
ARTÍCULO ORIGINAL

Potencia absoluta de oscilaciones corticales y su distribución topográfica en una muestra de adultos jóvenes en vigilia inactiva y en atención inespecífica

Héctor Brust-Carmona,^{*} Gabriel Valadez,[§] Blanca Flores-Ávalos,[†] José Antonio Martínez,[‡] Ana Sánchez,[†] Miguel Ángel Rodríguez,[§] Yolanda Peñaloza,^{*} Óscar Yáñez^{||}

* Dirección de Investigación, [†] Servicio de Electrodiagnóstico y [‡] Rehabilitación Neurológica, Instituto Nacional de Rehabilitación.

[§] Facultad de Psicología, Universidad Nacional Autónoma de México.

^{||} Laboratorio de Imagenología, Universidad Autónoma Metropolitana.

Absolute power of cortical oscillations and their topographical distribution in a sample of young adults during resting wakefulness and unspecific attention

ABSTRACT

Introduction. The EEG records neuronal membrane potential oscillations that depend on the morpho-functional characteristics of the membrane and of modifications by postsynaptic excitatory (PSEP) and inhibitory (PSIP) potentials. The quantitative EEG (qEEG) measures the absolute power (AP) of oscillations separated in frequencies, resulting from the interaction among subcortical-cortical-subcortical ensembles. The hypothesis is that neuronal networks function at a given frequency and that their APs are codes that, by becoming synchronized in diverse ensembles, generate behavior. **Objective.** To establish the spectral power of cortical oscillations under diverse study paradigms and in different populations. In particular, to identify the AP and topographical distribution of four cerebral frequency bands under resting wakefulness and activation, and to integrate results into a database to establish comparison standards. **Material and methods.** Undergraduate students, average age of 20.6 ± 2.6 years, who participated voluntarily in the study. Recordings were made with a Nicolet EEG. We chose, in the first stage, closed eyes (CE) three samples of 12 s each. In the second stage, we chose pairs of 6 s samples, first with CE and then with OE. For their analysis, we applied the Welch periodogram and we plotted the average AP (AAP) and standard deviation (SD) of delta, theta, alpha, and beta per lead. Differences were compared through non-parametric tests (Wilcoxon and Dunnett T3); setting statistical significance

RESUMEN

Introducción. El EEG registra oscilaciones del potencial de membrana neuronal que dependen de características morfofuncionales y modificaciones por potenciales postsinápticos excitadores (PPSE) e inhibidores (PPSI). El EEG cuantitativo (EEGc) mide la potencia absoluta (PA) de oscilaciones separadas en frecuencias, que resultan de las interacciones entre ensambles subcortico-cortico-subcorticales. La hipótesis es que los circuitos neuronales funcionan con determinada frecuencia y que sus PA son claves, que al sincronizarse en diversos ensambles generan la conducta. **Objetivo.** Establecer el espectro de potencia de oscilaciones corticales en diversos paradigmas de estudio y diferentes poblaciones. En particular, identificar la PA y la distribución topográfica de cuatro bandas de frecuencia en vigilia de reposo y en activación, e integrar los resultados en una base de estándares de comparación.

Material y métodos. Estudiantes de licenciatura, edad promedio de 20.6 ± 2.6 años, que voluntariamente participaron en el estudio. De los registros realizados con un EEG digital, se seleccionaron de la etapa 1, ojos cerrados (OC), tres muestras de 12 s; en la etapa 2 se hicieron pares de muestras de 6 s, primero con OC y enseguida con ojos abiertos (OA). Para su análisis se aplicó el periodograma de Welch y se graficó el promedio de la PA (PPA) y desviación estándar (DE) de las bandas delta, theta, alfa y beta. Las diferencias se analizaron con pruebas no paramétricas (Wilcoxon y Dunnett T3), aceptando significancia estadística de $\alpha = 0.05$. **Resultados.** Los PPA de cada banda de frecuencia difieren significativamente en intensidad y distribución topográfica, generando un perfil específico de cada ritmo. Al abrir los ojos se desincronizan significativamente los ritmos con diferentes intensidades en las diversas derivaciones, excepto beta en frontal del hemisferio.

at $\alpha = 0.05$. **Results.** Average APs of each frequency band differ significantly in intensity and topographic distribution generating a profile of each rhythm. When opening the eyes, rhythms desynchronized significantly at different intensities in the diverse leads, except for beta in the left fronto-frontal lead. **Discussion.** Results indicate the existence of cortical ensembles that synchronize at a determined frequency and are modified by visual stimulation, indicating the effects of the subcortico-cortical circuits. The integrated database provides comparison standards to support diagnoses and treatments.

Key words. EEG spectral power. Absolute power. Desynchronization of δ , θ , α and β . Topographical distribution. Cortical mapping.

INTRODUCCIÓN

Las modificaciones dinámicas de la actividad electroquímica cerebral son los mecanismos responsables del funcionamiento neuronal. El electroencefalograma cuantitativo (EEGc) es una de las técnicas de estudio que más se aproxima a identificar esas características funcionales. Es un procedimiento sin riesgo para personas de diversas edades y condiciones físicas, fácil de realizar y de bajo costo. El EEG resulta de las variaciones del potencial de membrana, el cual depende de la citoarquitectura de la membrana, que incluye la integración de receptores y canales iónicos y los efectos producidos por potenciales postsinápticos excitatorios e inhibitorios (PPSE/PPSI). Por tanto, lo que se analiza en el EEGc es la magnitud y distribución de los potenciales de campo de múltiples circuitos de neuronas corticales,¹ reflejando su integración morfo-funcional. Esto hace que el EEGc sea un excelente procedimiento para investigar el funcionamiento de los circuitos corticales y sus interacciones con los ensambles neuronales cortico-subcorticales-corticales, con resolución temporal en el rango de milisegundos;² por tanto, aventaja a los procedimientos de neuro-imagen, como la resonancia magnética funcional e incluso a la tomografía por emisión de positrones, que dependen de las respuestas hemodinámicas y no directamente de la actividad neuronal, como el EEG.^{3,4}

Dichas variaciones de los potenciales de membrana se convierten en oscilaciones de ensambles neuronales que generan una distribución espectral de potencia y probablemente por este medio almacenan información.⁵ Por ejemplo, los circuitos en el lóbulo occipital integran osciladores en el rango de 8-13 Hz, que se conocen como ritmo alfa. Por su distribución topográfica, las oscilaciones emitidas se registran con mayor magnitud en el EEG; aunque existen generadores de ritmo alfa en otras regiones o columnas corticales como describió Niedermeyer,⁶ quien describió

rio izquierdo. Estos PPA y la DE integrados en plantillas Excel permiten calcular los valores Z de la PA de los mismos ritmos y derivaciones de nuevos registros. **Discusión.** El registro de los ritmos indica la existencia de ensambles corticales que se sincronizan en determinada frecuencia, que se modifican por estimulación visual indicando los efectos de circuitos subcortico-corticales. La base de datos integrada proporciona estándares comparativos para apoyo diagnóstico y de tratamiento.

Palabras clave. Espectro de potencia EEG. Potencia absoluta. Desincronización de δ , θ , α y β . Distribución topográfica. Mapeo cortical.

que en condiciones normales o de frontera a definir se pueden distinguir tres tipos de ritmo alfa. Sin embargo, las diferencias descritas se basan en datos de tipo morfológico en registros analógicos y además éstos se modifican en las transformaciones analógico-digitales, por lo que en este trabajo se engloban como ritmo alfa en las diferentes regiones (no se tomaron en cuenta los términos de ritmo mu, Rolándico ni alfa temporal). Se propone que modulaciones del ritmo alfa en los circuitos córtico-subcorticales-corticales se convierten en una determinada clave,⁷ la cual, al replicarse en diversos circuitos, participa en la sensación-percepción.^{8,9} Asimismo, otros conjuntos de ensambles neuronales generan oscilaciones con otras frecuencias y también están distribuidos en todas las áreas corticales, organizando múltiples circuitos anatómo-funcionales, posiblemente involucrados en determinados aspectos conductuales.¹⁰⁻¹²

Los circuitos neuronales se conforman por la transferencia de comandos genéticos y epigenéticos en una organización anatómica inicial, que en su evolución se va complicando por disminución (apoptosis) o aumento de neuronas y conexiones funcionales, activadas por influencias sensoriales (internas y/o externas) y por las respuestas que emiten con su retroinformación, lo que da por resultado una organización electro-química funcional al modificar las prolongaciones interacciones sinápticas (neuroplasticidad).^{13,14} Se ha descrito que las oscilaciones, al transmitirse electrotópicamente, así como por la emisión de grupos de potenciales, modifican la excitabilidad de las membranas neuronales, constituyéndose en un sistema de comunicación entre ensambles, esto es, en un proceso simple de sincronización de la excitabilidad de dichos conjuntos de neuronas.¹⁵⁻¹⁸ Esta sincronización que modifica el potencial de membrana aumentándolo o disminuyéndolo ocurre en redes neuronales que, por consiguiente, tienen similares probabilidades de activarse ante determinadas estimulaciones. Por lo que, de

acuerdo con el nivel de excitabilidad, podrán aumentar su actividad en respuesta a un estímulo (evento) que se manifiesta en el EEG como desincronización (DRE, proceso de activación de circuitos neuronales), o de disminución generando sincronización (SRE, proceso de inactivación).^{19,20}

Los circuitos intracorticales, durante el neurodesarrollo, se conectan con otros ensambles neuronales subcorticales; por ejemplo, con la red reticular talámica y centroencefálica, sistema que entra en actividad en el despertar y en el mantenimiento de la vigilia, estableciendo procesos de servorregulación, condiciones que se han relacionado principalmente con las modificaciones dentro del rango alfa;^{21,22} faltaría especificar la distribución topográfica de esos cambios y las modificaciones correspondientes de otros ritmos con su concomitante distribución topográfica.

Además, durante el neurodesarrollo, se complementan las conexiones topográficas de los circuitos sensoriales (sistema ascendente) con ensambles corticales que, al activarse por PPSE o inhibirse por PPSI, modifican tanto su potencial de membrana como la frecuencia de descargas en sus prolongaciones. Estos potenciales de membrana, de acción en axones y de campo en dendritas, modifican la actividad de estructuras subcorticales, las que a su vez sincronizan la actividad de los circuitos somáticos y vegetativos que emiten las respuestas del organismo (sistema descendente).^{23,24}

Esas oscilaciones con determinada frecuencia generan potencias absolutas (PA) relacionables con funciones sensorio-perceptuales,²⁵ motora-somáticas y vegetativas,²⁶ y de integración mental como procesos de vigilia, emocionales y cognitivos.²⁷ Una reciente publicación describió la funcionalidad de esos tipos de circuitos y su alteración por lesiones cerebrales.²⁸ Con base en lo anterior, sugerimos que tanto la sensación-percepción, la memoria, las respuestas somáticas y vegetativas, e incluso la integración de la conciencia, pueden resultar de la modulación sincrónica de la frecuencia de diferentes circuitos neuronales y que para estudiarlas es indispensable establecer estándares de comparación para nuestras poblaciones y lo adecuado es alcanzar los niveles de estándares normativos, como los elaborados por Roy, *et al.*²⁹ y Thatcher y Lubar.³⁰

Por último, se ha descrito que las características de las oscilaciones de los circuitos neuronales se modifican en relación con la edad (maduración cerebral)³¹ y entre otros con los procesos educativos informales y formales que permiten adquirir y manifestar diversos tipos de conducta, desde la postura estática y dinámica hasta conductas propositivas

complejas (condicionamiento, ensayo-acierto, razonamiento, incluido el lenguaje).^{32,33} Dicha maduración en el EEGc se manifiesta como disminución de la PA de los ritmos lentos (delta, theta) e incremento de los rápidos en particular del ritmo alfa.

Por lo tanto, el EEGc de sujetos mayores a 15 años de edad cronológica, en condiciones funcionales normales, debe tener mayor PA de determinadas frecuencias en diversas regiones corticales. De tal manera que el perfil de las oscilaciones espontáneas en adultos jóvenes en reposo, con los ojos cerrados debe representarse con PA diferentes en las diversas regiones y puede tener simetría o asimetría interhemisférica, perfiles que representan el estado electrofuncional del estado de vigilia en reposo. Estos perfiles se modifican por desincronización (DRE) y/o sincronización (SRE) ante modificaciones (señales) ambientales, que van desde estimulaciones umbrales provocadas al abrir los párpados en condiciones de baja luminosidad hasta respuestas a estímulos de mayor complejidad, modificaciones electrofuncionales que representan el estado de vigilia en activación.²¹

OBJETIVO

El objetivo general de la presente investigación es identificar las características del espectro de potencia de las oscilaciones que permita establecer los perfiles de la potencia absoluta (PA) de diversas bandas de frecuencia en regiones corticales en diversos paradigmas de registro y de análisis aplicables tanto en sujetos sin manifestaciones clínicas (poblaciones de comparación) como en pacientes con alteraciones del neurodesarrollo o lesiones adquiridas de diversas etiologías.

El objetivo particular en este trabajo es establecer los perfiles de PA de cuatro bandas de frecuencia en 16 regiones corticales en condiciones de vigilia en reposo con párpados cerrados (OC) y su modificación por la estimulación visual de baja intensidad. Además, con los promedios y desviación estándar (DE), integrar una base de datos que se utilice inicialmente como valores de comparación para el análisis cuantitativo de la PA de nuevos EEGc, tanto de sujetos sin manifestaciones clínicas como en pacientes.

MATERIAL Y MÉTODOS

Diseño del estudio

Observacional, transversal de una muestra de adultos jóvenes con antecedentes socioeconómicos y culturales similares, estudiantes de Licenciaturas de

Terapia Física o de Comunicación Humana, invitados abiertamente a participar en la investigación de las características del EEGc y de sus perfiles cognitivos. Se les explicaron los objetivos del registro del EEG, indicando que no produce ningún tipo de dolor o molestia y no tiene ningún riesgo. Quienes aceptaron firmaron el consentimiento informado del Instituto Nacional de Rehabilitación (INR, México) el protocolo fue aprobado por las Comisiones de Investigación y de Ética del INR. La muestra inicial fue de 110 estudiantes, 95 mujeres y 15 hombres, con edad promedio de 20.6 ± 2.6 años, la mayoría diestros.

El estudio se realizó en una cámara con baja iluminación, en la que los sujetos están en decúbito dorsal, en reposo, y se desarrolla el siguiente paradigma en etapas: en la primera etapa se indica que permanezca lo más inmóvil posible con los ojos cerrados; en una segunda que levante los párpados lo más uniformemente posible y sin mover el globo ocular, fijando su vista en un punto del techo, se mantiene así por 10-15 s, se le indica que los cierre y nuevamente que abra los ojos, así sucesivamente en diez ocasiones. En una tercera etapa, estando con los ojos cerrados, se aplican 20 series de destellos a 5 Hz durante 2 s (lámpara estroboscópica a 70 cm de la cara); en una cuarta etapa se indica que al percibir la fotoestimulación presione un botón con su mano dominante y lo mantenga presionado hasta el final de la fotoestimulación y, por último, la quinta etapa consiste en que hiperventile por tres minutos. En este trabajo se presentan los resultados de las etapas uno y dos.

Los registros se realizaron mediante un electroencefalógrafo digital (Nicolet One de 31 canales), colocando los electrodos con la distribución 10/20, prestando particular atención a la distancia inter-electrodos y comprobando que la impedancia fuera entre 5 y 10 $\kappa\Omega$. Para registrar se utilizó un ancho de banda de 0.3 a 70 Hz con el filtro de ventana de 60 Hz. Los montajes utilizados para el análisis fueron bipolares, conectando los electrodos parasagitales en el hemisferio izquierdo (F1F3, F3C3, C3P5 y P5O1 HI) y en el derecho (F2F4, F4C4, C4P4 y P4O2 HD), así como derivaciones laterales bipolares (F1F7, F7T3, T3T5 y T5O1 HI; F2F8, F8T4, T4T6 y T6O2 HD). Para el análisis se utilizaron filtros de 1.6 a 40 Hz. Se analizaron visualmente todos los registros para comprobar que no hubiera artefactos (movimientos oculares, palpebrales, mandibulares, de deglución) ni electromorfogramas anormales (ondas agudas aisladas o en trenes, complejas ondas agudas-ondas lentas u ondas relacionables con los estados de somnolencia o de sueño), por lo que

algunos estudios fueron completamente eliminados. De los registros aceptados se seleccionaron tres muestras de 12 s de la primera etapa y de la segunda tres muestras de 6 s con ojos cerrados e inmediatamente con ojos abiertos de todos los canales. Aplicando el periodograma de Welch se obtuvo el espectro de potencia de las frecuencias: delta (1.6-4 Hz), theta (4.5-8 Hz), alfa (8.5-13 Hz) y beta (13.5-30 Hz). La velocidad de muestreo fue de 256 Hz, el programa de análisis (Octave) entrega las PA de las bandas previamente seleccionadas para calcular los promedios, desviación estándar (DE) y graficar los resultados (Excel). Las DE indicaron una importante variabilidad que, en forma sorpresiva, por las características de los integrantes de esta muestra, fue mayor en el ritmo alfa que en los otros ritmos. Por lo que se procedió a normalizar los datos, calculando los valores Z de los datos de cada frecuencia y derivación de cada sujeto (para ello se utilizó el programa SPSS V. 17) y se seleccionaron aquellos valores comprendidos entre el promedio y dos desviaciones Z. Con estos resultados se integró una muestra final que para la etapa 1 (OC) fluctuó entre 91 a 99 sujetos, y para la etapa 2 (OC-OA) entre 81-88 en relación con el ritmo y la derivación analizada. En las figuras se presentan los valores promedio de la PA con la DE, y la N representa el número de sujetos. Las diferencias intra-hemisféricas se analizaron mediante la prueba Dunnet T3 (ANOVA, SPSS). La comparación entre hemisferios se realizó con la prueba de Wilcoxon para pares relacionados. En forma similar se analizaron los resultados en la condición de ojos cerrados-ojos abiertos. El nivel de significancia establecido fue de $P = 0.05$.

RESULTADOS

Diferencias intra-hemisferios

Tanto en las derivaciones laterales como parasagitales de ambos lados el PPA de delta es mayor en las frontales y en temporo-occipitales, siendo menor en las parasagitales, las diferencias de los promedios que alcanzan significancia se señalan en la figura 1.

El PPA de theta en las derivaciones laterales del HI es menor en F7T3 y aumenta en las siguientes derivaciones, las diferencias son significativas, mientras que en el HD la disminución en la derivación F8T4 no alcanza significancia, pero sí el incremento del PPA en las otras derivaciones. El PPA de theta es similar en las derivaciones parasagitales anteriores y mediales en ambos hemisferios, pero es mayor en las occipitales como se señala en la figura 1.

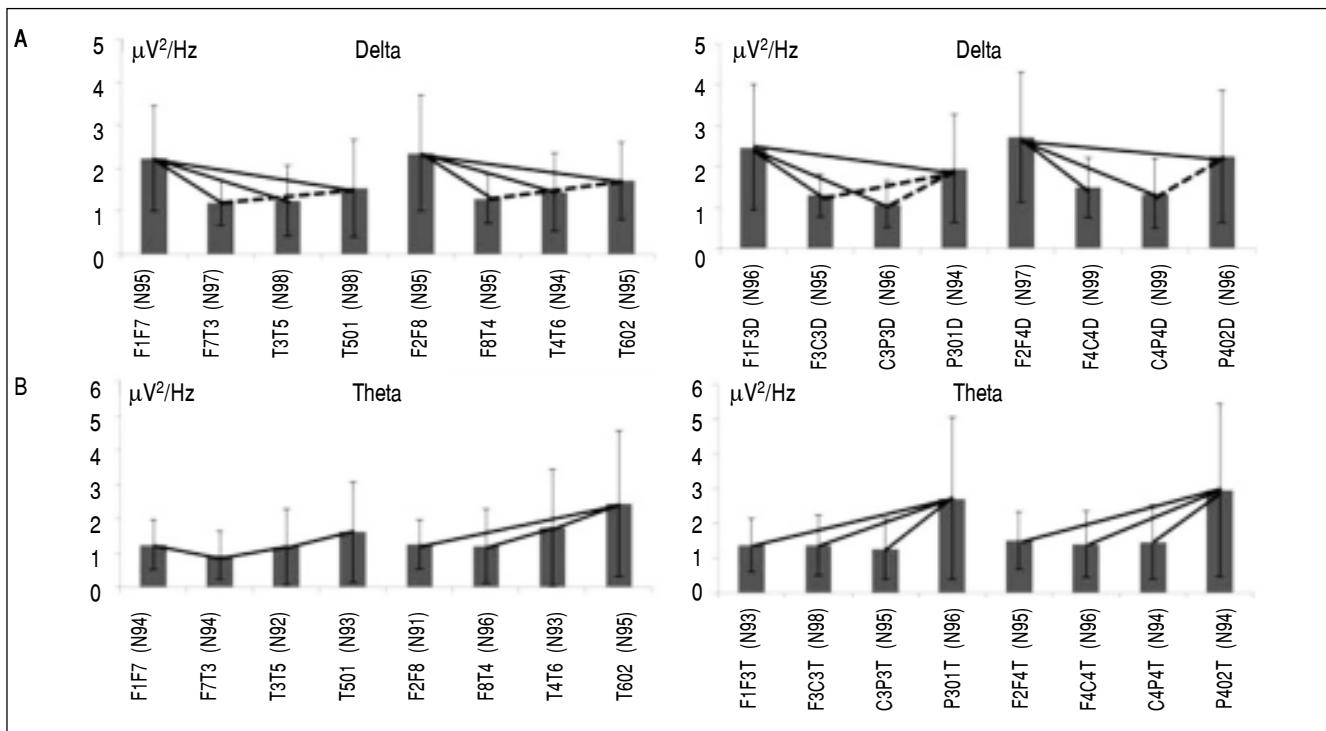


Figura 1. Promedios y DE de delta y de theta en la condición de ojos cerrados. A. Delta. B. Theta. Las líneas (continua o punteada para facilidad de representación) marcan las diferencias con significancia estadística $P < 0.05$. Se observa el predominio de potencia en el HD (N representa el número de sujetos que cumplieron con el requerimiento estadístico en cada condición; mismas indicaciones para todas las figuras).

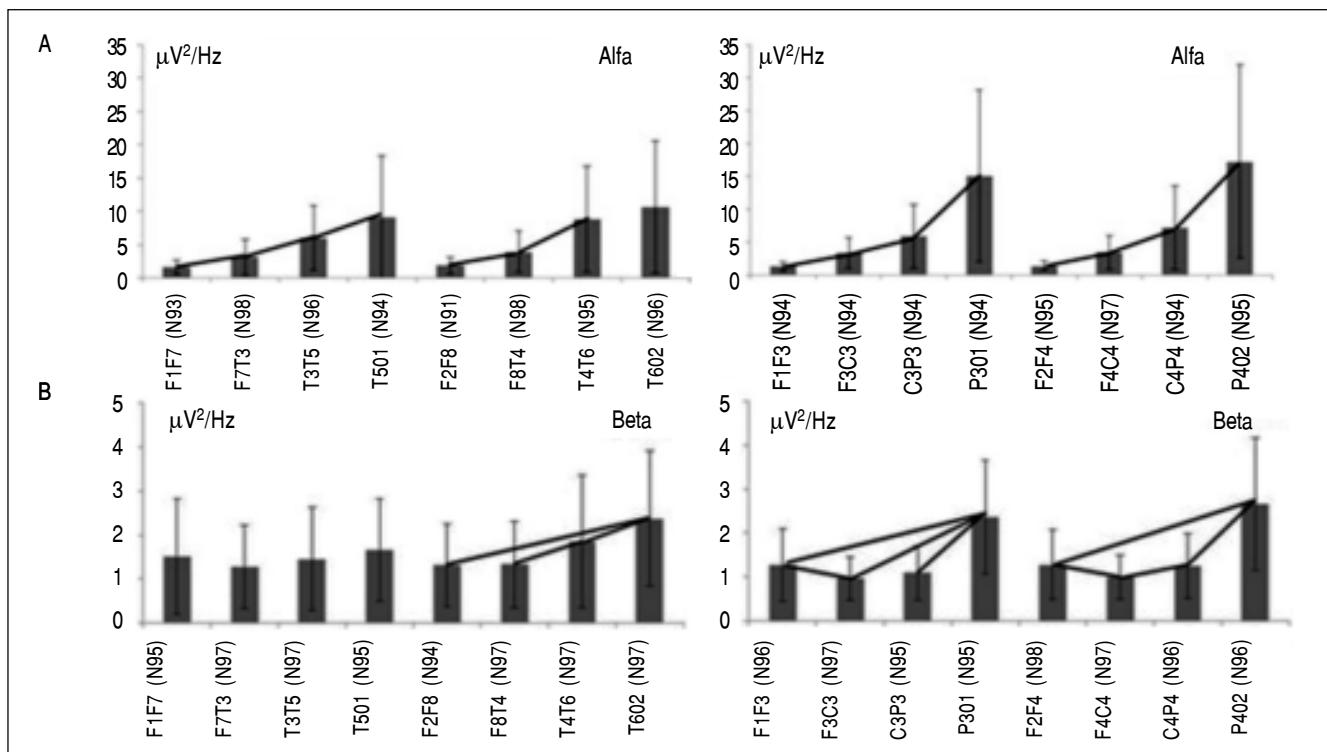


Figura 2. Promedios y DE de alfa y de beta en la condición de ojos cerrados. A. Alfa. B. Beta. Se mantuvo el predominio de potencia en el HD.

El PPA de alfa en las derivaciones laterales del HI es mayor de frontales a occipitales y las diferencias son significativas mientras que en el HD el incremento del PPA de T4T6 a T6O2 no es significativo. En las derivaciones parasagitales, el incremento del PPA de frontales a occipitales es significativamente mayor en ambos hemisferios (AH), como se señala en la figura 2.

El PPA de beta en las derivaciones laterales del HI sólo es significativamente diferente entre F7T3 *vs.* T3T5, mientras que en el HD, el PPA es igual en fronto-temporales y significativamente mayor en témporo-temporales y témporo-occipitales. En las derivaciones parasagitales, el PPA de beta es menor en fronto-centrales de ambos hemisferios (AH) y es mayor en centro-parietales, diferencia que, sin embargo, no alcanza significancia estadística en el HI mientras que en las parietao-occipitales es significativo en ambos hemisferios, como se indica en la figura 2.

Los datos de las comparaciones y su significado estadístico se presentan en los cuadros 1 y 2.

Análisis inter-hemisferios de los PPA

La comparación de los PPA de delta entre T3T5 *vs.* T4T6, así como T5O1 *vs.* T6O2, indica significativamente mayor PPA en el lado derecho. La comparación entre F1F3 *vs.* F2F4 y C3P3 *vs.* C4P4 indica mayor PPA en el HD.

La comparación del PPA de theta inter-hemisferios mostró diferencias significativas entre F7T3 *vs.* F8T4, entre T3T5 *vs.* T4T6 y entre T5O1 *vs.* T6O, con mayor PPA en el HD. Lo cual, también se registró en las derivaciones parasagitales.

Las comparaciones de los PPA de alfa mostraron diferencias significativas entre F7T3 *vs.* F8T4 y T3T5 *vs.* T4T6 para las derivaciones laterales y para las parasagitales entre C3P3 *vs.* C4P4 por mayores voltajes en el HD.

La diferencia del PPA de beta entre T3T5 *vs.* T4T6 y T5O1 *vs.* T6O2 fue significativa por mayor potencia en el HD. Los cuadros 3 y 4 presentan los datos de las derivaciones laterales y de las parasagitales.

Análisis de la maniobra OC-OA

Las muestras de 6 s con párpados cerrados (OC) de cada frecuencia en derivaciones parasagitales presentaron PPA similares a las muestras de 12 s en la misma condición de OC. Al abrir los ojos el PPA de delta disminuyó en todas las derivaciones de ambos hemisferios, las diferencias fueron significativas. En

la condición de OC se encontraron diferencias inter-hemisféricas significativas entre derivaciones fronto-frontales (F1F3 *vs.* F2F4) y centro-parietales (C3P3 *vs.* C4P4) por mayor PA en el HD. Durante la condición de OA, únicamente, se mantuvo la diferencia entre C3P3 y C4P4 (Figura 3).

El PPA de theta también disminuyó significativamente en todas las derivaciones al abrir los ojos. En la condición de OC se encontraron diferencias significativas entre derivaciones fronto-centrales izquierdas en relación con las derechas (F3C3 *vs.* F4C4), así como en centro-parietales (C3P3 *vs.* C4P4), por mayor PPA en el HD. Durante la condición de OA se mantuvo la diferencia entre C3P3 y C4P4 en forma similar a lo descrito antes para el ritmo delta en esta derivación.

El PPA de alfa al abrir los ojos también disminuyó significativamente en todas las derivaciones. Durante la condición de OC, la diferencia de los PPA entre derivaciones centro-parietales (C3P3 *vs.* C4P4) fue significativa, por mayor PPA en el HD. Durante la condición de OA no se encontraron diferencias significativas entre hemisferios.

El PPA de beta disminuyó significativamente en todas las derivaciones, excepto en FF de ambos hemisferios en las que incrementó aunque no alcanzó significancia estadística. Durante la condición de OC la diferencia de los PPA entre derivaciones parietao-occipitales (P3O1 *vs.* P4O2) fue significativa por mayor PPA en el HD. Durante la condición de OA, no se encontraron diferencias significativas (Figura 4).

Las comparaciones entre condiciones de OC y OA se presentan en los cuadros 5 y 6, hemisferio izquierdo y derecho, respectivamente.

Se graficaron los PPA de cada ritmo en las diversas derivaciones, generando un perfil de intensidad-distribución topográfica que junto con sus DE se utilizan para calcular los valores Z de las PA de los nuevos EEGc:

$$Z = \text{PPA-PA/DE}$$

PPA: promedio de la potencia absoluta de cada frecuencia por derivación del grupo de comparación.

PA = potencia absoluta de una frecuencia en una derivación.

DE = desviación estándar, del grupo de comparación.

Lo que establece cuantitativamente el grado de semejanza o diferencia de la actividad eléctrica cortical entre los sujetos (sin datos clínicos de alteraciones) o de pacientes. La figura 5 ejemplifica el perfil

Cuadro 1. Comparaciones múltiples por frecuencia entre derivaciones laterales (Dunnet T3).

	Fp1F7 (1) \bar{x} (DE)	F7T3 (2) \bar{x} (DE)	T3T5 (3) \bar{x} (DE)	T5O1 (4) \bar{x} (DE)	Fp2F8 (5) \bar{x} (DE)	F8T4 (6) \bar{x} (DE)	T4T6 (7) \bar{x} (DE)	T6O2 (8) \bar{x} (DE)	Post hoc P = 0.05
Delta	2.2 (± 1.2)	1.1 (± 0.5)	1.2 (± 0.82)	1.5 (± 1.1)	2.3 (± 1.3)	1.2 (± 0.5)	1.4 (± 0.9)	1.7 (± 0.9)	1 > 2, 3, 4 4 > 2 5 > 6, 7, 8 8 > 6
Theta	1.2 (± 0.7)	0.9 (± 0.7)	1.1 (± 1.1)	1.6 (± 1.4)	1.2 (± 0.7)	1.1 (± 1)	1.7 (± 1.7)	2.4 (± 2.1)	2 < 1, 4 8 > 5, 6
Alfa	1.6 (± 1)	3.1 (± 2.7)	6 (± 4.8)	9 (± 9.3)	1.8 (± 1.2)	3.9 (± 3.1)	8.8 (± 7.9)	10.6 (± 9.9)	1 < 2, 3, 4 2 < 3, 4 5 < 6, 7, 8 6 < 7, 8
Beta	1.5 (± 1.3)	1.2 (± 0.9)	1.4 (± 1.1)	1.6 (± 1.1)	1.3 (± 0.9)	1.3 (± 0.9)	1.8 (± 1.5)	2.3 (± 1.5)	8 > 5, 6 7 > 5, 6

Cuadro 2. Comparaciones múltiples por frecuencia entre derivaciones parasagitales (Dunnet T3).

	Fp1F3 (1) \bar{x} (DE)	F3C3 (2) \bar{x} (DE)	C3P3 (3) \bar{x} (DE)	P3O1 (4) \bar{x} (DE)	Fp2F4 (5) \bar{x} (DE)	F4C4 (6) \bar{x} (DE)	C4P4 (7) \bar{x} (DE)	P4O2 (8) \bar{x} (DE)	Post hoc P = 0.05
Delta	2.4 (± 1.5)	1.3 (± 0.5)	1 (± 0.5)	1.9 (± 1.3)	2.7 (± 1.5)	1.4 (± 0.7)	1.3 (± 0.8)	2.2 (± 1.6)	1 > 2, 3 4 > 2, 3 5 > 6, 7 8 > 6, 7
Theta	1.3 (± 0.7)	1.3 (± 0.8)	1.2 (± 0.8)	2.7 (± 2.3)	1.5 (± 0.8)	1.4 (± 0.9)	1.4 (± 1)	2.9 (± 2.4)	4 > 1, 2, 3 8 > 5, 6, 7
Alfa	1.3 (± 0.6)	3.3 (± 2.3)	5.8 (± 4.8)	15.1 (± 13)	1.3 (± 0.7)	3.4 (± 2.5)	7.2 (± 6.3)	17.2 (± 14.7)	4 > 1, 2, 3 3 > 1, 2 2 > 1 8 > 5, 6, 7 7 > 5, 6 6 > 5
Beta	1.2 (± 0.8)	0.9 (± 0.4)	1 (± 0.6)	2.3 (± 1.3)	1.2 (± 0.8)	0.9 (± 0.5)	1.2 (± 0.7)	2.6 (± 1.5)	4 > 1, 2, 3 1 > 2 8 > 5, 6, 7 6 < 5, 7, 8

Cuadro 3. Prueba de Wilcoxon, comparación de bandas de frecuencia entre hemisferios, derivaciones laterales.

	Z	Sig.		Z	Sig.
• Delta			• Theta		
Fp2F8-Fp1F7	-1.02	0.304	Fp2F8-Fp1F7	-0.50	0.615
F8T4-F7T3	-0.89	0.372	F8T4-F7T3	-2.38	0.017
T4T6-T3T5	-2.13	0.033	T4T6-T3T5	-3.13	0.002
T6O2-T5O1	-2.01	0.044	T6O2-T5O1	-2.92	0.003
• Alfa			• Beta		
Fp2F8-Fp1F7	-1.36	0.171	Fp2F8-Fp1F7	-1.15	0.247
F8T4-F7T3	-4.50	0.000	F8T4-F7T3	-1.20	0.228
T4T6-T3T5	-2.65	0.008	T4T6-T3T5	-4.47	0.000
T6O2-T5O1	-1.65	0.098	T6O2-T5O1	-3.24	0.001

Cuadro 4. Prueba de Wilcoxon, comparación de bandas de frecuencia entre hemisferios, derivaciones parasagitales.

	Z	Sig.		Z	Sig.
• Delta			• Theta		
Fp2F4-Fp1F3	-2.41	0.016	Fp2F4-Fp1F3	-1.64	0.100
F4C4-F3C3	-1.66	0.097	F4C4-F3C3	-0.07	0.940
C4P4-C3P3	-2.31	0.021	C4P4-C3P3	-1.26	0.205
P4O2-P3O1	-1.75	0.079	P4O2-P3O1	-0.92	0.354
• Alfa			• Beta		
Fp2F4-Fp1F3	-1.28	0.199	Fp2F4-Fp1F3	-0.30	0.762
F4C4-F3C3	-0.28	0.773	F4C4-F3C3	-0.07	0.943
C4P4-C3P3	-2.50	0.012	C4P4-C3P3	-1.69	0.091
P4O2-P3O1	-0.61	0.541	P4O2-P3O1	-2.44	0.014

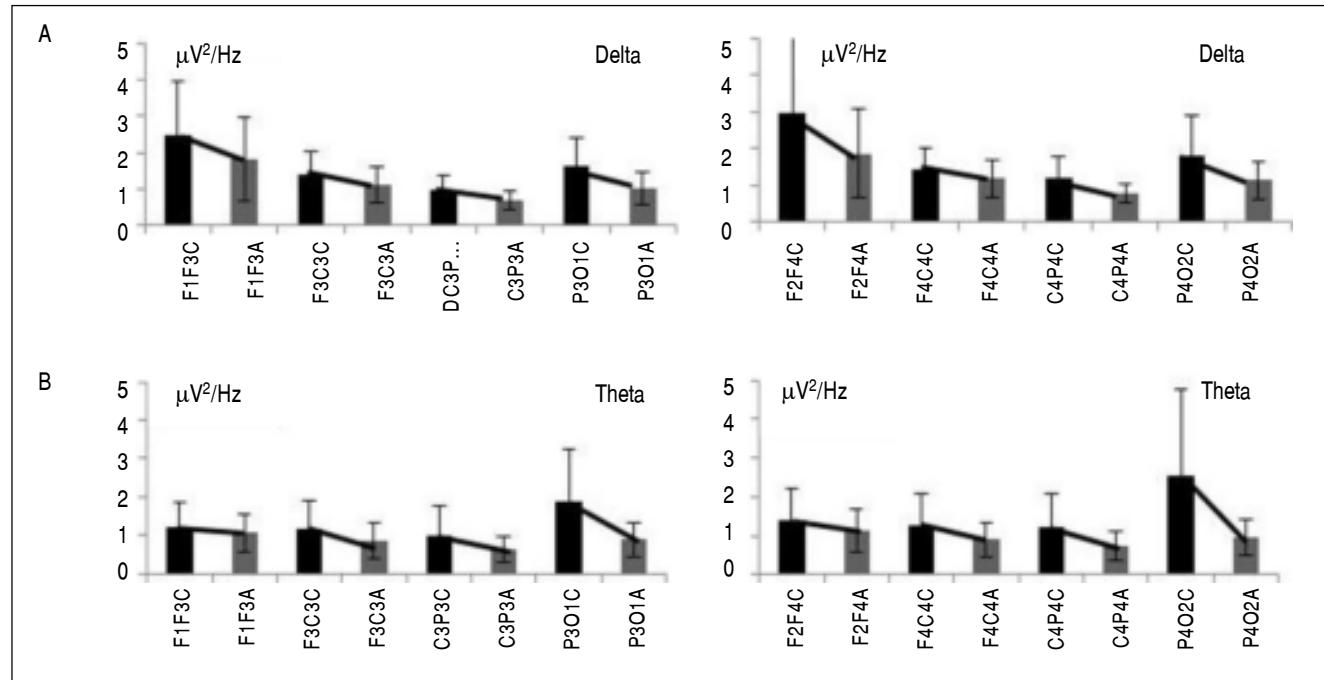


Figura 3. PPA y DE de delta y de theta en la etapa sucesiva de ojos cerrados (C)-abiertos (A). A. Delta. B. Theta. Se puede observar el predominio de potencia en el HD.

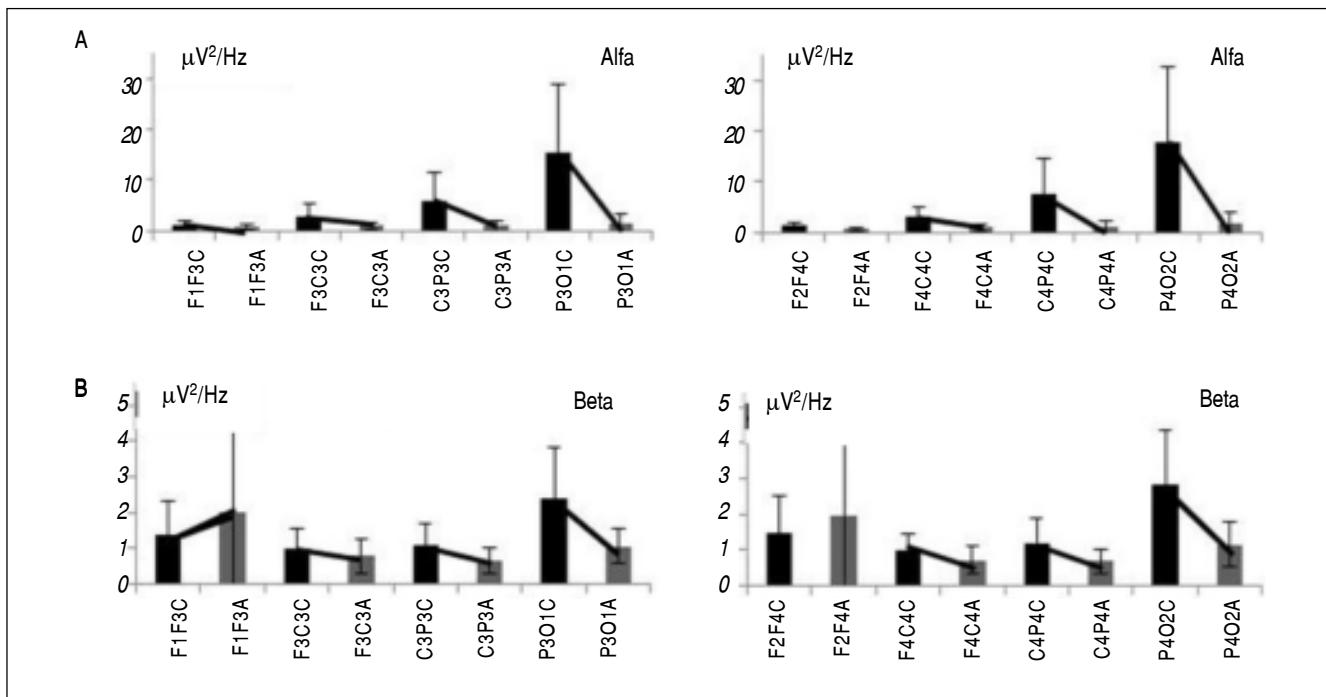


Figura 4. PPA y DE de alfa y de beta en la etapa sucesiva de ojos cerrados (C)-abiertos (A). A. Alfa. B. Beta. Se puede observar el predominio de potencia en el HD.

Cuadro 5. Comparación de bandas de frecuencia en condiciones de párpados cerrados y abiertos, hemisferio izquierdo (Prueba de Wilcoxon).

	Z	Sig.		Z	Sig.
• Delta			• Theta		
Fp1F3C-Fp1F3A	-3.53	0.000	Fp1F3C-Fp1F3A	-2.63	0.008
F3C3C-F3C3A	-3.58	0.000	F3C3C-F3C3A	-4.51	0.000
C3P3C-C3P3A	-6.51	0.000	C3P3C-C3P3A	-4.35	0.000
P3O1C-P3O1A	-5.82	0.000	P3O1C-P3O1A	-6.02	0.000
• Alfa			• Beta		
Fp1F3C-Fp1F3A	-4.85	0.000	Fp1F3C-Fp1F3A	-2.05	0.040
F3C3C-F3C3A	-6.45	0.000	F3C3C-F3C3A	-6.13	0.000
C3P3C-C3P3A	-7.39	0.000	C3P3C-C3P3A	-6.19	0.000
P3O1C-P3O1A	-7.31	0.000	P3O1C-P3O1A	-6.55	0.000

Cuadro 6. Comparación de bandas de frecuencia en condiciones de párpados cerrados y abiertos, hemisferio derecho (Prueba de Wilcoxon).

	Z	Sig.		Z	Sig.
• Delta			• Theta		
Fp2F4C-Fp2F4A	-3.83	0.000	Fp2F4C-Fp2F4A	-3.44	0.001
F4C4C-F4C4A	-2.92	0.003	F4C4C-F4C4A	-4.63	0.000
C4P4C-C4P4A	-5.96	0.000	C4P4C-C4P4A	-4.71	0.000
P4O2C-P4O2A	-4.81	0.000	P4O2C-P4O2A	-7.36	0.000
• Alfa			• Beta		
Fp2F4C-Fp2F4A	-5.79	0.000	Fp2F4C-Fp2F4A	-1.07	0.283
F4C4C-F4C4A	-7.06	0.000	F4C4C-F4C4A	-5.07	0.000
C4P4C-C4P4A	-7.57	0.000	C4P4C-C4P4A	-5.86	0.000
P4O2C-P4O2A	-7.81	0.000	P4O2C-P4O2A	-6.79	0.000

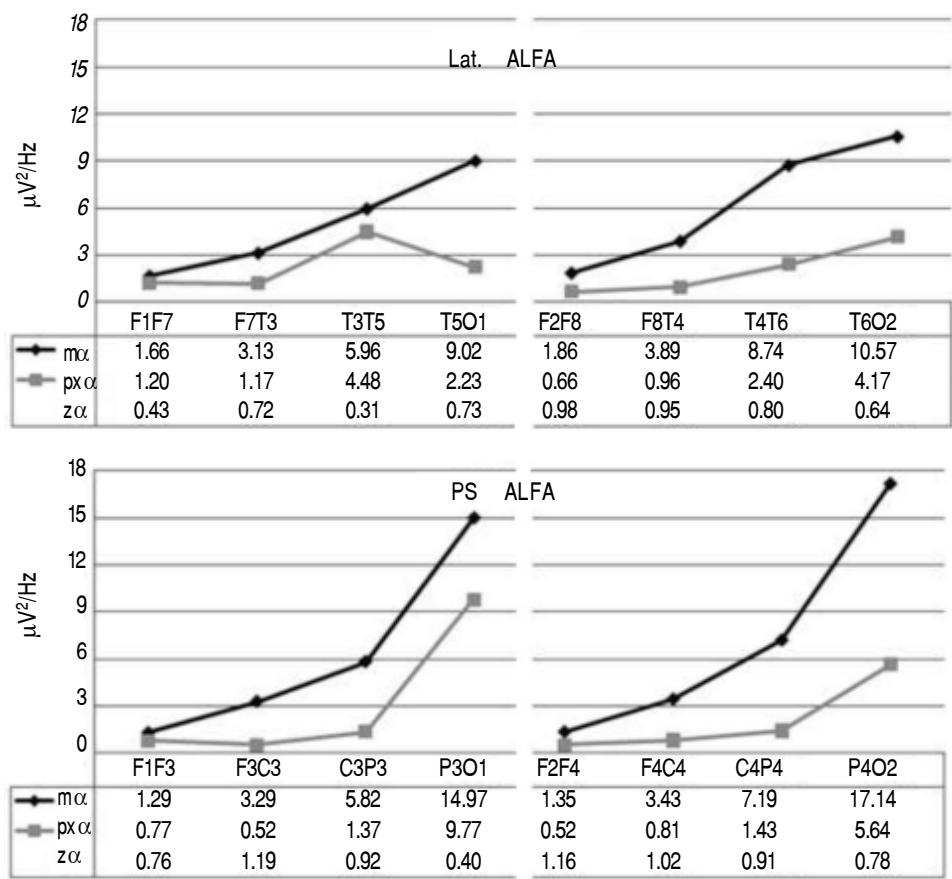


Figura 5. Perfil del ritmo alfa (línea negra) en derivaciones laterales y parasagitales de cada hemisferio comparado con la PA de un nuevo registro (línea gris). Los puntuajes Z indican el grado de desviación.

del ritmo alfa en las derivaciones laterales (L) y parasagitales (PS) de cada hemisferio en la condición de ojos cerrados. Los perfiles establecidos se integraron en plantillas de las cuatro bandas de frecuencia en las 16 regiones analizadas, utilizando el programa Excell.

DISCUSIÓN

La magnitud de la PA de las diferentes oscilaciones, analizadas como ritmos de banda ancha, es una medida de la sincronización de los potenciales de los circuitos corticales con una particular distribución topográfica. Estos datos permiten establecer su localización e inferir la condición anatómo-funcional de sus componentes que difieren de una región a otra intra-hemisferio al igual que inter-hemisferios, lo que representa importantes asimetrías que se enmascaran al hacer promedios y que, por lo general, no se identifican en los informes analógicos del EEG.

Los resultados presentados apoyan la posibilidad de que dichos ritmos participen en funciones diferentes como propusieron Kopell, *et al.*,¹² por lo cual, es

importante empezar por recapitular la modulación del ritmo delta con diferentes distribuciones topográficas e intensidades por la discreta estimulación visual, que además manifiesta una asimetría por mayor voltaje en el hemisferio derecho en las regiones centro-parietales, que se mantiene en estado de activación, lo que comprueba que los circuitos generadores de esa frecuencia reciben influencias excitadoras e inhibidoras en proporciones diferentes de los circuitos tálamo-corticales como lo describió Steriade.³⁴ Existen pocas publicaciones de las posibles funciones del ritmo delta; sin embargo, se ha descrito que puede ser un importante integrador de la actividad cortical en varias áreas.^{33,35,36}

Lo descrito para la PA de theta confirma lo publicado por otros autores: que disminuye con la edad de los sujetos, es decir, conforme se integran los circuitos anatómo-funcionales cerebrales decrece la PA de theta, cuya distribución topográfica se describe en el presente trabajo, enfatizando que en esta muestra permanece con relativo alto voltaje en las regiones posteriores y también presenta un gradiente positivo medio-occipital, similar al del ritmo alfa.

La PA de theta también disminuye al abrir los párpados (desincronización theta), lo cual indica que se modifica por PPSE/PPSI de los núcleos talámicos y por circuitos de retroinformación córtico-talámicos,³⁷ que actúan con mayor intensidad en el HD, generando una asimetría por mayor voltaje en la región centro-parietal, condición que debe tomarse en cuenta al analizar sus cambios en relación con su participación en los procesos de memorización o de otras funciones en procesos de aprendizaje. El ritmo alfa, con una mayor variabilidad en su potencia absoluta de la esperada de acuerdo con las características de la muestra analizada, sugiere una posible disminución de la maduración cerebral que teóricamente alcanzaría. Datos similares fueron descritos para una muestra de estudiantes de licenciatura, por Corsi-Cabrera, Solis-Ortiz y Guevara.³⁸ El ritmo alfa tiene una distribución generalizada en ambos hemisferios cerebrales, se comprueba el gradiente positivo fronto-occipital, además, nuestros resultados muestran mayor intensidad en el HD (hemisferio aparentemente no dominante en la mayoría de los sujetos de esta muestra). También se ratifica su desincronización al abrir los ojos, ampliamente estudiada desde Berger.³⁹ A estos conocimientos se agrega la descripción de un ritmo alfa en las regiones temporo-occipitales que Niedermeyer⁶ describió como excepcional e inconsistente en sujetos normales y propone definirlo en relación con estados patológicos; sin embargo, nosotros lo describimos con mayor intensidad en las regiones temporo-temporal izquierda en sujetos sin manifestaciones clínicas. También describimos la cuantificación de su nivel de desincronización en las diferentes regiones con estimulación visual de baja intensidad, y la desaparición de la asimetría inter-hemisférica observada en el estado de vigilia de reposo, apoyando así las múltiples propuestas de su participación en funciones sensorio-motoras y cognitivas, cuando se logra cierto nivel de coherencia entre las diferentes ensambladas neuronales o circuitos.^{2,40}

Además, la interacción de alfa/theta ha sido descrita como parte importante en el reconocimiento de señales y en la memorización de las mismas.^{2,10,11,16,36}

Por último, en el caso de beta se conoce poco acerca de su distribución y funciones; por lo pronto, describimos la actividad de generadores en esa banda de frecuencia en las regiones de ambos hemisferios con predominio posterior y en el hemisferio derecho, que resulta el no dominante para la mayoría de los sujetos y, al igual que Barry, *et al.*,²¹ no podemos explicar por ahora su significado, pero con la base descriptiva establecida con este trabajo, ana-

lizaremos la hipótesis de que al sintonizarse en las diferentes regiones corticales coordina los procesos de atención, sensorio-percepción y funciones motoras, como se ha propuesto.^{12,35,37}

Con base en nuestros resultados podemos afirmar que las cuatro frecuencias de banda ancha analizadas se desincronizan en la condición de vigilia con atención inespecífica (modulación retículo-talámica de los cuatro ritmos), manteniendo las asimetrías inter-hemisféricas descritas para ritmos delta y theta y no para alfa, condición que debe ser considerada en las investigaciones de los cambios de oscilaciones en los procesos de atención y de aprendizaje o en los estados emocionales. Por ejemplo, se ha descrito que la desincronización de alfa provocada por estimulación visual es más prolongada cuando el sujeto tiene los ojos abiertos.²¹

Los datos de la PA promedio y DE de cada una de las frecuencias analizadas, en las 16 regiones estudiadas (cuatro laterales y cuatro parasagitales por hemisferio), en condiciones de párpados cerrados, integrados en una base de datos electrónica, los utilizamos como valores de comparación para calcular los valores Z de nuevos registros EEGc con la finalidad de apoyar los procesos diagnósticos en alteraciones con manifestaciones psicológicas, psiquiátricas o para cuantificar la localización y extensión de lesiones cerebrales y, mediante registros sucesivos, para analizar la neuroplasticidad en correlación con los tratamientos aplicados (rehabilitación neurológica integral).

En el caso de los datos de PA promedio y DE en condiciones de párpados abiertos en derivaciones parasagitales, los valores Z de nuevos EEGc representan la magnitud de las modificaciones en la condición de activación inespecífica (atención inespecífica) que podremos utilizar para apoyar el diagnóstico de los trastornos de atención en el neurodesarrollo o en secuelas de lesiones cerebrales.

Por último, y no menos importante, consideramos que al incrementar la muestra, integrando los datos de diversas poblaciones, los perfiles establecidos hasta el momento se verán complementados, por ejemplo, disminuyendo la desviación estándar y, por lo tanto, mejorando su confiabilidad y validez, cumpliendo las evaluaciones estadísticas indispensables, podrá consolidarse como una herramienta normativa de diagnóstico y para determinar la evolución de las enfermedades cerebrales, como fue propuesto por Chabot, *et al.*⁴² y Thatcher y Lubar.³⁰ Estamos llevando a cabo las primeras aplicaciones de estos procedimientos de EEGc en el diagnóstico y seguimiento de las secuelas de lesiones cerebrales y los

efectos de los tratamientos de rehabilitación integral, que serán objeto de futuras publicaciones.

AGRADECIMIENTOS

Reconocimiento a la Señora Ingrid Mascher G. por la revisión del manuscrito.

Nuestro agradecimiento al Dr. Teodoro Flores por las facilidades otorgadas.

Subvención CONACyT # 161587 (2012).

REFERENCIAS

1. Buzsáki G, Draguhn A. Neuronal oscillations in cortical networks. *Science* 2004; 30: 1926-29.
2. Sauseng P, Klimesch W. What does phase information of oscillatory brain activity tell us about cognitive processes? *Neurosci Biobehav Rev* 2008; 32: 1001-13.
3. Heeger DJ, Ress D. What does fMRI tell us about neuronal activity? *Nat Rev Neurosci* 2002; 3: 142-51.
4. Logothetis NK, Pauls J, Augath M, Trinath T, Oeltermann A. Neurophysiological investigation of the basis of the fMRI signal. *Nature* 2001; 412: 150-57.
5. Buzsáki G. Neural syntax: cell assemblies, synapsembles, and readers. *Neuron* 2010; 68: 362-85.
6. Niedermeyer E. Alpha rhythms as physiological and abnormal phenomena. *Int J Psychophysiol* 1997; 26: 31-49.
7. Chelaru MI, Dragoi V. Efficient coding in heterogeneous neuronal populations. *Proc Natl Acad Sci U.S.A.* 2008; 105(42): 16344-9.
8. Hummel F, Gerloff C. Larger interregional synchrony is associated with greater behavioral success in a complex sensory integration task in humans. *Cerebral Cortex* 2005; 15: 670-78.
9. Engel AK, Fries P, Singer W. Dynamic predictions: oscillations and synchrony in Top-down processing. *Nat Rev Neurosci* 2001; 2(10): 704-16.
10. Ben-Simon EB, Podlipsky I, Arieli A, Zhdanov A, Hendler T. Never resting brain: simultaneous representation of two alpha related processes in humans. 2008; 3: 1-8. Available from: www.plosone.org
11. van Dijk H, Schoffelen JM, Oostenveld R, Jensen O. Prestimulus oscillatory in the alpha band predicts visual discrimination ability. *J Neurosci* 2008; 28: 1816-23.
12. Kopell N, Kramer MA, Malerba P, Whittington MA. Are different rhythms good for different functions? *Front Hum Neurosci* 2010; 4: 187. Doi 10.3389/fnhum.2010.00187
13. Hubel DH, Wiesel TN. Brain mechanisms of vision. *Sci Am* 1979; 241: 150-62.
14. Fries P, Neuenschwander S, Engel AK, Goebel R, Singer W. Rapid feature selective neuronal synchronization through correlated latency shifting. *Nat Neurosci* 2001; 4: 194-200.
15. Varela F, Lachaux JP, Rodriguez E, Martinerie J. The brain-inweb: phase synchronization and large-scale integration. *Nat Rev Neurosci* 2001; 2: 229-39.
16. Grossberg S. The link between brain learning, attention, and consciousness. *Conscious Cogn* 1999; 8: 1-44.
17. Wyart V, Sergent C. The phase of ongoing EEG oscillations uncovers the fine temporal structure of conscious perception. *J Neurosci* 2009; 29: 12939-41.
18. Tononi J. An information integration theory of consciousness. *BMC Neurosci* 2004; 5: 42-64.
19. Pfurtscheller G. The cortical activation model (CAM). *Prog Brain Res* 2006; 159: 19-27.
20. Pfurtscheller G. EEG event-related desynchronization (ERD) and event related synchronization (ERS). En: Niedermeyer E, Lopes da Silva F. *Electroencephalography basic principles, clinical applications, and related fields*. 4th Ed. Lippincott Williams & Wilkins; 1998, p. 958-67.
21. Barry RJ, Johnstone SJ, Magee CA. EEG differences between eyes-closed and eyes-open resting conditions. *Clin Neurophysiol* 2007; 118: 2765-73.
22. Klimesh W. EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: a review and analysis. *Brain Res Rev* 2009; 29: 169-95.
23. Bouvier SE. Top-Down Influences of Spatial Attention in Visual Cortex. *J Neurosci* 2009; 29: 1597-98.
24. Fries P. A mechanism for cognitive dynamics: neuronal communication through neuronal coherence. *Trends Cogn Sci* 2009; 13: 474-80.
25. Singer W, Tononi G, Sporns O. From complex networks to intelligent systems. En: *Creating brain like intelligence. Lecture Notes in Computer Science* 2009; 5439: 15-30. Doi 10.1007/978-3-642-00616-6-2.
26. Neuper C, Wörz M, Pfurtscheller G. ERD/ERS patterns reflecting sensorimotor activation and deactivation. *Prog Brain Res* 2006; 159: 211-22.
27. Wöertz M, Pfurtscheller G, Klimesch W. Alpha power dependent light stimulation: dynamics of event-related (de)synchronization in human electroencephalogram. *Cogn Brain Res* 2004; 20: 256-60.
28. Boly M, Garrido MI, Gosselin O, Bruno MA, Boveroux P, Schnakers C, Massimini M, et al. Preserved feed forward but impaired top-down processes in the vegetative state. *Science* 2011; 332: 858-62.
29. Roy JE, Prichard L, Easton P. Normative data banks and neurometrics: Basic concepts, methods and results of norms constructions. In: Remond A (ed.). *Handbook of Electroencephalography and clinical neurophysiology*. Vol. III. Computer Analysis of the EEG and other neurophysiological signals. Amsterdam: Elsevier; 1987, p. 449-95.
30. Thatcher RW, Lubar JF. History of the scientific standards of qEEG normative databases. En: Budzinsky T, Budzinski H, Evans J, Abarbanel A (eds.). *Introduction to QEEG and neurofeedback: Advanced theory and applications*. San Diego, California: Academic Press; 2008, p. 28-62.
31. Gasser T, Verleger R, Bächer P, Sroka L. Development of the EEG of school-age children and adolescents. I. Analysis of band power. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1988; 69: 91-99.
32. Benninger C, Mattis P. EEG development of healthy boys and girls. Results of longitudinal study. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1984; 57: 1-12.
33. Harmony T, Fernández T, Silva J, Bernal J, Díaz-Comas L, Reyes A. EEG delta activity: an indicator of attention to internal processing during performance of mental tasks. *Int J Psychophysiol* 1996; 24(1-2): 161-71.
34. Steriade M. Cellular substrates of brain rhythms. In: Niedermeyer E, Lopes da Silva F (ed.). *Electroencephalography basic principles, clinical applications, and related fields*. 4th Ed. Lippincott Williams & Wilkins; 1998, p. 28-75.
35. Bruns A, Eckhorn R. Task-related coupling from high-to low-frequency signals among visual cortical areas in human subdural recordings. *Int J Psychophysiol* 2004; 51: 97-116.
36. Womelsdorf T, Fries P. Neuronal coherence during selective attentional processing and sensory-motor integration. *J Physiol Paris* 2006; 100: 182-93.
37. Mölle M, Marshall L, Fehm HL, Born J. EEG theta synchronization conjoined with alpha desynchronization in-

- dicate intentional encoding. *Eur J Neurosci* 2002; 15: 923-28.
- 38. Corsi-Cabrera M, Solis-Ortiz S, Guevara MA. Stability of EEG inter-and intrahemispheric correlation in women. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1997; 102: 248-55.
 - 39. Adrian E, Matthews B. The Berger rhythm: potential changes from the occipital lobes in man. *Brain* 1934; 57: 355-85.
 - 40. Palva S, Palva JM. New vistas for α -frequency band oscillations. *Trends Neurosci* 2007; 30: 150-58.
 - 41. Chabot RJ, di Michele F, Prichard L, John ER. The clinical role of computerized EEG in the evaluation and treatment of learning and attention disorders in children and adolescents. *J Neuropsychiatry Clin Neurosci* 2001; 13: 171-86.

Reimpresos:

Dr. Héctor Brust-Carmona

Laboratorio de Neurofisiología
Dirección de Investigación
Instituto Nacional de Rehabilitación
Calz. México-Xochimilco, Núm. 289
Col. Arenal de Guadalupe
14389, México, D.F.
Correo electrónico: hbrust@inr.gob.mx,
brusthector@att.net.mx

Recibido el 30 de abril 2012.

Aceptado el 1 de octubre 2012.