | Occipital | -0,049 ± 0,05 | -0,132 ± 0,06 | 9,839 | 0,000 | 0,35 |
| No. 3 | Occipital | -0,018 ± 0,05 | -0,075 ± 0,07 | 5,602 | 0,000 | 0,23 |
| No. 4 | Prefrontal | -0,016 ± 0,05 | -0,044 ± 0,07 | 2,960 | 0,004 | 0,11 |
| | Temporal | -0,066 ± 0,06 | -0,034 ± 0,08 | 2,888 | 0,004 | 0,12 |
| No. 5 | Prefrontal | -0,009 ± 0,06 | -0,069 ± 0,08 | 5,513 | 0,000 | 0,23 |
| | Temporal | -0,119 ± 0,09 | 0,028 ± 0,09 | 10,360 | 0,000 | 0,49 |
| | Occipital | 0,053 ± 0,08 | -0,003 ± 0,07 | 5,088 | 0,000 | 0,20 |
| No. 6 | Prefrontal | -0,022 ± 0,06 | -0,059 ± 0,06 | 3,714 | 0,000 | 0,15 |
| | Temporal | -0,227 ± 0,09 | -0,171 ± 0,08 | -4,141 | 0,000 | 0,19 |
| | Occipital | 0,110 ± 0,08 | -0,103 ± 0,08 | 17,020 | 0,000 | 0,75 |
| No. 7 | Prefrontal | -0,038 ± 0,05 | -0,065 ± 0,07 | 2,508 | 0,013 | 0,11 |
| | Temporal | -0,008 ± 0,08 | -0,082 ± 0,06 | 6,305 | 0,000 | 0,28 |
| | Occipital | -0,036 ± 0,06 | 0,009 ± 0,06 | -4,196 | 0,000 | 0,18 |

La comparación de los valores H durante la prueba de inhibición de la interferencia, menos los valores H en estado basal, mostró las variaciones de cuatro individuos en el exponente H de dos electrodos de las láminas de la prueba de *Stroop*. Se observaron alteraciones de la región prefrontal derecha (AF4) en el caso 8; de la zona temporal izquierda (T7) en 11, 13 y 14; de la zona temporal derecha (T8) en 8, 11 y 13; de la región occipital izquierda (O1) en 12 y de la zona occipital derecha (O2) en 14 (fig. 3, tabla 2).

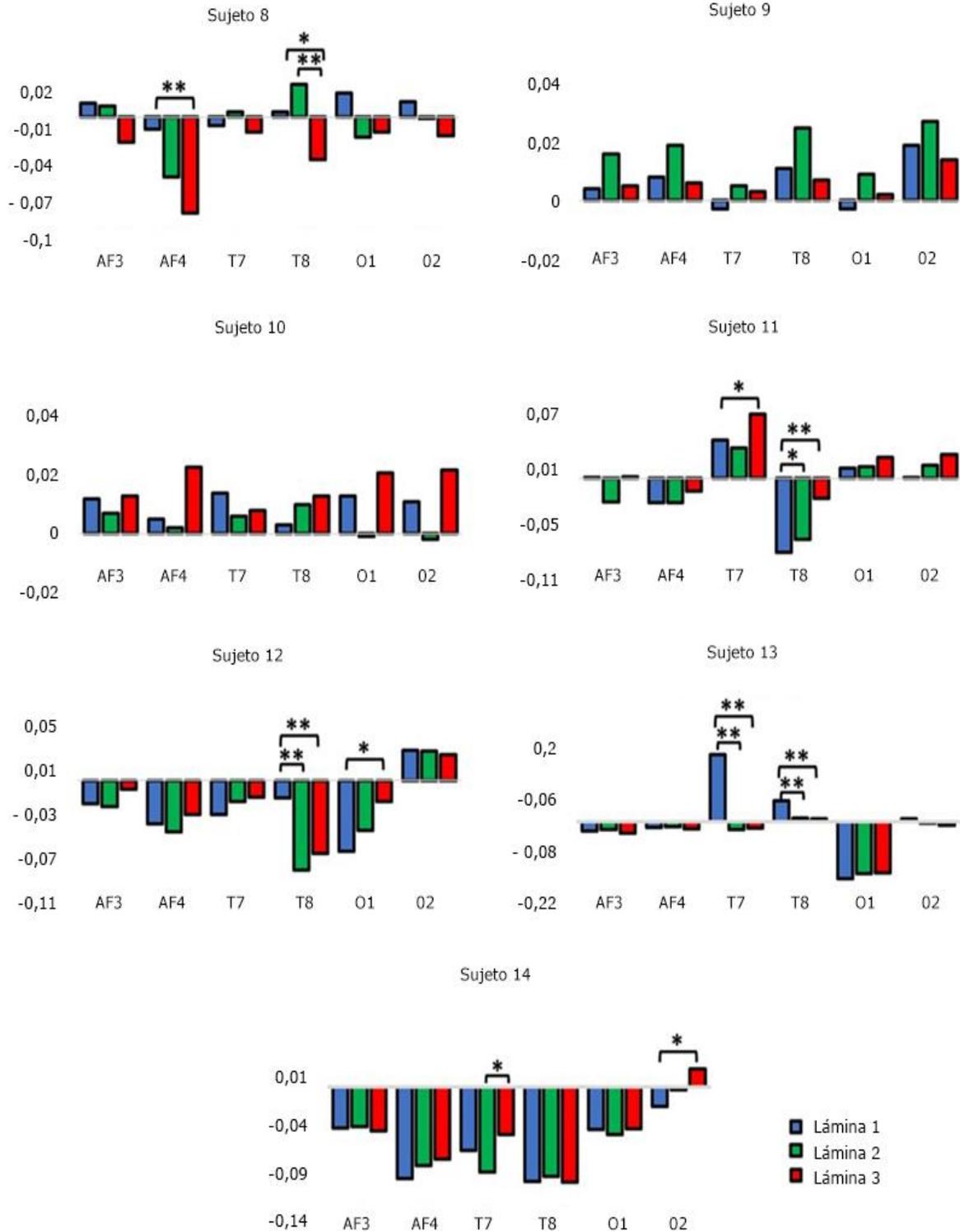


Fig. 3 - Exponentes H durante la prueba de inhibición de la interferencia.

Tabla 2 - ANOVA y pruebas de Tukey a partir de la comparación de los exponentes H en la prueba de Stroop

| Sujeto | Electrodo | Lámina 1 | Lámina 2 | Lámina 3 | F | p | Tukey |
|--------|-----------|---------------|---------------|---------------|---------|-------|----------|
| No. 8 | AF4 | -0,011 ± 0,07 | -0,048 ± 0,06 | -0,077 ± 0,08 | 6,965 | 0,001 | L1>L3 |
| | T8 | 0,004 ± 0,06 | 0,026 ± 0,06 | -0,034 ± 0,05 | 12,104 | 0,000 | L1-L2>L3 |
| No. 11 | T7 | 0,042 ± 0,06 | 0,033 ± 0,06 | 0,070 ± 0,06 | 3,922 | 0,022 | L3>L2 |
| | T8 | -0,081 ± 0,07 | -0,067 ± 0,08 | -0,022 ± 0,08 | 5,709 | 0,004 | L3>L1-L2 |
| No. 12 | T8 | -0,016 ± 0,07 | -0,082 ± 0,07 | -0,068 ± 0,07 | 9,829 | 0,000 | L1>L2-L3 |
| | O1 | -0,065 ± 0,07 | -0,046 ± 0,07 | -0,019 ± 0,07 | 4,302 | 0,016 | L3>L1 |
| No. 13 | T7 | 0,185 ± 0,09 | -0,021 ± 0,07 | -0,018 ± 0,06 | 106,009 | 0,000 | L1>L2-L3 |
| | T8 | 0,058 ± 0,06 | 0,011 ± 0,05 | 0,009 ± 0,06 | 10,231 | 0,000 | L1>L2-L3 |
| No. 14 | T7 | -0,065 ± 0,06 | -0,088 ± 0,06 | -0,049 ± 0,07 | 3,312 | 0,040 | L3>L2 |
| | O2 | -0,020 ± 0,06 | -0,027 ± 0,06 | 0,019 ± 0,06 | 4,054 | 0,020 | L3>L1 |

Legenda: AF4 = prefrontal izquierdo; T7 = temporal izquierdo; T8 = temporal derecho; O1 = occipital izquierdo; O2 = occipital derecho.

Los análisis señalaron relaciones significativamente altas ($r > 0,600$) en el 85,7 % de los casos, con modificaciones entre las láminas de la prueba Stroop: 8 y 11 presentaron correlaciones solo en la lámina 1; 9 y 10 aumentaron la conexión de los exponentes H en la lámina 2 y disminuyeron hacia la lámina 3, con preferencia del hemisferio derecho; 12 se correspondió con la región occipital durante la resolución de la lámina 3, y 13 se vinculó más con la lámina 3 (fig. 4). Los resultados de la prueba de inhibición oscilaron entre 98 y 131 puntos en la lámina 1, entre 72 y 91 en la lámina 2, y entre 43 y 71 en la lámina 3; pero no hubo asociación con las medias de los exponentes H.

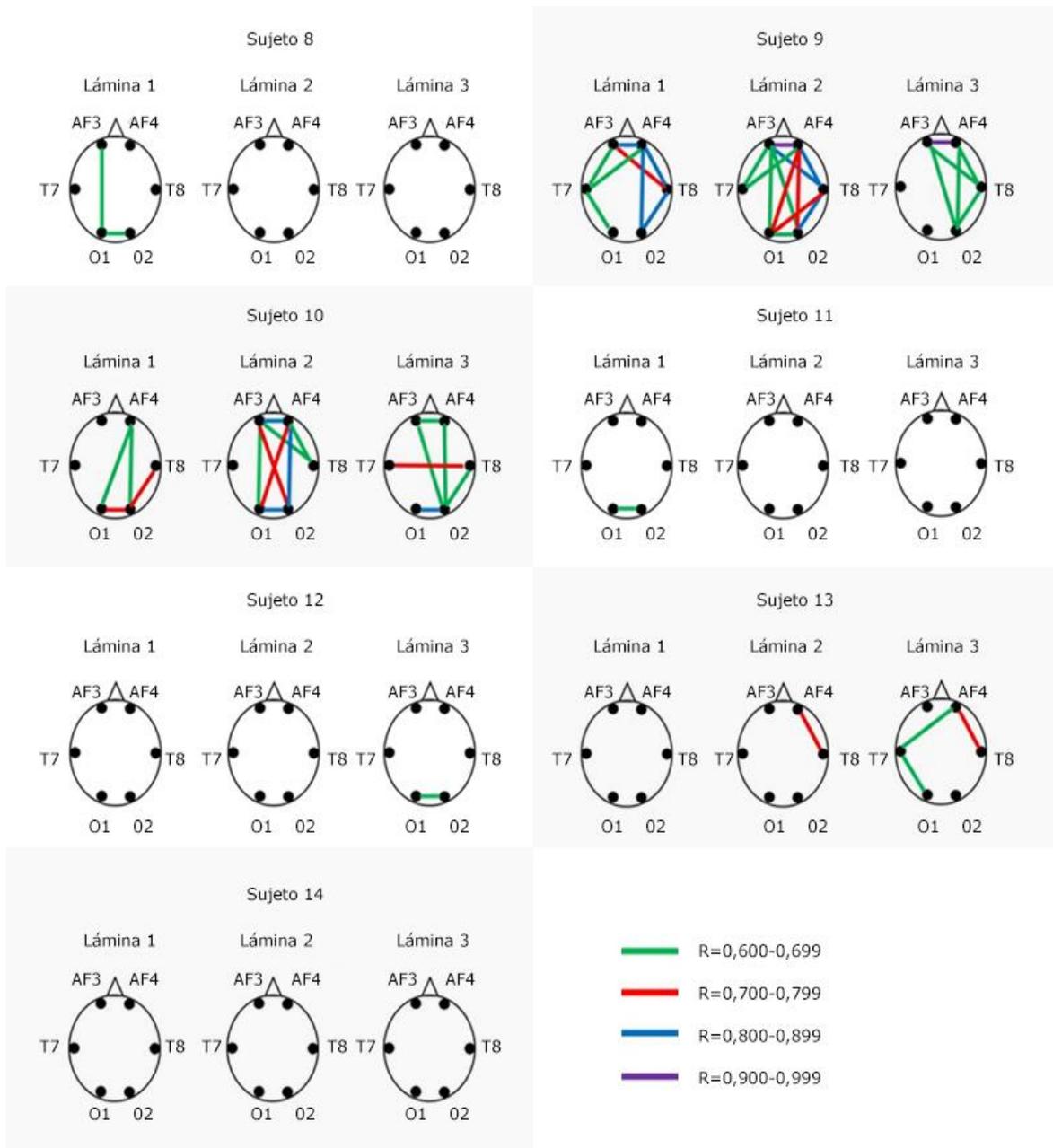


Fig. 4 - Correlaciones de los exponentes H durante la prueba de inhibición de la interferencia.

Discusión

La onda gamma se relaciona con procesos de alta concentración, agrupación perceptiva, atención y memoria de trabajo.⁽³³⁾ La mayoría de las regiones

cerebrales estudiadas disminuyeron los valores H de la onda gamma durante la prueba de atención alternante y muestran un mayor caos de la actividad eléctrica cerebral. Esta situación se observó especialmente en el hemisferio derecho (57 % de la muestra) porque esta área posee un doble control del hemiespacio atencional (región visual derecha e izquierda), en tanto el hemisferio izquierdo, domina el hemiespacio derecho;⁽³⁾ o sea, hay una especialización cerebral derecha en los niveles de atención.⁽³⁴⁾

El cerebro es más eficiente cuando funciona de manera caótica.⁽⁸⁾ La desorganización ofrece más libertad que el orden y aporta flexibilidad para encontrar soluciones a problemas cognitivos.⁽¹⁰⁾ Está demostrado que un mayor desorden se correlaciona con una mayor eficiencia de transmisión de la información.⁽³⁴⁾ La disminución de las medias del exponente H de la onda gamma cuando resuelven la tarea atencional en relación con sus registros basales, evidencian lo anteriormente expuesto.

Durante la prueba atencional no hubo correlaciones altas entre los exponentes H de la onda gamma de las seis regiones cerebrales estudiadas; esto indica la alta especialización de cada área de la corteza que posibilita asignar recursos a procesamientos más específicos durante la resolución del problema cognitivo.⁽²⁵⁾

La prueba de inhibición de la interferencia no registró un patrón específico, porque a medida que las láminas se tornaban más complejas, H disminuyó en el 42,9 % de la muestra y aumentó en el 28,5 %. Aunque el número de relaciones creció y se redujo de acuerdo con la dificultad de la tarea, no hubo una propensión clara al orden o al caos. Esto confirma las diversas estrategias cerebrales para afrontar problemas cognitivos de dificultad creciente, sobre todo donde se encuentra la corteza auditiva y el área de *Wernicke*, relacionada con la comprensión del lenguaje,⁽³⁵⁾ primordial durante la lectura de palabras en la prueba de *Stroop*.

Esta tarea necesita inhibir la tendencia automática de responder, en consecuencia, produce un conflicto frente a un estímulo,⁽³⁾ y las estrategias cerebrales resultan diversas y complejas. Esto podría reflejar una actividad cerebral más individualizada porque entran en contradicción varios sistemas cerebrales como la producción de palabras, que implica la corteza temporal y la frontal dorsolateral, y la inhibición, que involucra a la corteza frontomedial. Para contrastar estos resultados, sería interesante estudiar otros grupos etarios, otras bandas de EEG (beta, por ejemplo) y muestras femeninas.

Referencias bibliográficas

1. Maureira F. ¿Qué es la inteligencia? Madrid: Bubok Publishing; 2017.
2. Aldana C, Buitrago E. Actualidad en la investigación de electroencefalograma-resonancia magnética funcional simultáneos en el estudio de epilepsia y dolor. Rev Cub Inv Bioméd. 2013 [acceso 02/03/2020];32(1):29-47. Disponible en: http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0864-03002013000100004
3. Maureira F. Principios de neuroeducación física. 2 ed. Madrid: Bubok Publishing; 2018.
4. Bear M, Connors B, Paradiso M. Neurociencia, la exploración del cerebro. 4 ed. Madrid: Wolters Kluwer; 2016.
5. Pikovsky A, Rosenblum M, Kurths J. Synchronization: a universal concept in nonlinear sciences. Cambridge: Cambridge University Press; 2001.
6. Klonowski W. Fractal analysis of electroencephalographic time series (EEG Signals). En: Di Leva A. editor. The fractal geometry of the brain. New York: Springer-Verlag; 2016. p. 413-29.
7. Díaz H, Maureira F, Córdova F. Temporal scaling and inter-individual hemispheric asymmetry of chaos estimation from EEG time series. Proc Comp Sci. 2017;122:339-45. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.procs.2017.11.378>
8. Díaz H, Maureira F, Cohen E, Córdova F, Palominos F, Otárola J, *et al.* Individual differences in the orden/chaos balance of the brain self-organization. Ann Data Sci. 2015;2(4):421-38. DOI: <https://doi.org/10.1007/s40745-015-0051-y>
9. Racz F, Stylianou O, Mukli P, Eke A. Multifractal dynamic functional connectivity in the resting-state brain. Front Physiol. 2018;9:1704. DOI: <https://doi.org/10.3389/fphys.2018.01704>
10. Díaz H, Maureira F, Flores E, Cifuentes H, Córdova F. Synchronizing oscillatory chaos in the brain. Proc Comp Sci. 2019;162:982-9. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.procs.2019.12.076>
11. Díaz H, Maureira F, Otárola J, Rojas R, Alarcón O, Cañete L. EEG Beta band frequency domain evaluation for assessing stress and anxiety in resting, eyes closed, basal conditions. Proc Comp Sci. 2019;162:974-81. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.procs.2019.12.075>
12. Rahmani B, Wong C, Norouzzadeh P, Bodurka J, McKinney B. Dynamical Hurst analysis identifies EEG channel differences between PTSD and healthy controls.

PLoS One. 2018;13(7):e0199144. DOI:
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0199144>

13. Gupta A, Singh P, Karlekar M. A novel signal modeling approach for classification of seizure and seizure-free EEG signals. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 2018; 26(5):925-35. DOI:
<https://doi.org/10.1109/TNSRE.2018.2818123>

14. Colombo M, Wei Y, Ramautar J, Linkenkaer-Hansen K, Tagliazucchi E, Van Someren E. More severe insomnia complaints in people with stronger long-range temporal correlations in wake resting-state EEG. *Front Physiol.* 2016;7:576. DOI:
<https://doi.org/10.3389/fphys.2016.00576>

15. Munia T, Haider A, Schneider C, Romanick M, Fazel-Rezai R. A novel EEG based spectral analysis of persistent brain function alteration in athletes with concussion history. *Sci Rep.* 2017;7(1):17221. DOI:
<https://doi.org/10.1038/s41598-017-17414-x>

16. Tarnopolsky M. Correlation between the Hurst exponent and the maximal Lyapunov exponent: examining some low-dimensional conservative maps. *Phys A: Statist Mech Appl.* 2018;490:834-44. DOI:
<https://doi.org/10.1016/j.physa.2017.08.159>

17. Portellano J. Introducción a la neuropsicología. Madrid: McGraw-Hill Interamericana de España; 2005.

18. Maureira F, Flores E. Principios de neuropsicobiología. Valencia: Obrapropia; 2016.

19. Cerquera A, Arns M, Buitrago E, Gutiérrez R, Freund J. Nonlinear dynamics measures applied to EEG recordings of patients with attention deficit/hyperactivity disorder: quantifying the effects of a neurofeedback treatment. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2012;2012:1057-60. DOI:
<https://doi.org/10.1109/EMBC.2012.6346116>

20. Flores E, Maureira F, Díaz H, Navarro B. Modificaciones neurofisiológicas de ondas beta durante un test atencional tras una intervención de ejercicio físico. *Cult Cienc Deporte.* 2020 [acceso 02/12/2020];15(44):201-11. Disponible en:
<https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=7427873>

21. Flores F, Maureira F, Díaz H, Navarro B, Gavotto O, Matheu A. Efectos de una sesión de ejercicio físico sobre la actividad neurofisiológica durante la resolución de una prueba de atención selectiva. *Retos.* 2019 [acceso 02/12/2020];36:390-6. Disponible en: <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=7260931>

22. Maureira F, Flores E, Díaz H. Diferencias inter e intra-hemisféricas de dinámicas no lineales de la señal de EEG durante la resolución de una prueba de atención. *Rev Fac Med.* 2020;68(4). DOI: <https://doi.org/10.15446/revfacmed.v68n4.76046>
23. Lozano A, Ostrosky F. Desarrollo de las funciones ejecutivas y de la corteza prefrontal. *Rev Neuropsicol Neuropsiquiat y Neuroci.* 2011 [acceso 02/12/2020];11(1):159-72. Disponible en: <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=3640871>
24. Ardila A, Ostrosky F. Desarrollo histórico de las funciones ejecutivas. *Rev Neuropsicol Neuropsiquiat y Neuroci.* 2008 [acceso 02/12/2020];8(1):1-21. Disponible en: <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=3987433>
25. Díaz H, Maureira F, Córdova F, Palominos F. Long-range linear correlation and nonlinear chaos estimation differentially characterizes functional connectivity and organization of the brain EEG. *Proc Comp Sci.* 2017;122:857-64. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.procs.2017.11.447>
26. Zarjam P, Epps J, Lovell N, Chen F. Characterization of memory load in an arithmetic task using non-linear analysis of EEG signals. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2012;2012:3519-22. DOI: <https://doi.org/10.1109/EMBC.2012.6346725>
27. Jausovec N, Jausovec K. Resting brain activity: differences between genders. *Neuropsychol.* 2010;48(13):3918-25. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.neuropsychologia.2010.09.020>
28. Portnova G, Atanov M. Age-dependent changes of the EEG data: comparative study of correlation dimension D2, spectral analysis, peak alpha frequency and stability of rhythms. *IJRCST.* 2016 [acceso 02/12/2020];4(2):56-61. Disponible en: https://papers.ssrn.com/sol3/papers.cfm?abstract_id=3535022
29. World Medical Association. World Medical Association Declaration of Helsinki Ethical principles for medical research involving human subjects. *JAMA.* 2013;310(20):2191-4. DOI: <https://doi.org/10.1001/jama.2013.281053>
30. Smith A. Symbol digit modalities test manual. Los Angeles: Western Psychological Services; 1973.
31. Stroop J. Studies of interference in serial verbal reaction. *J Exp Psychol.* 1935;18(6):643-62. DOI: <https://psycnet.apa.org/doi/10.1037/h0054651>
32. Maureira F, Flores E. Estabilidad de la actividad eléctrica no lineal durante condiciones basales con los ojos cerrados. *Rev Cub Inv Bioméd.* 2020 [acceso

02/12/2020];39(3):e626. Disponible en:
http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0864-03002020000300010

33. Jia X, Kohn A. Gamma rhythms in the brain. Plos Biol. 2011;9(4):e1001045. DOI: <https://doi.org/10.1371/journal.pbio.1001045>

34. Ardila A, Ostrosky F. Guía para el diagnóstico neuropsicológico. Miami: Florida Internacional University; 2012.

35. Tokuda I, Hoang H, Schweighofer N, Kawato M. Adaptive coupling of inferior olive neurons in cerebellar learning. Neural Netw. 2013;47:42-50. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.neunet.2012.12.006>

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener conflicto de intereses.

Contribuciones de los autores

Conceptualización: Fernando Maureira Cid.

Curación de contenidos y datos: Hernán Díaz Muñoz, Marcelo Hadweh Briceño, Patricia Bravo Rojas y Elizabeth Flores Ferro.

Investigación: Fernando Maureira Cid, Hernán Díaz Muñoz, Marcelo Hadweh Briceño, Patricia Bravo Rojas y Elizabeth Flores Ferro.

Supervisión: Fernando Maureira Cid y Hernán Díaz Muñoz.

Redacción-borrador original: Fernando Maureira Cid, Hernán Díaz Muñoz y Marcelo Hadweh Briceño.

Redacción-revisión y edición: Patricia Bravo Rojas y Elizabeth Flores Ferro.