

Patrón Neurofisiológico del Retraso Mental: Estudio de un Caso con Electroencefalografía Cuantitativa

Jesús Damas López^{1,2}, Juan Francisco Martín-Rodríguez^{1,3} & José León-Carrión^{1,3}

¹*Centro de Rehabilitación de Daño Cerebral Crecer, C.RE.CER. Sevilla.*

²*Dto. De matemática Aplicada. Escuela Universitaria de Optica. Universidad Complutense de Madrid.*

³*Departamento de Psicología Experimental. Universidad de Sevilla*

Resumen: En este artículo se presenta el patrón electroencefalográfico cuantitativo (QEEG) de un caso con retraso mental. Pocos estudios se han hecho del fenómeno desde esta perspectiva. Se realizaron dos registros, uno con ojos abiertos (OA) y otro con ojos cerrados (OC) utilizando un sistema de 19 electrodos. Se obtuvieron los valores cuantitativos y normativos correspondientes a cada banda de frecuencias, y los valores de conectividad independientes de amplitud (coherencia y retraso de fase) de las distintas regiones cerebrales. Se aplicaron métodos matemáticos para la reducción de artefactos. Los resultados concuerdan con los estudios en esta área mostrando un patrón de afectación generalizado caracterizado por un aumento actividad lenta en regiones temporo-occipitales y un aumento de la amplitud de las altas frecuencias en regiones frontales. Los patrones de conectividad también se mostraron alterados en regiones frontales bilaterales y temporal izquierda. **Palabras clave:** Electroencefalografía cuantitativa, Retraso mental, Coherencia, Retraso de fase.

Neurophysiological Pattern of Mental Retardation: A Quantitative Electroencephalography Single-Case Study

Abstract: This article presents a quantitative electroencephalographic (QEEG) pattern of a case of mental retardation. Just a few studies have been carried out about this phenomena from this point of view. Two recordings were conducted, the first with eyes opened, the second with eyes closed, using a 19-electrode system. Quantitative and normative data were obtained corresponding with each frequency band, and amplitude-independent connectivity measures (coherence and phase lag) between different brain regions. Also, mathematical methods were applied to remove artifacts. The results agree with former studies in this area, showing a generalized

Correspondencia: Jesús Damas López y Juan Francisco Martín Rodríguez, E-mail: idi@neurocrecer.com
Este trabajo es parte del proyecto de investigación dirigido por el Prof. J. León-Carrión financiado por la Dirección general de política tecnológica, Programa Nacional de Tecnologías para la Salud y el Binestar 2004-2007 y el Centro de Rehabilitación de Daño Cerebral (CRECER) de Sevilla, Departamento de Investigación, Desarrollo e Innovación (I+D+I) y cofinanciado por el Fondo Europeo de Desarrollo Regional (FEDER) : CIT -300100-2005-37.

abnormal pattern characterised by an increase of slow waves activity at temporo-occipital regions, and an amplitude increase of fast frequencies at frontal locations. We also found weak connectivity patterns in bilateral frontal and left temporal regions. **Key words:** Quantitative electroencephalography, Mental retardation, Coherence, Phase lag.

Las técnicas de neuroimagen funcional y neurofisiológicas demuestran cada vez más su utilidad en el ámbito clínico, ya sea por la ayuda prestada en la configuración del diagnóstico, ya sea por la caracterización de las alteraciones encontradas. La resolución temporal de dichas técnicas se hace necesaria de cara a estudiar la complejidad de los procesos psicológicos y su desarrollo a lo largo del tiempo. Además, la cuantificación de ciertas variables psicofisiológicas se convierte en una herramienta clave para el estudio de dichos procesos y para crear modelos de rehabilitación que después sirvan para aumentar o disminuir ciertos parámetros relacionados con la actividad normal y anormal.

En este contexto surge la electroencefalografía cuantitativa (*quantitative EEG*, QEEG). La QEEG es una técnica neurofisiológica no invasiva que procesa la señal eléctrica del EEG convencional y que cuantifica la contribución relativa de cada frecuencia (Wallace, Wagner, Wagner & McDeavitt, 2001). La ventaja principal de esta técnica es su gran resolución temporal y la posibilidad de estudiar cómo se comunican y acoplan diversas áreas cerebrales a la hora de realizar un proceso conjunto. Una desventaja que presenta la técnica es que su desarrollo actual no permite la localización precisa de las fuentes de la actividad eléctrica patológica, y el hecho de que para tener una buena resolución espacial son necesarios sistemas complejos con gran número de electrodos.

Desde hace tiempo se viene mostrando el uso de técnicas neurométricas de QEEG para definir desviaciones de la normalidad en el funcionamiento cerebral de un individuo (Gotman et al., 1973). Se han encontrado correlatos de estas medidas con distintos comportamientos y síndromes clínicos. Por citar algunos, John et al. (1977) encuentran desviaciones de la normalidad de distintas medidas de QEEG para distintos grupos de sujetos comportamentalmente similares, y para trastornos afectivos (depresión), demencia y esquizofrenia (John, Prichep, Friedman et al., 1988; John, Prichep, Alper et al., 1995). Más recientemente, Tot et al. (2002) encuentran una mayor presencia de las frecuencias lentas (theta-delta) y menor presencia de actividad alpha en el área frontotemporal izquierda en pacientes con trastorno obsesivo-compulsivo, comparados con sujetos control.

Sin embargo, las bases biológicas del retraso mental aún no se han identificado de forma precisa. La aplicación de la técnica QEEG en el terreno de retraso mental y en las dificultades del aprendizaje ha sido escasa,

sobre todo la que compara con grupos controles estandarizados por edad. La heterogeneidad de estos grupos se refleja en las investigaciones que han tratado de configurar un perfil electroencefalográfico para dichas poblaciones. Ahn *et al.* (1980) encuentran un aumento relativo en bandas lentas comparando con sujetos controles, sin localizarlo espacialmente. Más afinada es la investigación de Gasser, Möcks, Lenard, Bächer, y Verleger (1982) que encuentran, utilizando medidas de amplitud absoluta, un patrón compuesto por una mayor actividad de las frecuencias delta y theta, acompañado de un aumento de amplitud de beta frontal, generalizado excepto para las localizaciones occipitales. Más reciente, Harmony *et al.* (1995) encuentran un patrón de aumento de amplitud en bandas lentas en las localizaciones fronto-centrales y diferencias entre bandas en los gradientes antero-posterior en niños con dificultades en la lectura y escritura. Según se puede extraer de estas investigaciones, el estudio de las ondas lentas (delta-theta) es clave para caracterizar a estas poblaciones. Sin embargo, Fein *et al.* (1986) afirma que la única variable discriminante es la disminución de la actividad de beta, sobre todo en sus rangos más rápidos.

El debate continúa abierto en este campo de estudio. Otro abierto es el tipo de medida que se ha de utilizar en QEEG para estas poblaciones. Según Fein *et al.* (1983) y Schreiter Gasser, Gasser y Ziergler (1993) las medidas de amplitud relativa no son adecuadas para realizar este tipo de perfiles debido, sobre todo, a la interdependencia que guardan las amplitudes de ciertas bandas con respecto a otras (por ejemplo, un aumento de la amplitud de las ondas lentas provoca una disminución de las amplitudes en bandas más rápidas). Otra cuestión es el uso de las medidas de conectividad (coherencia, retraso de fase). Marosi *et al.* (1995) describe un aumento de la coherencia (*hipercoherencia*) en las bandas delta, theta, y beta en niños con dificultades del aprendizaje en comparación con un grupo control. En un estudio reciente, Thatcher, North y Biver (2005) encuentran que las medidas de conectividad predicen con mayor fiabilidad el cociente de inteligencia que las medidas relacionadas con la amplitud. Esta medida sería adecuada para caracterizar a esta población, ya que sufre menos variaciones en el desarrollo vital que las medidas espectrales (Dustman, Shearer & Emmerson, 1999).

El objetivo de este estudio es establecer patrones electroencefalográficos cuantitativos diferenciales entre sujetos normales y sujetos con retraso mental, concretando la localización cortical de esos patrones de actividad anormal. Asimismo, apoyándonos en medidas conductuales de un caso con retraso mental leve, intentaremos correlacionar medidas neurofisiológicas con los déficit encontrados en la evaluación neuropsicológica.

Método

Descripción del caso

Se trata de una paciente mujer, de 17 años en el momento del estudio. Acude en agosto de 2005 al Centro de Rehabilitación de Daño Cerebral (C.RE.CER.) en Sevilla (España), para realizarse una evaluación multidisciplinar en la cual intervienen neuropsicólogos, logopedas, fisioterapeutas y expertos en neuroimagen. Los familiares no reportan antecedentes de interés, aunque sí existen quejas de retraso importante en el ámbito académico y en la adquisición del lenguaje. Asimismo, refieren no ser totalmente independiente en las habilidades instrumentales de la vida diaria. Las evaluaciones neuropsicológica y logopédica se llevaron a cabo antes del registro QEEG.

Las pruebas administradas fueron: Escala de Inteligencia de Wechsler para Adultos-Revisada (WAIS-R), Matrices Progresivas de Raven y el Test de Boston para el Diagnóstico de la Afasia.

Procedimiento

A) Registros

Después de obtener el consentimiento verbal de los familiares de la paciente, se le indicó que se sentase en un sillón confortable y que permaneciese relajada y tranquila. Por último, se le explicó el procedimiento que se seguiría a continuación.

Antes de la colocación del gorro de electrodos se limpió la frente y los lóbulos auriculares del paciente con NuPrep®. Para la realización de los registros electroencefalográficos (EEG) se utilizó el sistema *ECI Electro-Cap System*™, de Electro-Cap International, Inc., formado por un gorro ajustable de 19 electrodos situados según el sistema internacional 10-20.

Una vez colocado el gorro de electrodos, se rellenó cada uno de los 19 con gel conductor Electro-Gel™ a través de una aguja despuntada hasta alcanzar una impedancia mínima (menos de 10 kΩ). Se situaron un total de 19 derivaciones, según el sistema internacional 10-20 con referencias en ambas orejas (A1 y A2). La hora del registro fue las 11.30 de la mañana. El hardware utilizado para el registro digitalizado es el sistema Truscan®32, de Deymed® Diagnostic, conectado a un ordenador personal portátil Prostar Pentium 4 a 3 GHz. con 512 Mb. de RAM y sistema operativo Windows XP Service Pack 2. El software utilizado para la adquisición y análisis de los registros electroencefalográficos fue respectivamente, Truscan® Acquisition

6.37m y Truscan® Explorer 6.37m de Deymed® Diagnostic, y Neuroguide 2.0.7 de Applied Neuroscience Inc.

Después de un periodo de relajación se llevó a cabo el registro con ojos abiertos (OA). Seguidamente se indicó al paciente que cerrase los ojos (OC) y que continuase relajada, pero sin dormirse, y se registró la actividad EEG. La duración de cada registro fue de 3 minutos, y la frecuencia de muestreo de 256Hz. Los registros se llevaron a cabo en una habitación aislada de luz y ruido exterior, iluminada artificialmente de forma tenue y con una temperatura controlada en torno a los 23 °C.

B) Selección de datos

Se colocaron filtros de paso bajo a 40 Hz y de paso alto a 0.5 Hz. Dada la presencia de un artefacto muscular en los electrodos T3 y T4 durante todo el registro de ojos abiertos, y la presencia de un artefacto de movimiento ocular continuo durante el registro de ojos cerrados se aplicó un Análisis de los Componentes Independientes (*Independent Component Analysis*, ICA), los cuales han mostrado eficacia en la eliminación de artefactos presentes en todo el registro (Iriarte et al., 2003; Castellanos et al., 2005). Se seleccionaron dos componentes que daban cuenta del artefacto en OA y se eliminaron del registro original. En OC se eliminó el componente que daba cuenta del artefacto de movimiento ocular. Después se seleccionaron visualmente fragmentos limpios de artefactos por un total de 120 segundos dentro de las secciones de EEG más representativas, haciendo uso del software *Neuroguide 2.2.1.* de Applied Neuroscience Inc. Sólo los fragmentos con una fiabilidad mayor del 90% se tuvieron en cuenta para el análisis espectral.

C) Análisis de datos

El análisis de QEEG de los 120 segundos seleccionados se llevó a cabo con el generador de informes del programa *Neuroguide*. Este programa permite comparar el registro con una base de datos normativa de EEGs, compuesta por los registros de 625 sujetos de entre 0 y 82 años, y en base a ella computar voltaje absoluto, voltaje relativo, medidas de coherencia, retrasos de fase, asimetría de amplitudes y ratios de potencia en distintas bandas de frecuencia. Así, pueden obtenerse datos cuantitativos analizables estadísticamente y estandarizados por grupos de edades, y mapas topográficos multicromáticos.

Las medidas más utilizadas en las investigaciones mediante QEEG pueden ser patrones espectrales o patrones de conectividad. Los primeros se definen a partir del análisis del espectro de frecuencias de la señal EEG en una localización determinada, son independientes del momento y dan cuenta

de la intensidad del campo electromagnético de esa localización. Los segundos son medidas más complejas que consideran características espaciotemporales, implican varias localizaciones y dan cuenta de la fuerza de la conexión entre esas regiones cerebrales.

Dentro de las medidas espectrales, la más básica es la *magnitud (amplitud) absoluta*, que se define como la media de las magnitudes absolutas (en microvoltios) de las frecuencias que forman una banda determinada (i.e. delta) en un espacio de tiempo dado. La *magnitud relativa*, por su parte, es la media de las magnitudes relativas (expresada en %) en una banda determinada (la magnitud absoluta de una banda dividida por la suma de las magnitudes absolutas de todas las bandas en una localización particular) (Thornton, 2003). Las medidas de conectividad (o independientes de la amplitud) son la *coherencia* y el *retraso de fase*. La primera es una medida que indica el grado en el que dos áreas de la corteza están conectadas funcionalmente. Estadísticamente, se define como la probabilidad de que dos señales aleatorias surjan de un proceso generador común. Se calcula una medida de coherencia para cada banda de frecuencias (Lubar, 1997). El *retraso de fase* se define como el tiempo que tarda una onda de una determinada localización en alcanzar la fase o amplitud máxima de otra onda proveniente de otra localización determinada.

Todo ello permite evaluar desviaciones de la normalidad en el desarrollo del QEEG, así como localizar fuentes de ritmos patológicos. Según esta base de datos, consideramos un parámetro normal cuando se encuentra entre 0 y 1 desviaciones típicas. Dos o más desviaciones típicas consideraría una desviación anormal.

Se obtuvo la contribución de cada banda de frecuencias a la señal EEG mediante la Transformada Rápida de Fourier (*Fast Fourier Transformation*, FFT). Las bandas de frecuencia de interés se definieron como delta (1 a 3.5 Hz), theta (4 a 7.5 Hz), alpha (8 a 12 Hz), beta 1 (12 a 15 Hz), beta 2 (15 a 17.5), beta 3 (18 a 25 Hz), *high* beta (25.5 a 30 Hz). Las medidas de coherencia y de retraso de fase se obtuvieron mediante el análisis de espectro cruzado.

Resultados

Evaluación neuropsicológica y del lenguaje.

Los resultados de la exploración neuropsicológica se detallan en la tabla 1. Como puede observarse la paciente presenta déficit en todas las áreas exploradas. Tanto en las habilidades verbales como las manipulativas se

encuentran por debajo de los percentiles de normalidad para su edad, si bien estos últimos presentan un menor retraso que los verbales.

Prueba	Subtest	Puntuación	Percentil
WAIS-R	C. I Verbal	55	
	C.I. Manipulativo	61	
	C. I. Total	54	
Matrices de Raven			5
Vocabulario Boston	Rs. Espontáneas	26/60	
	Claves semánticas	13	
	Claves fonéticas	31	
	Errores	29	
Test de Boston	(severidad)	2	40

Tabla 1. Pruebas, subtests puntuación y percentil administrados a la paciente.

Resultados QEEG

A continuación se detallan los principales hallazgos QEEG. Debido al extenso volumen de datos, obviaremos los datos cuyas puntuaciones Z no excedieron 1,5 desviaciones típicas.

1. Magnitud absoluta

Dentro de la condición OA, sólo la banda beta se encontró anormalmente aumentada de forma leve. Esto ocurrió en beta 1 en las localizaciones T4 ($Z = 1,52$); beta 3 en F4 (1,89); *high* beta en F4 (1,87), F8 (1,57), Fz (2,04) y C4 (1,57).

En la condición OC el aumento de amplitud absoluta ocurrió, de manera generalizada, dentro de la banda theta. Se registró de manera significativa en FP1 (1,65), F3 (2), F4 (2,20), F7 (1,86), F8 (1,70), Fz (1,82), T3 (2,11), T4 (2,40), C3 (2,15), C4 (2,29), Cz (1,82), T5 (2,01), T6 (1,80), P3 (2,06), P4 (2,11), Pz (1,81), O1 (2,29), y O2 (2,32).

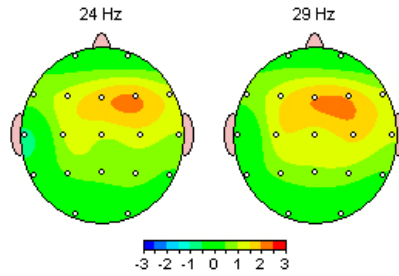


Figura 1. Mapas topográficos representando la puntuación típica de magnitud absoluta de las frecuencias 24 y 29 Hz en las 19 localizaciones corticales (condición OA). En blanco y gris claro, valores en torno a la media; gris oscuro, valores entre 1 y 2 puntuaciones Z; en negro, valores por encima de 2 puntuaciones Z.

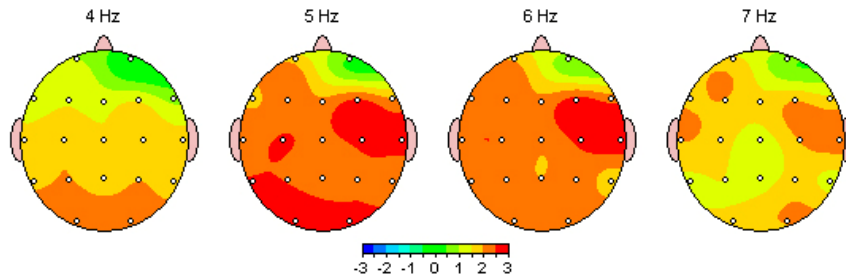


Figura 2. Mapas topográficos representando la puntuación típica de magnitud absoluta de las frecuencias de la banda theta en las 19 localizaciones corticales (condición OC). En blanco y gris claro, valores en torno a la media; gris oscuro, valores entre 1 y 2 puntuaciones Z; en negro, valores por encima de 2 puntuaciones Z.

2. Magnitud relativa

Se observó un aumento de amplitud relativa en la banda theta en las localizaciones T6 (1,66), O1 (1,89), O2 (1,96), para la condición OA. Asimismo se registró un aumento significativo en *high* beta frontal [F3 (1,63), F4 (2,19), F8 (2)].

Durante la condición OC, se observó un aumento relativo dentro de la banda theta en FP1 (1,52), FP2 (1,68), F8 (1,63), T4 (1,76), T5 (1,81), T6 (1,88), P3 (1,72), P4 (1,71), Pz (1,54), O1 (2,21), y O2 (2,02).

3. Coherencia

En la condición OA, esta medida mostró hipocoherencia para la banda delta: F7-F3 (-2,18), F7-C3 (-2,02), en el hemisferio izquierdo. En el hemisferio derecho se registró hipocoherencia para las bandas lentas en FP2-F8 (-2,71), F4-F8 (-1,95), F4-C4 (-2,40), F4-T4 (-1,80), F4-P4 (-2,09), y

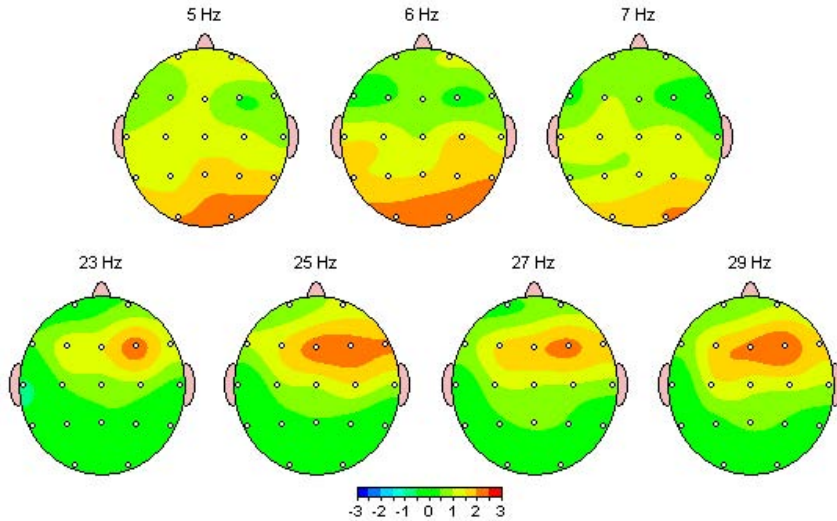


Figura 3. Mapas topográficos representando en las 19 localizaciones corticales las puntuaciones típicas de magnitud relativa de las frecuencias de las bandas theta y beta que resultaron significativas (condición OA).

en los pares homólogos F7-F8 (-2,08). Para la banda alfa se registró hipocoherencia en FP2-F8 (-2,09), FP2-F4 (-2,25), FP2-F8 (-2,36), F4-F8 (-2,24) y F4-C4 (-1,59), dentro de la banda beta. Asimismo se detectó exceso de coherencia dentro de la banda beta en el hemisferio izquierdo: FP1-T3 (2,11), FP1-T5 (1,91), F7-T3 (1,62), F3-T5 (2,32), F3-O1 (2,18), T3-C3 (2,05), T3-T5 (2,43), T3-P3 (1,61), T3-O1 (3), C3-T5 (2,41), C3-O1 (2,95), T5-O1 (1,51), P3-O1 (2,64), y en los pares homólogos T5-T6 (1,75) y O1-O2 (1,57).

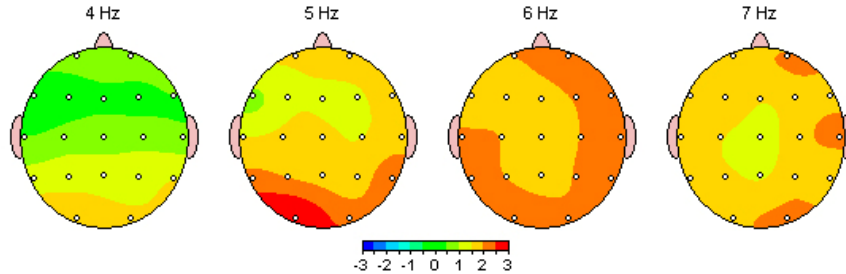


Figura 4. Mapas topográficos representando en las 19 localizaciones corticales las puntuaciones típicas de magnitud relativa de la banda theta (condición OC). En blanco y gris claro, valores en torno a la media; gris oscuro, valores entre 1 y 2 puntuaciones Z; en negro, valores por encima de 2 puntuaciones Z.

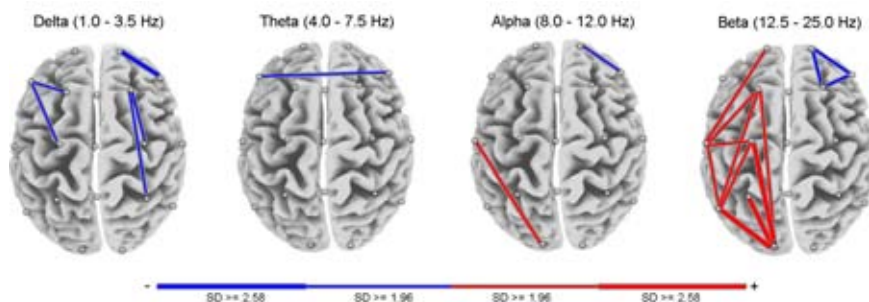


Figura 5. Representación de los valores de coherencia mayores de 1,96 entre las 19 localizaciones corticales en la condición OA para las distintas bandas de frecuencia.

Durante la condición OC se registró, sobre todo, hipercoherencia en las comparaciones del hemisferio izquierdo dentro de las bandas rápidas; para alfa: T3-T5 (2,12), C3-T5 (2,58), y C3-O1 (2,19). Dentro de beta se detectó hipocoherencia en F3-T5 (2,10), F3-O1 (2,13), C3-T5 (2,01), C3-O1 (2,32), y P3-O1 (1,82). En el hemisferio derecho hubo hipocoherencia en delta en T6-O2 (-1,95), y entre estos mismos electrodos en la banda alfa (-3,53).

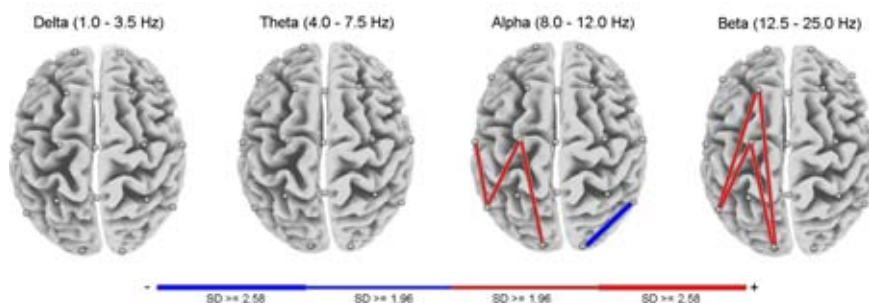


Figura 6. Representación de los valores de coherencia mayores de 1,96 entre las 19 localizaciones corticales en la condición OC para las distintas bandas de frecuencia.

4. Retraso de fase

Durante el registro de OA se detectó retardo de fase significativamente bajo para las derivaciones T3-C3 (-2,59) y alto en C4-T4 (2,17) en banda delta, y también retraso de fase significativamente alto en T5-O1 (2,05) en banda beta. En la condición OC se registró retardo de fase significativamente bajo entre las derivaciones C3-C4 (-2,50) y P4-O2 (-2,25) en banda theta.

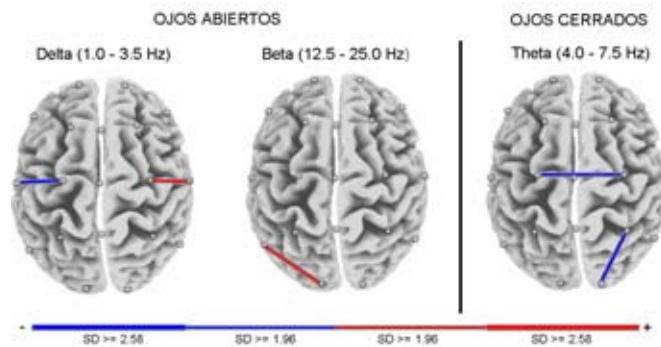


Figura 7. Representación de los valores de retraso de fase significativos en las bandas de frecuencia donde aparecen, durante las condiciones de OA y OC.

Discusión

En este documento se presenta el patrón QEEG en un paciente con retraso mental leve y se discute la relación entre resultados neurofisiológicos y déficit neuropsicológicos. Los resultados QEEG crudos se han cotejado con una amplia base de datos con registros en personas sin déficit, evidenciando un aumento significativo en la amplitud en ciertas bandas, descenso leve en otras, así como alteraciones en las medidas de coherencia y retraso de fase.

El primer resultado llamativo son las diferencias encontradas en la contribución y localización de cada banda de frecuencia para ambos registros (OA vs. OC). En la primera condición se observa un aumento moderado de la amplitud dentro de la banda theta (especialmente a 5-6 Hz), siendo más prominente en localizaciones temporo-occipitales bilaterales. En la banda beta, se detectó un descenso del ritmo sensoriomotor (*sensorimotor rhythm*, *SMR*, 12-15 Hz) en región temporo-occipital izquierda. Para las frecuencias más altas de beta (25-30 Hz) se registró un aumento de la amplitud en las localizaciones fronto-centrales. Durante la condición OC también hubo un aumento de la potencia en las bandas lentas aunque éste fue más severo, afectando a frecuencias más lentas (1-5 Hz) y localizándose de manera más generalizada, principalmente en derivaciones fronto-centrales. También se detectó una disminución de fuerza en SMR pero ésta se localizó en regiones frontales. No se registraron disfunciones en beta 2, aunque sí un descenso en la amplitud de alfa, más acusado en hemisferio derecho.

Bien es sabido la existencia de diferencias entre bandas en el EEG sano durante ambas condiciones (Niedermeyer, 1999), sobre todo el bloqueo de

alfa durante la condición OA respecto OC. Hasta la fecha poco se ha documentado para otras bandas y para condiciones patológicas. Las diferencias halladas en nuestro estudio puede deberse a dos factores: el primero podría explicarse por los cambios de arousal que ocurren espontáneamente en sujetos despiertos (en este caso se experimentaría una disminución durante la condición), lo cual se traduciría en un aumento de amplitud de las bandas más lentas (Gobbele et al., 2000). Otra posible explicación sería la incompleta eliminación del artefacto de movimientos oculares, presente durante todo el registro OC, y que daría cuenta del aumento de las ondas con frecuencias entre 1 a 3 Hz.

Respecto a las medidas espectrales, los resultados concuerdan con las investigaciones neurofisiológicas del retraso mental (Gasser, Möcks, Lenard, Bächer & Verleger, 1982; Gasser, Rousson & Schreiter Gasser, 2003). Una vez más, las bandas más lentas (delta y theta) fueron las más afectadas en el QEEG, registrándose un aumento significativo respecto a la normalidad. También se confirma la importancia del aumento de amplitud en las frecuencias más rápidas de beta (25-30 Hz), estableciéndose como parámetro a tener en cuenta en la evaluación del retraso mental.

Estos datos definen un patrón QEEG del retraso mental que contribuirían a una mejor comprensión de las funciones neurofisiológicas en esta población. Sin embargo, las medidas espectrales no son de gran utilidad a la hora de relacionar factores biológicos con el retraso en áreas tales como el lenguaje, desarrollo psicomotor o funciones ejecutivas.

Siguiendo a Lubar (1997), las medidas que describen el estado de las redes funcionales corticales, y por tanto de la comunicación entre distintas áreas de la corteza para un correcto funcionamiento cognitivo, son la coherencia y el retraso de fase. Para este autor dichas medidas de conectividad demuestran su potencia cuando las encuadramos dentro de cada banda de frecuencia. Así, las medidas de coherencia y retraso de fase en bandas lentas (delta y theta) indican el estado de los circuitos reverberantes que usan vías de larga distancia (entre distintos lóbulos o hemisferios cerebrales). Por otro lado, las medidas de coherencia en bandas más rápidas (p. ej. beta) nos indica el estado de la circuitería local dentro de la corteza. En resumen, el caso que aquí se expone presenta un retraso importante en el área del lenguaje y en las habilidades manipulativas, estando la primera la más afectada como se demuestra en las pruebas administradas. Por otra parte, en el análisis QEEG se observaron valores de medidas de conectividad que se alejaban de la normalidad: se observó, dentro de las bandas lentas, una alteración en los circuitos fronto-temporales bilaterales; en bandas más rápidas (sobre todo de 25 a 30 Hz) los circuitos que conectan el lóbulo temporal del hemisferio izquierdo con otras zonas del mismo hemisferio

también se vieron alterados. Esta falta de diferenciación funcional e inconexión de las regiones cerebrales podría explicar los déficit encontrados, sobre todo el retraso del lenguaje. El desarrollo lingüístico necesita de una alta especialización de ciertas áreas corticales y el correcto funcionamiento de las vías que comunican dichas áreas. Estos componentes estarían alterados en nuestro sujeto, lo cual explicaría las dificultades en la producción, comprensión y en los almacenes lingüísticos (fonológico, léxico).

En definitiva, el QEEG se presenta como una herramienta útil para la evaluación de los correlatos neurofisiológicos del retraso mental. Sin embargo, debido a la heterogeneidad de este síndrome, se hace necesaria una serie de investigaciones que den cuenta de patrones más específicos o funcionales orientados a la intervención con estos pacientes.

Referencias

Ahn, H., Prichep, L., John, E. R., Baird, H., Trepetin, M. & Kaye, H. (1980). Developmental equations reflect brain dysfunction. *Science*, 210, 1259-1262.

Castellanos, N., Makarov, A., Martín-Rodríguez, J. F., Damas, J., Barroso y Martín, J. M., León-Carrión, J. & Panetsos, F. (2005, Septiembre). *Determinación del patrón de conectividad cerebral a partir de EEGs en pacientes con daño cerebral con métodos estadísticos y deterministas*. Póster presentado en el XI Congreso Nacional de la Sociedad Española de Neurociencia, Torremolinos, Málaga.

Dustman, R. E., Shearer, D. E. & Emmerson, R. Y. (1999). Lifes-span changes in EEG spectral amplitude, amplitude variability and mean frequency. *Clinical Neurophysiology*, 110, 1399-1409.

Fein, G., Galin, D., Johnstone, J., Yingling, C. D., Marcus, M. & Kiersch, M. E. (1983). EEG power spectra in normal and dyslexic children. I. Reliability during passive conditions. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 55(4), 399-405.

Fein, G., Galin, D., Johnstone, J., Yingling, C. D., Davenport, L. & Herron, J. (1986). EEG spectra in dyslexic and control boys during resting conditions. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 63(2), 87-97.

Gasser, T., Möcks, J., Lenard, H. G., Bächer, P. & Verleger, R. (1983). The EEG of the mildly retarded children: developmental, classificatory, and topographic aspect. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 55(2), 131-144.

Gasser, T., Rousson, V. & Schreiter Gasser, U. (2003). EEG Power and Coherence in Children with Educational Problems. *Journal of Clinical Neurophysiology*, 20(4), 273-282.

Gobbele, R., Waberski, T. D., Kuelkens, S., Sturm, W., Curio, G. & Buchner, H. (2000). Thalamic and cortical high-frequency (600 Hz) somatosensory-evoked potential (SEP) components are modulated by slight arousal changes in awake subjects. *Experimental Brain Research*, 133(4), 506-513.

Gotman, J.A., Skuce, D.R., Thompson, C.S., Gloor, P., Ives, J.R. & Ray, W.F. (1973). Clinical applications of spectral analysis and extraction of features from electroencephalograms with slow waves in adult patients. *EEG Clinical Neurophysiology*, 35, 225-235.

Harmony, T., Marosi, E., Becker, J., Rodríguez, M., Reyes, A., Fernández, T., et al. (1995). Longitudinal quantitative EEG study of children with different performances on a reading-writing test. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 95(6), 426-433.

John, E.R., Karmel, B.Z., Corning, W.C., Easton, P., Brown, D., Ahn, et al. (1977). Neurometrics: Numeral taxonomy identifies different profiles of brain functions within groups of behaviorally similar people. *Science*, 196(4297), 1393-1410.

John, E.R., Pritchep, L.S., Friedman, J. & Easton, P. (1988). Neurometrics: Computer-assisted differential diagnosis of brain dysfunctions. *Science*, 293, 162-169.

John, E.R., Pritchep, L.S., Alper, K.R., Mas, F.G., Cancro, R., Easton, P. & Sverdlov, L. (1994). Quantitative electrop hysiological characteristics and subtyping of schizophrenia. *Biological Psychiatry*. 36(12), 801-26.

Iriarte, J., Urrestarazu, E., Valencia, M., Alegre, M., Malanda, A., Viteri, C. & Artieda, J. (2003). Independent Component Analysis as a tool to eliminate artifacts in EEG: a quantitative study. *Journal of Clinical Neurophysiology*, 20(4), 249-257.

Lubar, J. (1997). Neocortical Dynamics: Implications for Understanding the Role of Neurofeedback and Related Techniques for the Enhancement of Attention. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 22(2), 111-126.

Niedermeyer, E. (1999). The normal EEG of the waking adult. En E. Niedermeyer, F. Lopes Da Silva (Eds.). *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*. Baltimore: Williams & Wilkins.

Schreiter Gasser, U., Gasser, T. & Ziergler, P (1993). Quantitative EEG analysis in early onset Alzheimer's disease: a controlled study. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 86(1), 15-22.

Thatcher, R.W., North, D. & Biver, C. (2005). EEG and intelligence: Relations between EEG coherence, EEG phase delay and power. *Clinical Neurophysiology*, 116(9), 2129-2141.

Thornton, K. (2003). The electrophysiological effects of a brain injury on auditory memory functioning: The QEEG correlates of impaired memory. *Archives of Clinical Neuropsychology*, 18, 363-378.

Tot, S., Özge, A., Çömelekoglu, Ü., Yazici, K., Bal, N. (2002). Association of QEEG Findings With Clinical Characteristics of OCD: Evidence of Left Frontotemporal Dysfunction. *Canadian Journal of Psychiatry*, 47(6), 538-545.

Wallace, B. E., Wagner, A. K., Wagner, E. P. & McDeavitt, J. T. (2001). A history and review of quantitative electroencephalography in traumatic brain injury. *The Journal of Head Trauma Rehabilitation*, 16(2), 165-190.

Recibido, 24 de Septiembre 2005

Aceptado, 1 de Octubre 2005