

Entrenamiento de las señales corticales a través de un sistema BMI-EEG, evolución e intervención. A propósito de un caso

Esther Monge-Pereira, Irene Casatorres Pérez-Higueras, Pilar Fernández-González, Jaime Ibáñez-Pereda, José Ignacio Serrano, Francisco Molina-Rueda

Departamento de Fisioterapia, Terapia Ocupacional, Rehabilitación y Medicina Física; Facultad de Ciencias de la Salud; Universidad Rey Juan Carlos (E. Monge-Pereira, P. Fernández-González, F. Molina-Rueda). Laboratorio de Análisis del Movimiento, Biomecánica, Ergonomía y Control Motor, LAMBECOM; Universidad Rey Juan Carlos (E. Monge-Pereira, P. Fernández-González, F. Molina-Rueda). Asociación de Parkinson de Madrid (I. Casatorres Pérez-Higueras). Instituto Cajal (J. Ibáñez-Pereda); Grupo de Bioingeniería (J.I. Serrano); Consejo Superior de Investigaciones Científicas. Madrid, España.

Correspondencia:

Dra. Pilar Fernández González.
Departamento de Fisioterapia, Terapia Ocupacional, Rehabilitación y Medicina Física. Facultad de Ciencias de la Salud. Universidad Rey Juan Carlos. Avda. Atenas, s/n. E-28922 Alcorcón (Madrid).

E-mail:

pilar.fernandez@urjc.es

Aceptado tras revisión externa:
23.01.17.

Cómo citar este artículo:

Monge-Pereira E, Casatorres Pérez-Higueras I, Fernández-González P, Ibáñez-Pereda J, Serrano JI, Molina-Rueda F. Entrenamiento de las señales corticales a través de un sistema BMI-EEG, evolución e intervención. A propósito de un caso. Rev Neurol 2017; 64: 362-6.

© 2017 Revista de Neurología

Introducción. En los últimos años están incorporándose nuevas tecnologías en el tratamiento fisioterapéutico de pacientes con ictus, como las interfaces cerebro-máquina –*brain-machine interface* (BMI)–, capaces de detectar la intención de movimiento analizando las señales corticales por medio de diferentes técnicas, como la electroencefalografía (EEG). Estas señales se traducen en comandos con el fin de realizar una función.

Caso clínico. Varón de 40 años con ictus de dos meses de evolución, en el cual se empleó un dispositivo BMI-EEG. La intención de movimiento del sujeto se analizó calculando la desincronización relacionada con el evento. La función motora del miembro superior fue evaluada con la escala de Fugl-Meyer, y el nivel de satisfacción del paciente, mediante el cuestionario QUEST 2.0. La intervención se llevó a cabo sin dificultad siendo el fisioterapeuta la interfaz.

Conclusiones. Los sistemas BMI-EEG detectan cambios corticales en un sujeto con ictus subagudo. Estos cambios son coherentes con los cambios observados en escalas clínicas.

Palabras clave. Electroencefalografía. Fisioterapeuta. Ictus. Interfaz cerebro-máquina. Miembro superior. Rehabilitación.

Introducción

El ictus es una enfermedad cerebrovascular producida por la disminución u obstrucción del flujo sanguíneo cerebral [1]. Según el *Copenhagen Stroke Study*, el 18% de los pacientes con ictus y hemiparesia inicial grave transcurridos cinco meses alcanzan una recuperación funcional completa en las actividades de la vida diaria [2].

La tecnología interfaz cerebro-máquina –*brain machine interface* (BMI)– consta de un sistema de aprendizaje compuesto por el cerebro del usuario y el programa que analiza las señales corticales que caracterizan la intención de movimiento, y posteriormente las traslada en comandos para la activación de un dispositivo externo para ejecutar la acción. La BMI más usada es la basada en electroencefalografía (EEG) de superficie.

La BMI puede ayudar a restaurar el control motor al inducir plasticidad dependiente de la actividad, focalizando la atención sobre una tarea motriz, o requiriendo la activación o desactivación de señales cerebrales específicas [3].

Existen dos modalidades de oscilaciones corticales relacionadas con el comportamiento motor, los ritmos μ (8-12 Hz) y β (13-30 Hz), que pueden analizarse con EEG a tiempo real. Los cambios relacionados con una acción motora suceden en forma de

desincronización relacionada con eventos –*event-related desynchronization* (ERD)– o de sincronización relacionada con eventos –*event-related synchronization* (ERS)–. El aumento de la amplitud se denomina ERS y la disminución se define como ERD [4]. En los sujetos sanos, la ERD en las bandas de frecuencia μ y β comienza en el hemisferio contralateral al movimiento voluntario dos segundos antes de que éste comience, y se hace bilateral en su inicio.

Otros estudios han empleado la BMI-EEG utilizando interfaces robóticas [5] o electroestimulación funcional [6], pero estos métodos de interacción pueden no adaptarse completamente a las características del usuario [7]. La Sociedad Española de Rehabilitación y Medicina Física da un nivel máximo de recomendación a la participación del fisioterapeuta en la rehabilitación tras el ictus [8]. Diversas técnicas de fisioterapia pretenden facilitar la calidad del movimiento del hemicuerpo afecto y generan expectativas por influir positivamente en la reorganización cerebral [9]. La familiarización del fisioterapeuta con los patrones de actividad cortical y la monitorización de ésta durante las intervenciones podrían ser una herramienta ventajosa para inducir plasticidad dependiente de la actividad.

Se presenta a continuación un caso clínico de evaluación e intervención empleando un sistema BMI-EEG.

Caso clínico

Varón de 40 años diagnosticado de ictus isquémico de dos meses de evolución en el territorio de la arteria cerebral media del hemisferio derecho, que cursa con hemiparesia izquierda (Tabla I).

- **Criterios de inclusión:** puntuación > 24 en el test minimal [10], puntuación \leq 3 en la escala de Rankin [11], puntuación \leq 2 en la escala de Ashworth modificada [12], capacidad de alcance con la extremidad superior hemiparética, soporte de cuidadores para el acompañamiento terapéutico y firma del consentimiento informado.
- **Criterios de exclusión:** afasia mixta/sensitiva, heminegligencia, déficit visual importante, artrodesis, epilepsia, alteraciones del comportamiento, alteraciones de la sensibilidad, trastornos respiratorios con asistencia respiratoria continua, hipotensión ortostática, movimientos involuntarios, lesiones cutáneas que impidieran la aplicación de los dispositivos, alteraciones vasculares/linfáticas graves en las extremidades superiores, tratamiento en los seis meses previos con toxina botulínica, osteoporosis grave, inestabilidad articular del complejo escapulohumeral, hombro doloroso, necesidad de dispositivos ortopédicos y alergia a los materiales empleados.

El presente protocolo fue aprobado por el comité de ética de la Universidad Rey Juan Carlos. Se realizaron seis sesiones de 40 minutos de entrenamiento con un dispositivo BMI-EEG, cuatro durante el primer mes, una al finalizar el segundo y otra al finalizar el tercero. El sujeto fue evaluado con escalas clínicas antes y después del primer mes y transcurridos los tres meses. En el inicio de cada sesión se llevaron a cabo pruebas de calibración de equipos, y se solicitó al paciente que mirara al frente durante un minuto, sin moverse, evitando parpadear y mover la mandíbula (provoca ruido eléctrico que impide analizar correctamente las señales). El sujeto se posicionaba en sedestación con 90° de flexión de la cadera y la rodilla, y el tronco apoyado en una silla rígida sin reposabrazos. La extremidad superior afecta se situó a 45° de flexión, 30° de abducción y posición neutra de rotación de hombro, 60° de flexión de codo, y el antebrazo y la palma de la mano apoyados. Se le instruyó a realizar el movimiento de alcance con la extremidad superior afecta de forma autoiniciada desde una situación relajada con la mirada al frente. Debía realizar al menos 35 repeticiones, dejando transcurrir un tiempo de reposo de 5-10 s entre cada una, sin realizar la tarea cognitiva de contar el tiempo transcurrido ni las repeticiones

Tabla I. Características iniciales del paciente.

| | |
|--|---|
| Localización | Hemisferio derecho |
| Sintomatología | Hemiplejía derecha |
| Tratamiento farmacológico | Ácido acetilsalicílico y heparina de bajo peso molecular |
| Tratamiento adicional | Fisioterapia y reiki |
| Puntuación en el test minimal | Orientación temporal 5/5 Orientación espacial 5/5 Fijación-recuerdo inmediato 3/3 Lenguaje 9/9 Atención-cálculo 5/5 Recuerdo diferido 3/3 Puntuación total 30/30 (normal) |
| Puntuación en la escala de Rankin | 3. Discapacidad moderada. Camina sin ayuda de otra persona. Precisa ayuda para algunas tareas. Necesidad de cuidador al menos dos veces por semana |
| Puntuación en la escala de Ashworth modificada | 1. Leve incremento del tono muscular. Resistencia mínima al final del arco articular al estirar pasivamente el grupo muscular considerado |

realizadas. Se le transmitió información sobre la idoneidad de sus movimientos según las señales corticales detectadas, que se consideraron correctas cuando existía intención de movimiento. La sesión del tercer mes se llevó a cabo utilizando un fisioterapeuta como interfaz. Éste asistía el movimiento del paciente cuando el equipo detectaba intención de movimiento con un tiempo de anticipación cercano a dos segundos. Su asistencia consistía en proporcionar estabilidad en el hombro y el codo.

La cinemática fue medida mediante giroscopios (Technaid SL, Madrid, España), localizados sobre el dorso de la mano, el tercio distal de la cara dorsal del antebrazo y la mitad de la cara dorsal del brazo. Se registró a una frecuencia de 100 Hz.

La electromiografía de superficie se adquirió de los principales grupos musculares implicados en el movimiento de alcance: pectoral mayor, deltoides anterior, deltoides medio, bíceps braquial, tríceps braquial y extensores de muñeca. Los datos se amplificaron y registraron a 200 Hz (Zerowire Wireless EMG, Aurion, Milán, Italia).

La señal de EEG se grabó desde 32 posiciones ubicadas según el sistema internacional 10-20 usando electrodos activos Ag/AgCl (Acticap, Brain Products GmbH, Alemania). La señal se amplificó (gUSBamp, g.Tec GmbH, Austria) y registró a 256 Hz. Los datos se sincronizaron con una señal digital normal y se analizaron *offline* usando Matlab (The Mathworks Inc., Natick, MA, Estados Unidos).

Figura 1. Oscilaciones corticales del paciente en la primera sesión (S1) para los canales C2 y C4. El color azul indica una caída del potencial (ERD), mientras que el rojo indica un incremento (ERS). La línea rosa marca el inicio del movimiento.

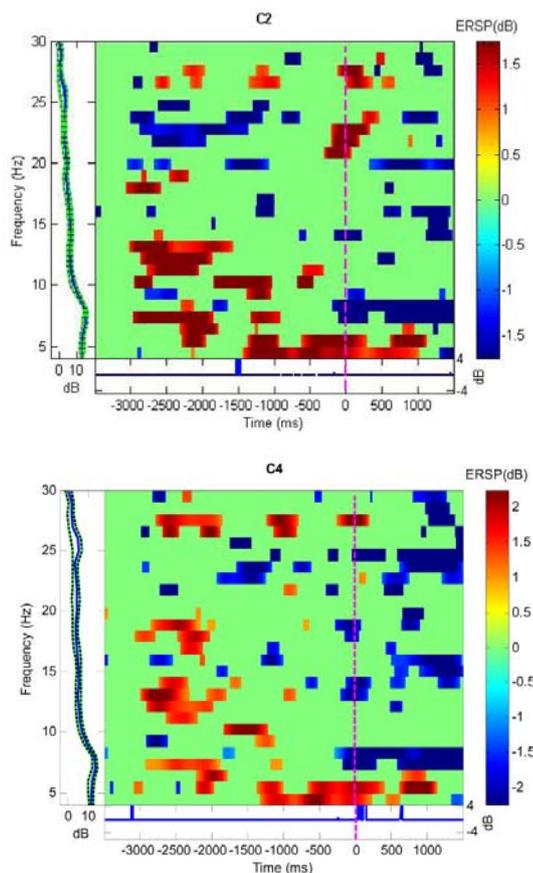
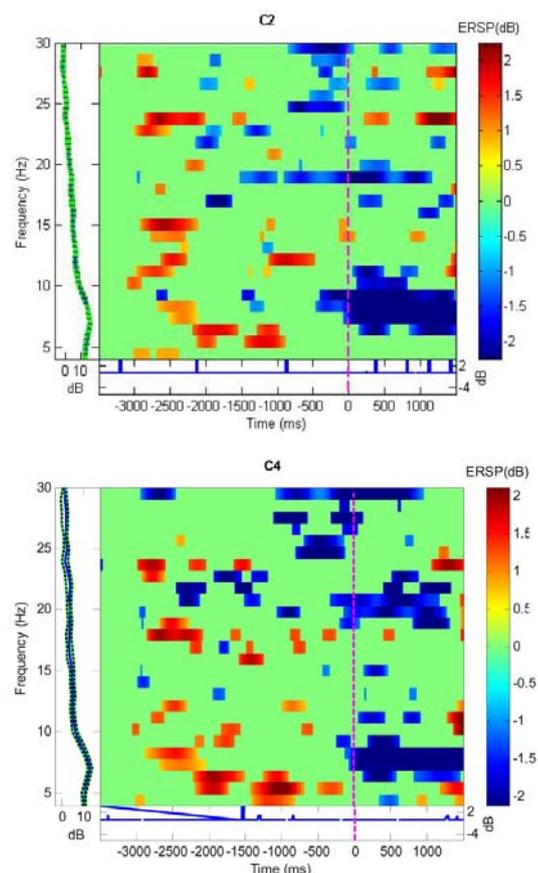


Figura 2. Oscilaciones corticales del paciente en la sexta sesión (S6) para los canales C2 y C4. El color azul indica una caída del potencial (ERD), mientras que el rojo indica un incremento (ERS). La línea rosa marca el inicio del movimiento.



Se empleó la señal de ERD en las bandas de frecuencia μ y β para detectar la intención del movimiento de alcance. Para el procesado de los datos adquiridos se empleó la aplicación EEGLAB de la herramienta matemática para cálculo técnico Matlab. Se aplicó un filtro Butterworth de pasa-banda de tercer orden aplicado entre 6 y 35 Hz, y posteriormente se aplicó un filtro laplaciano que permite suavizar las señales y eliminar contribuciones de los electrodos adyacentes a cada canal, promediando los voltajes de los canales más cercanos [13]. Luego se calculó el espectro de la señal entre 7 y 30 Hz mediante el método Welch, que obtiene valores de potencia de la señal cortical dentro de dichas frecuencias en ventanas de 1,5 s y un solapamiento de 0,5 s. Las estimaciones de potencia en todas las pruebas entre -3 a 0,5 s (con respecto al inicio del movimiento)

se consideraron como estado de reposo; las estimaciones generadas en el tiempo 0 s se consideraron como inicio del movimiento. Mediante una distancia Bhattacharyya se seleccionaron las 10 mejores características para construir el clasificador. Se analizó el patrón de ERD para los canales C2 y C4 ubicados sobre el hemisferio afecto y correspondientes a la representación del miembro superior en la corteza cerebral.

La evaluación de la función motora de la extremidad superior se llevó a cabo mediante la escala de Fügl-Meyer [14], y para evaluar la satisfacción del participante se administró una versión modificada del QUEST 2.0 (*Quebec User Evaluation of Satisfaction with Assistive Technology*) [15].

El protocolo se completó adecuadamente. Las figuras 1 y 2 muestran los mapas corticales de los ca-

nales C2 y C4 en la primera y la última sesión. La ERD se representa en color azulado.

En la primera sesión, la presencia de ERD es leve; sin embargo, en la última sesión aparece de forma relevante en las bandas de frecuencia relativas al movimiento. El sujeto logró concentrarse y anticiparse al movimiento, lo que denota una buena capacidad de adaptación al dispositivo BMI-EEG. El patrón de ERD cambió a lo largo del período de estudio y alcanzó valores de anticipación al movimiento en torno a 1.500 ms en la banda β (Fig. 2). De esta manera, parece que las características del ERD son susceptibles de entrenamiento con el dispositivo BMI-EEG, y sensibles a los cambios del paciente por su evolución natural y las terapias recibidas.

El seguimiento realizado con la escala de Fúgl-Meyer obtuvo diferencias destacables (Tabla II). En relación con el cuestionario de satisfacción QUEST 2.0, el paciente se mostró muy de acuerdo con las dimensiones de peso, seguridad, comodidad, esfuerzo físico y novedad del dispositivo (Tabla III).

Discusión

Diversos autores han empleado sistemas BMI-EEG como entrenamiento observando cambios en los ritmos corticales relacionados con cambios funcionales [16,17]. Existen estudios que emplean estos dispositivos en intervenciones de imaginación motora en sujetos con ictus, que proporcionan *feedback* visual o propioceptivo [18,19]. Otros evalúan su uso empleando diferentes interfaces robóticas, que muestran mejoras en escalas clínicas funcionales [5,20,21]. Ang et al combinaron un sistema BMI-EEG con el dispositivo Haptic Knob Robot[®] [5], lo que resulta útil en la rehabilitación de la muñeca y la mano. El dispositivo BMI-EEG empleado mostró cambios en la actividad cortical, lo que denotó buena adaptación, capacidad del paciente para la planificación de movimiento y correspondencia con las escalas clínicas.

En el presente protocolo, las diferencias obtenidas en las puntuaciones de la escala de Fúgl-Meyer han sido superiores a siete puntos, puntuación que se establece como cambio mínimo detectable [22, 23]. En este sentido, parece que una mayor ERD se relaciona con una mayor capacidad de reorganización cerebral. Por tanto, la ERD podría ser una medida de evaluación adecuada para identificar cambios en la plasticidad cortical tras una intervención terapéutica después de un ictus, al relacionarse positivamente con cambios en la función motora.

Tabla II. Resultados de la escala de Fúgl-Meyer (sección miembro superior).

| | Medición 1 | Medición 2 | Medición 4 |
|---------------------------------|-------------|--------------|--------------|
| Función motora (<i>n</i> = 66) | 39 (59,09%) | 46 (69,69%) | 62 (93,93%) |
| Sensibilidad (<i>n</i> = 12) | 11 (91,67%) | 10 (83,33%) | 12 (100%) |
| Movimiento (<i>n</i> = 24) | 20 (83,33%) | 22 (91,67%) | 24 (100%) |
| Dolor (<i>n</i> = 24) | 22 (91,67%) | 24 (100%) | 24 (100%) |
| Total (<i>n</i> = 126) | 92 (73,01%) | 102 (80,95%) | 122 (96,82%) |

Tabla III. Resultado del cuestionario QUEST 2.0.

| | Puntuación |
|-------------------------------|------------|
| Dimensiones | 4 |
| Peso | 4 |
| Facilidad para ajustar | 2 |
| Seguridad | 4 |
| Resistencia (durabilidad) | 5 |
| Facilidad para el aprendizaje | 5 |
| Comodidad | 4 |
| Esfuerzo físico | 5 |
| Instrumentación | 1 |
| Diseño | 1 |
| Funcionalidad (utilizable) | 2 |
| Novedad | 5 |
| Media aritmética | 3,5 |

1: nada satisfecho; 2: no muy satisfecho; 3: más o menos satisfecho; 4: bastante satisfecho; 5: muy satisfecho.

Respecto a la satisfacción con el dispositivo BMI-EEG, el paciente se mostró en general satisfecho con dicho sistema, clasificándolo como un método con adhesión. El diseño necesita ser optimizado para reducir el tiempo necesario de instrumentación y aumentar el confort del paciente. La satisfacción del usuario constituye un aspecto importante para la inclusión de las tecnologías en ámbitos hospitalarios. Diversos estudios han mostrado una adecuada satisfacción de los pacientes con ictus en ámbi-

tos hospitalarios, empleando dispositivos BMI como forma de detección y control de intervenciones basadas en la imaginación motora [18].

El trabajo realizado presenta una serie de limitaciones que deben señalarse. El tamaño muestral impide la generalización de resultados y su análisis estadístico. Además, no se contempla una intervención intensiva con dispositivos BMI-EEG en contraste con otras convencionales, por lo que no es posible determinar que los cambios observados son exclusivos del entrenamiento con BMI-EEG.

La BMI-EEG podría utilizarse para guiar las facilitaciones que un fisioterapeuta imprime durante la rehabilitación de la extremidad superior en sujetos con ictus. Por ello, se necesitan estudios bien diseñados que contrasten esta hipótesis.

Bibliografía

1. Federación Española de Ictus. URL: <http://www.ictusfederacion.es/el-ictus/>. [13.11.2014].
2. National Institute of Neurological Disorders and Stroke. URL: <http://www.ninds.nih.gov/>. [15.11.2014].
3. Daly JJ, Wolpaw JR. Brain-computer interfaces in neurological rehabilitation. *Lancet Neurol* 2008; 7: 1032-43.
4. Monge-Pereira E, Molina-Rueda F, Rivas-Montero FM, Ibáñez J, Serrano JI, Alguacil-Diego IM, et al. Electroencefalografía como método de evaluación tras un ictus. Una revisión actualizada. *Neurología* 2014; 10: 3-8.
5. Ang KK, Chua KSG, Phua KS, Wang C, Chin ZY, Kuah CWK, et al. A randomized controlled trial of EEG-based motor imagery brain-computer interface robotic rehabilitation for stroke. *Clin EEG Neurosci* 2015; 46: 310-20.
6. Meng F, Tong KY, Chan ST, Wong WW, Lui KH, Tang KW, et al. BCI-FES training system design and implementation. *Neural Networks* 2008; 978: 4103-6.
7. Rodríguez-Prunotto L, Cano-de-la-Cuerda R, Cuesta-Gómez A, Alguacil-Diego IM, Molina-Rueda F. Terapia robótica para la rehabilitación del miembro superior en patología neurológica. *Rehabilitación* 2014; 48: 104-28.
8. Duarte E, Alonso B, Fernández MJ, Fernández JM, Flórez M, García-Montes I, et al. Rehabilitación del ictus: modelo asistencial. Recomendaciones de la Sociedad Española de Rehabilitación y Medicina Física, 2009. *Rehabilitación* 2010; 44: 60-8.
9. Flórez MT. Intervenciones para mejorar la función motora en el paciente con ictus. *Rehabilitación* 2000; 34: 423-37.
10. Folstein MF, Folstein SE, McHugh PR. 'Mini-Mental State'. A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. *J Psychiatr Res* 1975; 12: 189-98.
11. Rankin J. Cerebral vascular accidents in patients over the age of 60. *Scott Med J* 1957; 2: 200-15.
12. Ashworth B. Preliminary study of carisoprodol in multiple sclerosis. *Practitioner* 1964; 192: 540-2.
13. Hjorth B. An on-line transformation of EEG scalp potentials into orthogonal source derivations. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1975; 39: 526-30.
14. Berglund K, Fugl-Meyer AR. Upper extremity function in hemiplegia. A cross-validation study of two assessment methods. *Scand J Rehabil Med* 1986; 18: 155-7.
15. Demers L, Weiss-Lambrou R, Ska B. The Quebec User Evaluation of Satisfaction with Assistive Technology (QUEST 2.0): an overview and recent progress. *Tech Dis* 2002; 14: 101-5.
16. Belda-Lois JM, Mena-del Horno S, Bermejo-Bosch I, Moreno JC, Pons JL, Farina D, et al. Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach. *J Neuroeng Rehabil* 2011; 8: 66.
17. Del Castillo MD, Serrano JI, Ibáñez J, Barrios LJ. Metodología para la creación de una interfaz cerebro-computador aplicada a la identificación de la intención de movimiento. *RIAI* 2011; 2: 93-102.
18. Prasad G, Herman P, Coyle D, McDonough S, Crosbie J. Applying a brain-computer interface to support motor imagery practice in people with stroke for upper limb recovery: a feasibility study. *J Neuroeng Rehabil* 2010; 7: 60.
19. Pichiorri F, Morone G, Petti M, Toppi J, Pisotta I, Molinari M, et al. Brain-computer interface boosts motor imagery practice during stroke recovery. *Ann Neurol* 2015; 77: 851-65.
20. Ono T, Shindo K, Kawashima K, Ota N, Ito M, Ota T, et al. Brain-computer interface with somatosensory feedback improves functional recovery from severe hemiplegia due to chronic stroke. *Front Neuroeng* 2014; 7: 19.
21. Gutiérrez-Martínez J, Núñez-Gaona MA, Carrillo-Mora P. Avances tecnológicos en neurorrehabilitación. *RIC* 2014; 66 (Supl 1): S8-23.
22. Shelton FD, Volpe BT, Reding M. Motor impairment as a predictor of functional recovery and guide to rehabilitation treatment after stroke. *Neurorehabil Neural Repair* 2001; 15: 229-37.
23. Wagner JM, Rhodes JA, Patten C. Reproducibility and minimal detectable change of three-dimensional kinematic analysis of reaching tasks in people with hemiparesis after stroke. *Phys Ther* 2008; 88: 652-63.

Training cortical signals by means of a BMI-EEG system, its evolution and intervention. A case report

Introduction. In the last years, new technologies such as the brain-machine interfaces (BMI) have been incorporated in the rehabilitation process of subjects with stroke. These systems are able to detect motion intention, analyzing the cortical signals using different techniques such as the electroencephalography (EEG). This information could guide different interfaces such as robotic devices, electrical stimulation or virtual reality.

Case report. A 40 years-old man with stroke with two months from the injury participated in this study. We used a BMI based on EEG. The subject's motion intention was analyzed calculating the event-related desynchronization. The upper limb motor function was evaluated with the Fugl-Meyer Assessment and the participant's satisfaction was evaluated using the QUEST 2.0. The intervention using a physical therapist as an interface was carried out without difficulty.

Conclusions. The BMI systems detect cortical changes in a subacute stroke subject. These changes are coherent with the evolution observed using the Fugl-Meyer Assessment.

Key words. Brain-machine interface. Electroencephalography. Physiotherapist. Rehabilitation. Stroke. Upper limb.