

Caracterización de la actividad eléctrica cerebral relacionada con la imaginación del movimiento de la mano en sujetos sanos

Jessica Cantillo-Negrete,^{*,***} Josefina Gutiérrez-Martínez,^{*}
Teodoro B. Flores-Rodríguez,^{**} Rubén I. Cariño-Escobar,^{*} David Elías-Viñas^{***}

* Subdirección de Investigación Tecnológica, ** Servicio de Medicina de Electrodiagnóstico, Instituto Nacional de Rehabilitación.

*** Departamento de Ingeniería Eléctrica. Sección de Bioelectrónica.

Centro de Investigación y de Estudios Avanzados, Instituto Politécnico Nacional.

Characterization of electrical brain activity related to hand motor imagery in healthy subjects

ABSTRACT

Brain computer interface systems (BCI) translate the intentions of patients affected with locked-in syndrome through the EEG signal characteristics, which are converted into commands used to control external devices. One of the strategies used, is to decode the motor imagery of the subject, which can modify the neuronal activity in the sensory-motor areas in a similar way to which it is observed in real movement. The present study shows the activation patterns that are registered in motor and motor imagery tasks of right and left hand movement in a sample of young healthy subjects of Mexican nationality. By means of frequency analysis it was possible to determine the difference conditions of motor imagery and movement. Using U Mann-Whitney tests, differences with statistical significance ($p < 0.05$) were obtained, in the EEG channels C3, Cz, C4, T3 and P3 in the mu and beta rhythms, for subjects with similar characteristics (age, gender, and education). With these results, it would be possible to define a classifier or decoder by gender that improves the performance rate and diminishes the training time, with the goal of designing a functional BCI system that can be transferred from the laboratory to the clinical application in patients with motor disabilities.

Key words. Electroencephalography. Mu rhythm. Time-frequency analysis. Brain-computer interfaces. Motor disabilities.

RESUMEN

Los sistemas de interfaz cerebro-computadora (BCI) interpretan las intenciones de pacientes paralizados completamente a partir de características obtenidas de la señal eléctrica cerebral y las convierten en comandos para controlar dispositivos externos. Una de las estrategias utilizadas consiste en decodificar la imaginación de movimiento del paciente, la cual puede modificar la actividad neuronal en las áreas sensorial-motoras en una forma similar a la que se observa en movimiento real. Sin embargo, aún no es posible disponer de sistemas BCI que puedan usarse fuera del laboratorio de experimentación. En el presente estudio se muestran los patrones de activación registrados en tareas de movimiento e imaginación de movimiento de la mano derecha e izquierda de una muestra de sujetos jóvenes sanos de nacionalidad mexicana. A partir de un análisis tiempo-frecuencia fue posible diferenciar condiciones de imaginación y de movimiento. Mediante la prueba U de Mann-Whitney se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$) en los canales C3, Cz, C4, T3 y P3, en la banda de frecuencia para los ritmos beta y mu, para sujetos con características similares (edad, género, educación). Con estos resultados será posible definir un clasificador o decodificador por género que mejore las tasas de desempeño y disminuya el tiempo de entrenamiento, con el fin de diseñar un sistema BCI funcional que pueda ser trasladado del laboratorio a la aplicación clínica en pacientes con discapacidad neuromotora.

Palabras clave. Electroencefalografía. Ritmo mu. Análisis tiempo-frecuencia. Interfaces cerebro-computadora. Discapacidad neuromotora.

INTRODUCCIÓN

Un sistema de interfaz cerebro-computadora o BCI (*brain-computer interface*) traduce las intenciones del usuario, registradas a partir de señales fisiológicas cerebrales, en comandos que son ejecutados por una máquina o computadora.¹ Grupos de investigación en el mundo se han interesado en su desarrollo debido a su potencial uso como una herramienta de apoyo para la rehabilitación de pacientes con discapacidades neuromotoras que se encuentran paralizados total o parcialmente. Las investigaciones se han centrado en el registro y análisis de la señal de electroencefalografía (EEG) por ser no invasivo, de fácil acceso y de bajo costo. A la fecha, se ha utilizado el registro de potenciales corticales lentos, P300 y ritmos sensorial-motores para desarrollar aplicaciones de tareas de control y de comunicación básicas, tales como control de un cursor,^{2,3} selección de letras en la pantalla de una computadora,⁴ control de una silla de ruedas,^{5,6} y control de órtesis de mano.^{7,8} Los sistemas reportados en los estudios mencionados tienen porcentajes de exactitud en la clasificación de 60 a 100%, pero han sido implementados en un reducido número de pacientes⁹⁻¹¹ o de sujetos sanos.¹²

Pfurtscheller, *et al.* han descrito que el movimiento y la imaginación de movimiento generan patrones similares de activación neuronal; también se sabe que en estas condiciones se presenta un decremento de potencia espectral del ritmo beta (14-30 Hz) y mu (8-13 Hz), cuando se comparan los dos periodos mencionados contra un periodo de referencia, y que el decremento se observa, principalmente, en los canales centrales C3 y C4, colocados sobre la corteza sensorial-motora.¹³⁻¹⁵ El decremento de potencia espectral observado al realizar dichas tareas se ha denominado desincronización relacionada a eventos.¹⁶ La imaginación es una estrategia adecuada para los pacientes paralizados y con capacidades cerebrales preservadas, ya que no pueden ejecutar movimientos de sus extremidades, pero si imaginarlos.¹⁷⁻¹⁹ Para caracterizar la señal de EEG se utilizan técnicas en el dominio del tiempo,¹ de la frecuencia²⁰⁻²² y de tiempo-frecuencia.²³

Este estudio se propuso encontrar características espectrales de la señal de EEG registrada en sujetos sanos al realizar tareas de movimiento y de imaginación de movimiento de la mano que permitan diferenciar entre la condición de mano derecha, izquierda y reposo con ojos abiertos. Las señales de EEG adquiridas durante tareas de movimiento de mano se analizaron con el objetivo de tener un

patrón de comparación y verificación con las señales registradas durante tareas de la imaginación de movimiento. Con estos registros se formó una base de datos para probar los algoritmos de clasificación y entrenamiento de un clasificador para un sistema BCI.

Además se presenta un análisis de la muestra por género y las diferencias encontradas en sus representaciones espectrales. Si se pudieran determinar características espectrales semejantes en un grupo de sujetos sería posible definir un sistema BCI con un bloque de obtención de características de fácil implementación y con una etapa de clasificación no personalizada, que estuviera optimizada para tener un porcentaje de exactitud en la clasificación óptima para un grupo poblacional que compartiera características demográficas (género, edad, educación), y después tomar estos valores para verificar su desempeño en pacientes con lesiones neuromotoras moderadas con las mismas características que el grupo de sujetos sanos.

MATERIAL Y MÉTODOS

Sujetos

Se eligió una muestra de 30 sujetos sanos de entre 21 y 30 años de edad con estudios de licenciatura en curso o titulados (media de 25.8 años y desviación estándar de 2.94). La muestra constó de 15 sujetos del género femenino y 15 del género masculino, todos diestros y con visión normal o corregida a normal. El protocolo de estudio previamente a ser aplicado fue aprobado por el Comité de Investigación y Ética del Instituto Nacional de Rehabilitación. Los participantes, antes del estudio, firmaron un consentimiento informado. También se les aplicó un cuestionario en el que negaron algún antecedente o diagnóstico de lesiones neuronales. Un experto en electrofisiología revisó los estudios para confirmar su condición neurológica. Todos los participantes obtuvieron un rendimiento normal en las subescalas de Detección de Dígitos y Detección visual, del instrumento neuropsicológico NEUROPSI Atención y Memoria, que valoran la capacidad de seguir instrucciones, la atención visual –involucra la capacidad auditiva– y de atender tareas repetidas sin distraerse con otros estímulos.²⁴ Los sujetos no tenían conocimiento previo del experimento ni entrenamiento para realizar las tareas de imaginación, las cuales se explicaron por medio de instrucciones verbales minutos antes de iniciar el registro. Todos los sujetos son de nacionalidad mexicana y al momento del estudio residían en la Ciudad de México.

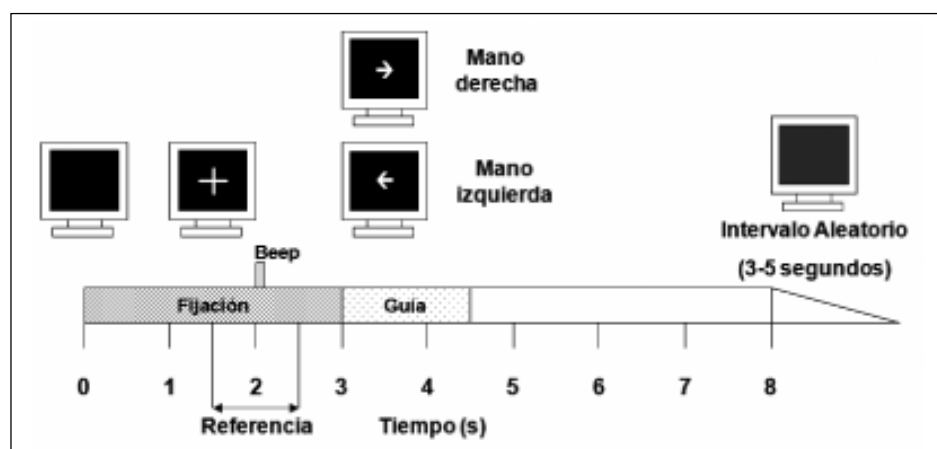


Figura 1. Línea de tiempo utilizada para los ensayos de movimiento e imaginación de movimiento de la mano.

Tarea experimental

El experimento se basó en el paradigma de Graz.²⁵ El sujeto se sentó en un sillón cómodo con descansabrazos y un monitor de computadora de 15.4" se colocó a 150 cm enfrente de él. El registro de EEG inició con un periodo de 3 min de ojos cerrados, 1 min de ojos abiertos, 1 min de ojos cerrados y 1 min de ojos abiertos, para evaluar la actividad cerebral basal del sujeto, seguido por una serie de pruebas de movimiento e imaginación de la mano. Cada prueba tiene una duración de 8 s e inicia con la presentación de una cruz en el centro del monitor, seguido de un tono auditivo de corta duración (beep) a los 2 s. A los 3 s, la cruz fue sobrepuesta con una flecha apuntando hacia la derecha o la izquierda durante 1.5 s. Dependiendo de la dirección de la flecha, el sujeto imaginó o ejecutó el movimiento continuo de abrir y cerrar de la mano derecha o izquierda, hasta que aparecía una pantalla azul de descanso sin ninguna guía visual, la cual se presentaba entre cada prueba durante un periodo aleatorio de entre 3 a 5 s, se le indicó al sujeto que en este periodo podía parpadear para descansar la vista. La prueba se repite 20 veces, apareciendo de manera aleatoria 10 veces de flecha derecha y 10 de izquierda, para evitar la habituación del sujeto. La figura 1 muestra la línea de tiempo del procedimiento empleado.

Adquisición de señales

Las señales de EEG se registraron utilizando un amplificador marca Nicolet®, modelo NicONE de 32 canales con un convertidor analógico-digital de 16 bits de resolución, empleando una frecuencia de muestreo de 256 Hz. Se colocaron 22 electrodos en el cuero cabelludo de los sujetos de acuerdo con el siste-

ma internacional 10-20. La tierra y la referencia se colocaron en la línea central de la frente. Se colocaron electrodos en el borde palpebral de ambos ojos para registrar los movimientos oculares; así como en los maseteros para detectar los artefactos por movimientos de boca. Las impedancias de los electrodos se mantuvieron debajo de 5 K Ω . Además, se colocaron electrodos de EMG en los brazos del paciente (sobre el músculo flexor profundo y superficial de los dedos) para registrar el inicio del movimiento o ausencia de éste en la tarea de imaginación.

Pre-procesamiento de la señal

Las señales de EEG sin procesar y en configuración referencial fueron acondicionadas con un filtro pasabajas a 40 Hz, uno pasaaltas a 1.6 Hz y con dos filtros rechazabanda de 59-61 Hz y 119-121 Hz, tipo FIR de orden 9. Se utilizó el análisis de componentes independientes (ICA) en los 22 canales de EEG para eliminar la contaminación excesiva. Por medio de una inspección visual se identificaron los componentes con artefactos oculares, musculares y de actividad cardiaca y se eliminaron para posteriormente reconstruir la señal sin artefactos. Los componentes en el curso del tiempo se compararon con los patrones de los canales de EOG y EMG para verificar si se trataba de artefactos, y además se obtuvo su representación topográfica para determinar sus orígenes fisiológicos. El procedimiento detallado que se utilizó se describe en los trabajos de Jung, *et al.*^{26,27}

Se obtuvieron los intervalos del registro de EEG correspondientes a los 10 ensayos de movimiento e imaginación de mano izquierda y 10 para mano derecha para los 30 sujetos. Todos los archivos se leyeron, pre-procesaron y procesaron utilizando el

programa Matlab® versión R2012b de Mathworks y el toolbox de licencia libre denominado Fieldtrip.²⁸

Análisis en frecuencia

Se obtuvieron las representaciones tiempo-frecuencia (RTFs) para cada una de las pruebas de movimiento e imaginación de movimiento y se promediaron para disminuir la variación entre pruebas, así se obtuvo un mapa por sujeto para cada mano en ambas tareas. Para este análisis se empleó la transformada rápida de Fourier (FFT) para calcular RTFs basadas en la convolución en frecuencia de ventanas de tiempo de tipo Hanning, desplazadas y traslapadas cada 50 ms; la longitud de las ventanas de tiempo es variable, siendo menor cuando incrementa la frecuencia. El análisis se hace de 1 a 7 s y de 1 a 30 Hz con una resolución de 0.5 Hz. Para poder visualizar y determinar cambios de potencia relacionados con el evento de movimiento, o de imaginación, en los espectros de potencia, se hizo una normalización con respecto al intervalo de referencia definido de 1.5 a 2.5 s. Después se obtuvo el promedio de las RTFs por género y para la muestra completa de 30 sujetos.

Se realizó una inspección visual de las RTFs de los 30 sujetos para identificar cambios de potencia espectral entre el periodo de referencia y el periodo activo en los canales C3 y C4. Se contabilizó como desincronización si el mapa del sujeto presentaba un descenso de potencia en alguno de los dos canales. De aquí se determinó que la mayoría de los sujetos presentan desincronización en el intervalo de 3.5 a 5.5 s y en el rango de frecuencia de alfa (8-13 Hz). Después de los 6 s se observaron incrementos de potencia en algunas de las RTFs, que en este estudio no se analizan por presentar mayor variabilidad entre sujetos.

Análisis estadístico

De las RTFs de cada sujeto se extrajeron ventanas de tiempo correspondientes a 1 s de las tareas de imaginación, movimiento y periodo de referencia, esto se realizó para los 20 canales registrados. La potencia espectral de estas ventanas de tiempo fue promediada en las frecuencias de 4 a 30 Hz en corrimientos de 0.5 Hz. Mediante la prueba no paramétrica U de Mann-Whitney se verificó si existía una diferencia estadísticamente significativa, a un nivel de confianza del 95%, entre la mediana de los promedios de cada sujeto del mismo corrimiento de frecuencia y el mismo canal entre dos tareas. Este

procedimiento se realizó, también, separando los sujetos por género.

En este análisis se realizaron ocho comparaciones:

- Movimiento de mano derecha (MOVDER) *vs.* imaginación de mano derecha (IMGDER).
- Movimiento de mano izquierda (MOVIZQ) *vs.* imaginación de mano izquierda (IMGIZQ).
- MOVDER *vs.* MOVIZQ.
- MOVDER *vs.* referencia (REF).
- MOVIZQ *vs.* REF.
- IMGDER *vs.* IMGIZQ.
- IMGDER *vs.* REF.
- IMGIZQ *vs.* REF.

El intervalo de referencia se consideró de 1.5 a 2.5 s, y para el periodo activo se realizaron corrimientos de los intervalos de tiempo, de 3.5 a 4.5 s, de 4 a 5 s, de 4.5 a 5.5 s y de 3.5 a 5.5 s, esto con el objetivo de determinar en qué segmento de tiempo había mejor discriminación entre las tareas evaluadas.

Discriminación de tareas motoras y selección de canales

Dado que para las aplicaciones BCI es indispensable utilizar un reducido número de canales para registrar la señal de EEG, pero que al mismo tiempo permita discriminar entre dos tareas, se seleccionaron un máximo de cuatro canales por frecuencia para valores de $p < 0.05$ y que estuvieran presentes en más frecuencias. La selección de canales se realizó también para los sujetos separados por género.

RESULTADOS

En el cuadro 1 se observan los resultados del análisis de las RTFs de los canales C3 y C4 de los 30 sujetos. Se muestra el número de sujetos clasificados por género que presentaron desincronización al imaginar o realizar movimiento de mano derecha o izquierda, los que no presentaron ninguna desincronización, y el porcentaje representativo del número de mujeres y hombres que presentaron desincronización en la tarea. Se puede observar que un mayor número de mujeres presentaron desincronización con respecto al número de hombres en las dos tareas. La desincronización se presenta más claramente en un número mayor de sujetos, de ambos géneros cuando realizan IMGDER en comparación con IMGIZQ. En el caso de movimiento no se observó una diferencia importante entre el número de

Cuadro 1. Número de sujetos en los que se observó desincronización en los mapas tiempo-frecuencia promedio en la banda alfa (8-13 Hz) en los canales centrales al realizar movimiento e imaginación de movimiento.

Tarea	MOVIZQ		MOVDER		IMGIZQ		IMGDER	
Canal	C3/C4		C3/C4		C3/C4		C3/C4	
Género	Masc	Fem	Masc	Fem	Masc	Fem	Masc	Fem
Alfa	7	15	8	15	7	11	10	15
Sin cambio	9	0	6	0	5	4	4	2
Porcentaje	73%		76%		60%		83%	

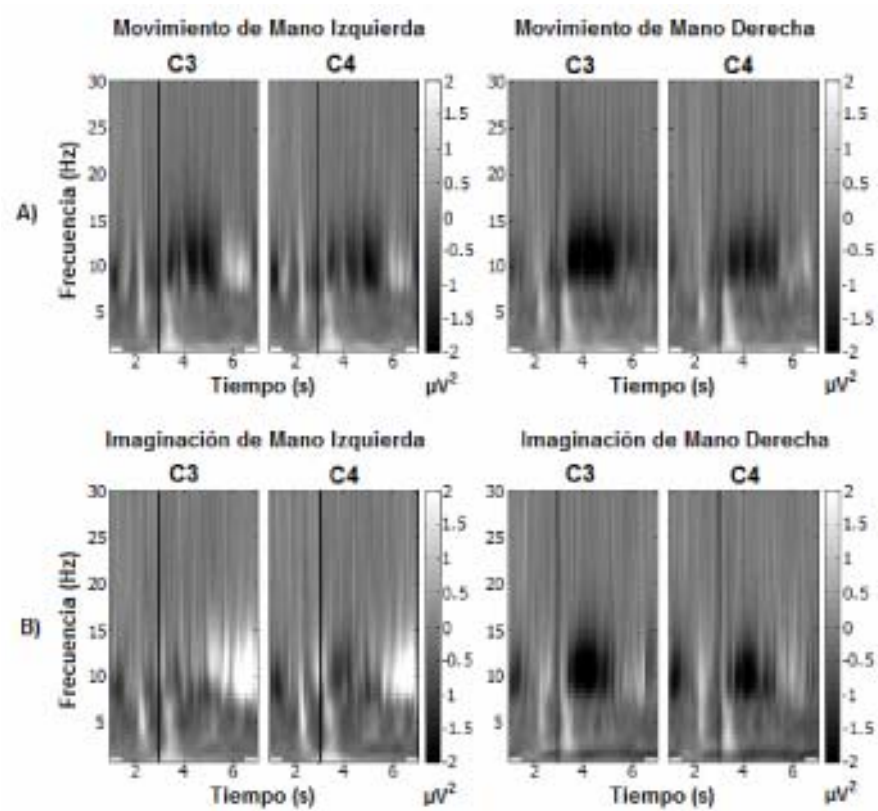


Figura 2. RTFs promedio de 30 sujetos en el intervalo de 1 a 7 s. La línea en 3 s indica el inicio de la tarea. A. Potencia en los canales C3 y C4 durante MOVIZQ y MOVDER. B. Potencia en C3 y C4 durante IMGDER e IMGIZQ. Se observa en color blanco un incremento de potencia, y en negro, un descenso de potencia (desincronización).

sujetos de ambos géneros que presentaron desincronización entre mano izquierda y mano derecha. En la figura 2 se muestran las RTFs promedio de los 30 sujetos. Se presentan los canales centrales C3 y C4 para las tareas de MOVDER, MOVIZQ, IMGDER e IMGIZQ. En ambas condiciones se observa un mayor decremento de la potencia espectral en las frecuencias del ritmo alfa, en las frecuencias de beta los cambios no son tan evidentes pero están presentes, las diferencias de potencia se observan principalmente de 3.5 a 5.5 s en ambas bandas. Tanto en MOVDER como en IMGDER se observa un mayor decremento de potencia en los canales contralaterales. Por otro lado, mientras que en IMGIZQ el cam-

bio es contralateral, en MOVIZQ el cambio se observa ipsilateral. Las RTFs para el grupo de mujeres se muestran en la figura 3, MOVIZQ genera desincronización ipsilateral tanto para alfa como para la parte baja de beta, mientras que MOVDER es contralateral; en IMGIZQ la desincronización es menor y se observa contralateral a la tarea, y para IMGDER la potencia es menor en el canal contralateral. En el género masculino la desincronización durante MOVIZQ y MOVDER, se localiza de manera bilateral en alfa principalmente; mientras que para la IMGIZQ la desincronización se observa en la región contralateral, y en la IMGDER se observa en la región ipsilateral, lo cual se observa en la figura 4.

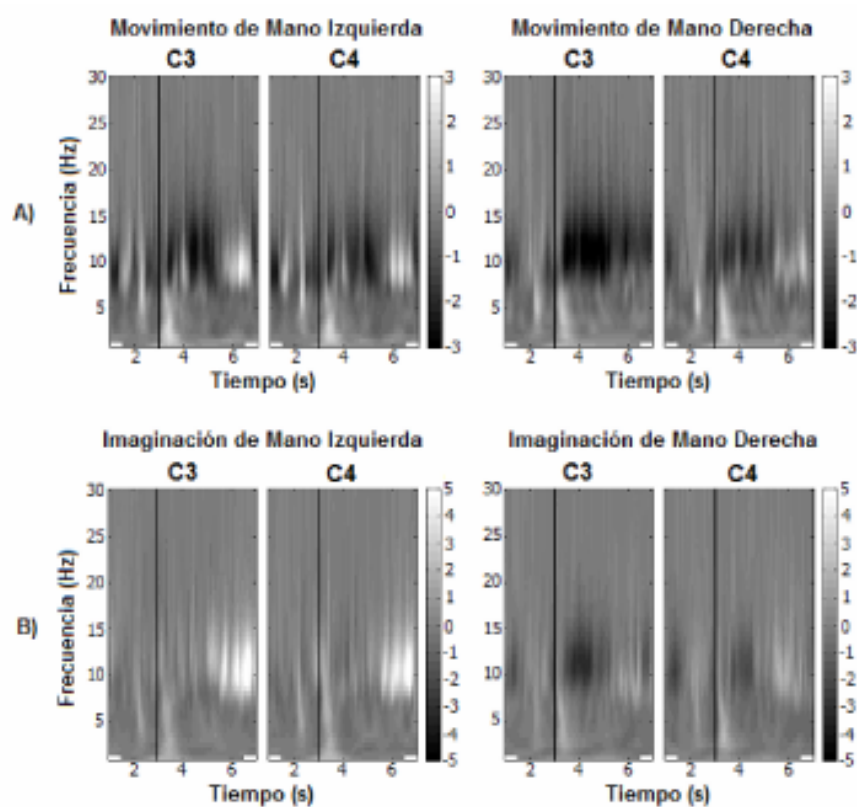


Figura 3. RTFs promedio de 15 sujetos femeninos. La línea en 3 s indica el inicio de la tarea. **A.** Potencia en los canales C3 y C4 durante MOVIZQ y MOVDER. **B.** Potencia en C3 y C4 durante IMGDER e IMGIZQ. Se observa en color blanco un incremento de potencia y, en negro, un descenso de potencia (desincronización).

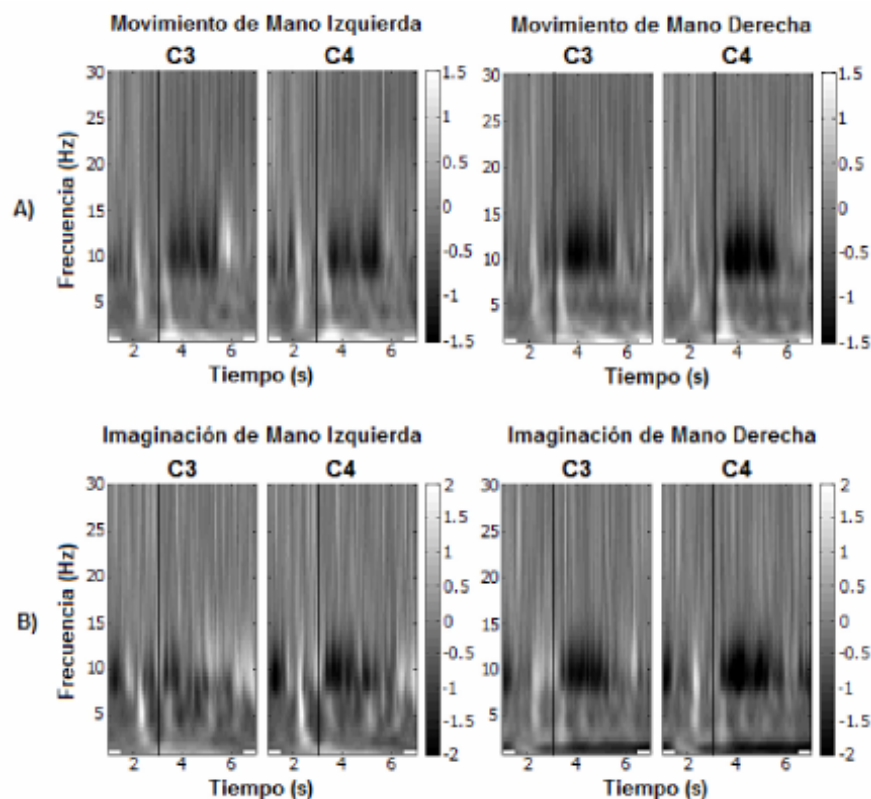


Figura 4. RTFs promedio de 15 sujetos masculinos. La línea en 3 s indica el inicio de la tarea. **A.** Potencia en los canales C3 y C4 durante MOVIZQ y MOVDER. **B.** Potencia en C3 y C4 durante IMGDER e IMGIZQ. Se observa en color blanco un incremento de potencia y, en negro, un descenso de potencia (desincronización).

En los cuadros 2, 3 y 4 se muestran los canales con diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$) entre MOVIZQ, MOVDER, IMGIZQ e IMGDER por cada grupo de sujetos, y las bandas de frecuencia en las que se encontraron. Se presentan solamente las comparaciones realizadas de las potencias espectrales promedio de 3.5 a 4.5 s para dos condiciones de imaginación o movimiento y de 1.5 a 2.5 s cuando se evalúa contra el periodo de referencia,

dado que los resultados en la prueba estadística demostraron que en este intervalo se pueden diferenciar mejor las dos condiciones comparadas.

En la figura 5 se puede observar el promedio para 30 sujetos de las representaciones topográficas de la actividad registrada en cada electrodo colocado sobre la corteza cerebral, obtenidas en el intervalo de 3 a 7 s. En la figura 5A se presentan los mapas de MOVIZQ y MOVDER, separados en banda alfa y beta, en los

Cuadro 2. Canales y rangos de frecuencias significativos ($p < 0.05$) para diferenciar la imaginación de movimiento de la mano derecha vs. mano izquierda (IMGIZQ vs. IMGDER), de mano izquierda contra referencia (IMGIZQ vs. REF) y de mano derecha contra referencia (IMGDER vs. REF).

Condición	Canal	Total Frecuencias (Hz)	Banda	Canal	Femenino Frecuencias (Hz)	Banda	Canal	Masculino Frecuencias (Hz)	Banda
IMGIZQ vs. IMGDER	T3	8.5-20.5	α , β	T3	8.0-17.5	α , β	O1	14.0-20	β
	C3	8.5-19	α , β	C3	9.0-17.5	α , β	Fz	11.0-15.5	α , β
	P3	9.0-19.5	α , β	F7	9.0-15	α , β	Pz	15.5-20	β
	T5	8.0-18	α , β	T5	9.0-16	α , β	Oz	16-20.5	β
IMGIZQ vs. REF	C4	5.0-30	θ , α , β	Cz	5.5-24.5, 26.5-30	θ , α , β	T3	4.5-6, 8-30	θ , α , β
	T3	5.0-6, 7-30	θ , α , β	F8	7.5-30	θ , α , β	C3	4.5, 5, 8-30	θ , α , β
	Cz	5.5-30	θ , α , β	P3	4, 4.5, 8-28.5	θ , α , β	Cz	4, 6.5, 7, 8.5-13.5, 14.5-30	θ , α , β
	F4	5.0-28.5	θ , α , β	C4	5.5-25.5	θ , α , β	Fp1	5, 8-30	θ , α , β
IMGDER vs. REF	C3	5.6-30	θ , α , β	T3	6.0-30	θ , α , β	F3	4.5-9, 10-30	θ , α , β
	T3	6.0-30	θ , α , β	C3	6.0, 7-28	θ , α , β	F7	6, 8, 8.5, 12-22.5, 24.5-30	θ , α , β
	T5	6.0-30	θ , α , β	P3	7.0-30	θ , α , β	Fz	4.0-17.5, 25-28.5	θ , α , β
	P3	7, 8.0-30	θ , α , β	C4	6.0, 7, 7.5, 9.5-30	θ , α , β	T5	7.0-10.5, 17-29.5	θ , α , β

Cuadro 3. Canales y rangos de frecuencias significativos ($p < 0.05$) para diferenciar el movimiento real de la mano derecha contra mano izquierda (MOVIZQ vs. MOVDER), de mano izquierda contra referencia (MOVIZQ vs. DER) y de mano derecha contra referencia (MOVDER vs. REF).

Condición	Canal	Total Frecuencias (Hz)	Banda	Canal	Femenino Frecuencias (Hz)	Banda	Canal	Masculino Frecuencias (Hz)	Banda
MOVIZQ vs. MOVDER	Fz	9.5-13, 7-17.5, 21.5-30	α	Fp1	22.5-26.5	β	Fp1	22-29.5	β
				Oz	28.5-29.5	β			
				T3	6.5-7.5	θ	Fp2	30	β
				F7	6.5-7.6	θ			
MOVIZQ vs. REF	C4	5.0-30	θ , α , β	Cz	5.5-30	θ , α , β	T3	4.5-5.5, 6, 8-30	θ , α , β
	T3	5.0-6, 7-30	θ , α , β	F8	7.5-30	θ , α , β	C3	4.5, 5, 8-30	θ , α , β
	Cz	5.5-30	θ , α , β	P3	4, 4.5, 8-30	θ , α , β	Cz	4, 6.5, 7, 8.5-13.5, 14.5-30	θ , α , β
	F4	5.0-28.5	θ , α , β	C4	5.5-25.5	θ , α , β	Fp1	5, 8-30	θ , α , β
MOVDER vs. REF	Cz	4.5-30	θ , α , β	C3	5.0-30	θ , α , β	Cz	4.5-30	θ , α , β
	F7	4.5-30	θ , α , β	C4	5.0-30	θ , α , β	C3	5, 5.5, 9.5-29	θ , α , β
	C3	5.0-30	θ , α , β	P3	5.5-30	θ , α , β	P4	7-13.5, 15.5-30	θ , α , β
	Pz	4.6-30	θ , α , β	T3	6.0-30	θ , α , β	T3	7.0-17.5, 21.5-30	θ , α , β

Cuadro 4. Canales y rangos de frecuencias significativos ($p < 0.05$) para diferenciar la imaginación de la mano izquierda contra el movimiento real de la mano izquierda (IMGIZQ vs. MOVIZQ) y la imaginación de la mano derecha contra el movimiento real de la mano derecha (IMGDER vs. MOVDER).

Condición	Canal	Total Frecuencias (Hz)	Banda	Canal	Femenino Frecuencias (Hz)	Banda	Canal	Masculino Frecuencias (Hz)	Banda
IMGIZQ vs. MOVIZQ	P3	10-20	α , β	C3	10.5-17	α , β	P3	14.5-19.5	β
	C3	10.5-20	α , β	T3	12.5-15,29-30	α , β	C3	15.5-20	β
	T3	10-19.5	α , β	F7	13-17	α , β	Cz	15.5-18.5	β
	T5	10.5-17.5	α , β	F3	10.5-14	α , β	C4	16-18	β
IMGDER vs. MOVDER		Ninguno		Fz	10.5-14	β		Ninguno	
				T4	17.5-19	β			
				F8	16.5-17.5	β			
				F4	13	α			

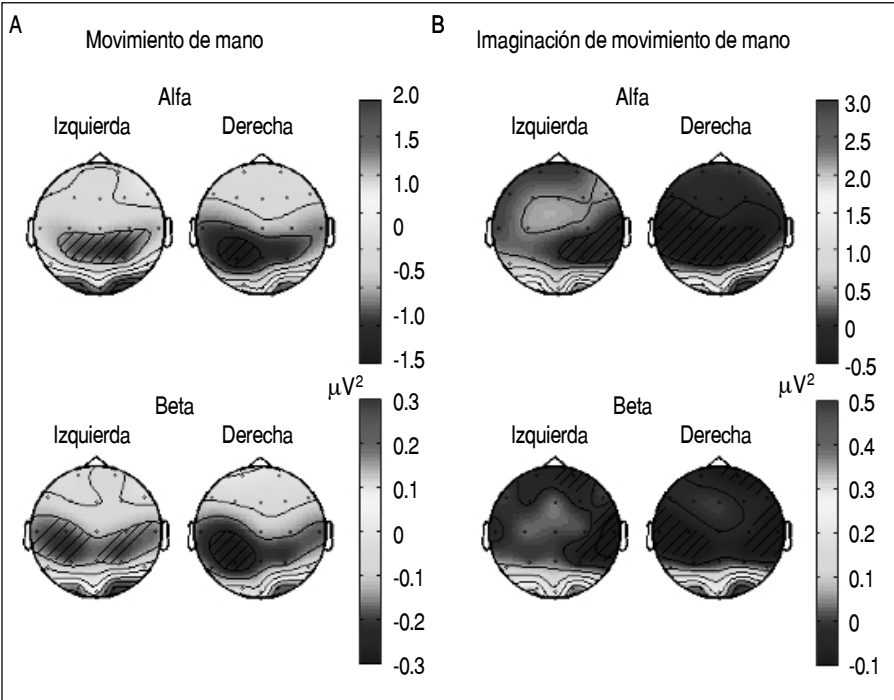


Figura 5. Representaciones topográficas del promedio de 30 sujetos. En tono oscuro (región achurada) se observa la región cerebral donde hubo una mayor disminución de potencia debido al movimiento o la imaginación de movimiento de las manos de 3 a 7 s con respecto al periodo de referencia. A. Potencia espectral para movimiento en el rango de frecuencias de alfa y de beta. B. Potencia espectral para la imaginación de movimiento en el rango de frecuencias de alfa y de beta.

cuales se nota que MOVIZQ tiene una mayor desincronización (menor potencia) en la zona central para la banda de alfa, y en la banda beta la potencia disminuye en ambos hemisferios cerebrales. Para MOVDER se observa desincronización en la región contralateral tanto para alfa como para la banda beta. En la figura 5B se presentan cambios de potencia en la tarea de IMGIZQ e IMGDER, en la representación de IMGIZQ se ve una potencia menor en el lado contralateral al movimiento imaginado, tanto para alfa, como para beta, aunque en esta última se localiza en la región temporal más que en la central. Para IMGDER la disminución de

potencia se observa bilateral en el caso de la potencia alfa y para la potencia beta también se observa en la zona frontal.

DISCUSIÓN

En el presente estudio se encontró desincronización relacionada con la imaginación de movimiento en la banda alfa en 55% de los sujetos. En el caso de IMGDER, 83% de los sujetos presenta desincronización, esto puede ser debido a que no se produce interferencia en el EEG debido a artefactos productos del movimiento de la mano o a incremento en la

potencia espectral ocasionados por otros procesos cognitivos y sensoriales derivados de este movimiento.

En un estudio similar reportado por McFarland, *et al.*²⁹ se obtienen representaciones topográficas promedio de 28 sujetos sanos, tres pacientes con lesión medular, dos con esclerosis, para establecer diferencias en frecuencia entre movimiento e imaginación de movimiento de la muñeca izquierda y derecha, su intervalo de edad es amplio, de 18 a 60 años, y no determinan diferencias entre géneros. En el presente estudio se encontró que la potencia espectral promedio en la imaginación es 120% más grande para el género femenino que para el masculino, y en caso del movimiento la diferencia es de 95%. La desincronización en la mayoría de los mapas se mostró desplazada hacia las regiones posteriores, lo cual se le atribuye a la localización de la referencia utilizada en los registros de EEG, que genera un gradiente de voltaje creciente de la región frontal hacia la occipital del cerebro. A pesar de la variabilidad inter-sujetos de las señales de EEG, en este trabajo fue posible determinar cambios de potencia espectral entre la condición de reposo y la tarea motora o de imaginación al obtener RTFs tanto individualmente como al agrupar a los sujetos por género.

Al comparar IMGDER *vs.* IMGIZQ, IMGIZQ *vs.* REF e IMGDER *vs.* REF, se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$) en canales centrales, en las frecuencias de alfa y beta, tanto en hombres, como en mujeres, lo cual nos permite confirmar que se trata de ritmo mu. Las diferencias en el ritmo mu para las condiciones de imaginación contra REF son un indicio de la realización de imaginación de movimiento por parte de los sujetos. La diferencia presentada en la actividad beta puede deberse a una actividad cognitiva derivada de la elección de imaginar el movimiento de una u otra mano, y la frecuencia con la cual se debe de realizar ese movimiento. En el caso de la diferencia entre las condiciones IMGIZQ e IMGDER se puede observar que en el género femenino se presentaron diferencias en el ritmo mu, mientras en el género masculino se presentaron diferencias en beta, de lo que se puede inferir que la actividad en mu presenta mayores similitudes en ambas condiciones para hombres que para mujeres. Con estos resultados se puede establecer que los mejores canales donde se encuentran diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$) en la potencia espectral, para las tres condiciones de imaginación, se ubican en el hemisferio izquierdo y en la zona central, lo cual puede deberse a la lateralidad diestra de todos los sujetos. Los canales Cz, C4, C3, T3

y P3 tienden a presentar diferencias recurrentes entre géneros y en las frecuencias alfa y beta, por lo que pueden ser considerados una opción para la identificación de los tres estados analizados. En el caso del género masculino hubo una mayor diferencia en los canales frontales izquierdos para todas las condiciones, mientras que en el género femenino estos canales no presentaron una diferencia significativa ($p > 0.05$).

Se encontraron pocos canales con diferencias significativas ($p < 0.05$) al comparar la potencia espectral de MOVIZQ *vs.* MOVDER. Sin embargo, en MOVDER y MOVIZQ *vs.* REF se pueden apreciar diferencias significativas ($p < 0.05$) en un mayor número de canales. Los cambios significativos en potencia en beta pueden deberse a actividad cognitiva, y en el ritmo mu pueden deberse a imaginación motora. Los canales Cz, C3 y C4, T3 y P3 son los canales que tienden a ser significativamente diferentes en el caso de MOVDER *vs.* REF y MOVIZQ *vs.* REF, los cuales son los mismos canales encontrados para el caso de imaginación de movimiento, por lo que estos canales serían una buena opción para discriminar las condiciones de imaginación de movimiento de la mano, ya que también presentan diferencias significativas ($p < 0.05$) cuando se realiza una actividad motora semejante a la que se imaginó. Tanto en la tarea de movimiento como en la de imaginación, se encontraron algunas diferencias significativas ($p < 0.05$) en las frecuencias de delta y theta, las cuales se consideran producto de artefactos oculares que no fueron eliminados en su totalidad con ICA, y a un artefacto presente entre los 3 y 4.5 s que coincide con la presentación de la guía visual, el cual se atribuye a un ajuste visual al observar cuando aparece y desaparece la flecha en la pantalla.

Al determinar diferencias significativas ($p < 0.05$) entre los canales de EEG para IMGIZQ *vs.* MOVIZQ se encontró que un mayor número de canales presenta diferencia que en el caso de IMGDER *vs.* MOVDER. Esto puede deberse a la lateralidad diestra de los sujetos, ya que la potencia espectral en los electrodos asociados a mano derecha (contralaterales) es similar. El género masculino solamente presentó diferencias en IMGIZQ mientras que en el caso del femenino se presentaron diferencias en ambas condiciones. En general, las diferencias existentes entre estas condiciones se acotan en bandas espectrales más cortas, pertenecientes a alfa y a beta; sin embargo, los valores de frecuencia no cubren el total de la banda espectral, por lo que la potencia espectral en las bandas alfa y beta tiende a ser parecida para el movimiento y la imaginación de movimiento.

Lo cual confirmaría que los sistemas de activación neuronales son similares en ambas tareas,¹⁶ y que los sujetos fueron capaces de imaginar el movimiento de las manos correctamente.

En este estudio se encontró que en algunos sujetos no se observan cambios de potencia espectral entre las condiciones de imaginación o movimiento, principalmente del género masculino, lo cual puede deberse a múltiples razones, puesto que, a pesar de que en la adquisición del EEG se definieron registros de corta duración para evitar la variación intra-sujeto en los ensayos, el registro pudo contaminarse por el estado de ánimo o las condiciones físicas en las que se encontraba el sujeto o porque no se realizó la imaginación de movimiento. Además se encontró que aunque es posible diferenciar estas tareas tomando los valores promedio de potencia espectral para los 30 sujetos, si se separan los grupos por género, los resultados para el género femenino son más consistentes con otros estudios que mencionan que la imaginación motora activa principalmente la corteza sensoriomotora y que esta actividad es posible registrarla solamente utilizando los electrodos centrales,^{25,29,30} mientras que en el grupo del género masculino los canales significativos coinciden menos entre cada comparación, lo cual podría ser un indicativo de que existe mayor variabilidad entre estos sujetos.

Los resultados muestran diferencias significativas ($p < 0.05$) en las potencias espectrales promedio por género, los cuales nos dirigen a proponer clasificadores o decodificadores para grupos demográficos que compartan ciertas características como edad, género y nivel educativo, con el objetivo de verificar si es posible aumentar el porcentaje de exactitud en la clasificación de condiciones de imaginación y movimiento, y reducir el número de sesiones de entrenamiento, y entonces implementar sistemas BCI no personalizados.³¹

AGRADECIMIENTOS

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) por el financiamiento otorgado para la realización del proyecto con el número de registro SALUD-2012-01-180159.

Al Servicio de Electrodiagnóstico del INR por la facilidades otorgadas para la realización de los registros de EEG, en especial a la Dra. Blanca Flores Ávalos, al Dr. Héctor Brust Carmona, a la Psic. Marlene Galicia Alvarado y a la técnica Ana Laura Sánchez-Quezada. También agradecemos a los

participantes voluntarios que participaron en este trabajo.

Se declara que no existen conflictos de interés para la realización del presente proyecto y que todos los participantes dieron su consentimiento informado.

REFERENCIAS

1. Wolpaw JR, Birbaumer N, McFarland DJ, Pfurtscheller G, Vaughan T. Brain-computer interfaces for communication and control. *Clin Neurophysiol* 2002; 113: 767-91.
2. Farwell LA, Donchin E. Talking off the top of your head: Toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1988; 70: 510-23.
3. Thulasidas M, Guan C, Wu J. Robust classification of EEG signal for brain-computer interface. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2006; 14: 24-9.
4. Birbaumer N, Ghanayim N, Hinterberger T, Iversen I, et al. A spelling device for the paralysed. *Nature* 1999; 398: 297-8.
5. Galán F, Nuttin M, Lew E, Ferrez PW, et al. An asynchronous and non invasive brain-actuated wheelchair. *Clin Neurophysiol* 2008; 119: 2159-69.
6. Iturrake I, Antelis JM, Andrea K, Miguez J. A Noninvasive Brain-Actuated Wheelchair Based on a P300 Neurophysiological Protocol and Automated Navigation. *IEEE Trans Robot* 2009; 25(3): 614-27.
7. Taylor D, Helms-Tillery SI, Schwartz AB. Direct cortical control of 3D neuroprosthetic devices. *Science* 2002; 296: 1829-32.
8. Pfurtscheller G, Müller-Putz GR, Pfurtscheller J, Rupp R. EEG-Based asynchronous BCI controls functional electrical stimulation in a tetraplegic patient. *EURASIP J Appl Sig* 2005; 3152-5.
9. Neuper C, Müller-Putz G, et al. Motor imagery and EEG-based control of spelling devices and neuroprostheses. *Prog Brain Res* 2006; 159: 393-409.
10. Heasaman JM, Scott TR, Kirkup L, Flynn RY, et al. Control of a hand grasp neuroprostheses using an electroencephalogram-triggered switch: demonstration of improvements in performance using wavepacket analysis. *Med Biol Eng Comput* 2002; 40: 588-93.
11. Pfurtscheller G, Guger C, Müller G, Krausz G, Neuper C. Brain Oscillations Control Hand Orthosis in a Tetraplegic. *Neurosci Lett* 2000; 292: 211-4.
12. Chih-Wei C, Chou-Ching KL, Ming-Shaung J. Hand Orthosis Controlled Using Brain-Computer Interface. *J Med Biol Eng* 2009; 29(5): 234-41.
13. Pfurtscheller G, Neuper C. Motor imagery activates primary sensorimotor area in humans. *Neurosci Lett* 1997; 239: 65-8.
14. Pfurtscheller G, Brunner C, Schlogl A, Lopez da Silva FH. Mu rhythm (de)synchronization and EEG single-trial classification of different motorimagery tasks. *Neuroimage* 2006; 31(1): 153-9.
15. Pineda JA, Allison BZ, Vankov A. The effects of self-movement observation and imagination on mu rhythms and readiness potentials (RP's): toward a brain-computer interface (BCI). *IEEE Trans Rehabil Eng* 2000; 8(2): 219-22.
16. Pfurtscheller G, Lopes da Silva FH. Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles. *Clin Neurophysiol* 1999; 110: 1842-57.
17. Carmena JM, Lebedev MA, Crist RE, et al. Learning to control a brain-machine interface for reaching and grasping by primates. *PLoS Biol* 2003; 1: E42.

18. Neuper C, Müller GR, Küber A, et al. Clinical application of an EEG-based brain-computer interface: a case study in a patient with severe motor impairment. *Clin Neurophysiol* 2003; 114: 399-409.
19. Johnson SH, Sprehn G, Andrew SJ. Intact Motor Imagery in Chronic Upper Limb Hemiplegics: Evidence for Activity-Independent Action Representations. *J Cogn Neurosci* 2002; 14(6): 841-52.
20. Schlögl A, Lee F, Bischof H, Pfurtscheller G. Characterization of four-class motor imagery EEG data for the BCI-competition 2005. *J Neural Eng* 2005; 1: L14-L22.
21. Lalor EC, Kelly SP, Finucane C, et al. Steady-state VEP-based brain-computer interface control in an immersive 3D gaming environment. *EURASIP J Appl Sig P* 2005; 2005: 3156-64.
22. Gysels E, Celka P. Phase Synchronization for the Recognition of Mental Tasks in a Brain-Computer Interface. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2004; 12(4): 406-15.
23. Lemm S, Schäfer C, Curio G. Probabilistic modeling of sensorimotor mu-rhythms for classification of imaginary hand movements. *IEEE Trans Biomed Eng* 2004; 51: 1077-80.
24. Ostrosky-Solis F, Gómez-Pérez E, Ardilla A, et al. Bateria Neuropsicológica NEUROPSI Atención y Memoria, 6 a 85 años de edad. Bookstore, 2003.
25. Pfurtscheller G, Neuper C. Motor imagery and direct brain-computer communication. *Proc IEEE* 2001; 89(7): 1123-34.
26. Jung TP, Makeig S, Humphries C, Lee TW, Mckeown MJ, et al. Removing Electroencephalographic Artifacts by Blind Source Separation. *Psychophysiology* 2000; 37: 163-78.
27. Makeig S, Westerfield M, Jung JP, et al. Functionally Independent Components of the Late Positive Event-Related Potential during Visual Spatial Attention. *J Neurosci* 1999; 19(7): 2665-80.
28. Oostenveld R, Fries P, Eric M, Schoffelen JM. Field Trip: Open Source Software for Advanced Analysis of MEG, EEG, and Invasive Electrophysiological Data. *Comput Intell Neurosci* 2011; 2011: 9.
29. McFarland DJ, Miner LA, Vaughan TM, Wolpaw JR. Mu and Beta Rhythm Topographies During Motor Imagery and Actual Movements. *Brain Topogr* 2000; 12(3): 177-86.
30. Birbaumer N, Ghanayim N, Hinterberger T, Iversen I, et al. The thought translation device (TTD). *IEEE Trans Rehabil Eng* 2000; 8: 190-3.
31. Fazli S, Popescu F, Danóczy M, Blankertz B, Müller KR, Grozea C. Subject-independent mental state classification in single trials. *Neural Net* 2009; 22(9): 1305-12.

Reimpresos:

Josefina Gutiérrez-Martínez

Calz. México-Xochimilco, Núm. 289

Col. Arenal de Guadalupe

14389, México, D.F.

Tel.: 5999-1000, Ext. 19007

Correo electrónico: jgutierrez@inr.gob.mx

Recibido el 20 de febrero 2013.

Aceptado el 4 de julio 2013.