# INTEGRACIÓN DE CARACTERÍSTICAS DE LA SEÑAL ELECTROENCEFALOGRÁFICA PARA LA DETECCIÓN DEL INCIO DE MOVIMIENTOS VOLUNTARIOS

Ibáñez, J.\* Jaime.ibanez@csic.es

del Castillo, M.D.\* md.delcastillo@csic.es

Serrano, J.I.\* jignacio.serrano@csic.es

> Pons, J.L.\* jose.pons@csic.es

\*Grupo de Bioingeniería. Centro de Automática y Robótica, Consejo Superior de Investigaciones Científicas, CSIC. Ctra. Campo Real, km. 0,200. 28500 Arganda del Rey, Madrid.

#### Resumen

La actividad electroencefalográfica permite caracterizar los procesos corticales relacionados con el movimiento. Estos procesos pueden adoptar un papel clave en el desarrollo de tecnologías de rehabilitación basadas en interfaces cerebrocomputador. En el contexto de la rehabilitación, la fiabilidad de la salida de estos sistemas es crítica en lo que respecta a eficacia y precisión temporal. En este trabajo, se presenta un detector del instante de tiempo de inicio de un movimiento voluntario combinando dos clasificadores, uno bayesiano para ritmos corticales y, otro basado en potenciales corticales lentos. Con este fin, se recoge la actividad cortical en un grupo de sujetos mientras realizan movimientos auto-iniciados de alcance. La salida de ambos clasificadores se integra con un método de regresión logística, obteniéndose una precisión en promedio de la detección del inicio del movimiento de alrededor del 75% y una latencia en promedio de -90 ms, valores que mejoran los resultados obtenidos aplicación clasificadores con la de los independientemente.

**Palabras Clave**: BCI basado en EEG, rehabilitación, ritmos sensorimotores, potenciales corticales relacionados con el movimiento.

# 1 INTRODUCCIÓN

El desarrollo de interfaces cerebro-computador (Brain Computer Interface, BCI) basadas en la actividad electroencefalográfica (EEG) hace posible sustituir las vías neuromusculares por las señales cerebrales para comunicarse e interactuar con el mundo exterior mediante el control de diversos dispositivos. En el ámbito de la rehabilitación, la tarea a llevar a cabo por el BCI radica en transformar los patrones espacio-temporales de activación cortical registrados mediante EEG en señales para controlar un dispositivo protésico [1, 2]. Aún más, en la rehabilitación neurológica, la aplicación de un BCI se concibe para restablecer la función motora induciendo plasticidad en aquellas zonas del cerebro involucradas en el control motor. Es en este aspecto donde juega un papel primordial no sólo la eficacia del BCI sino su eficiencia en la respuesta [10].

Un sistema EEG permite la caracterización de la actividad de la corteza motora mientras un sujeto realiza una tarea motora. Es posible detectar si el sujeto está intentando realizar un movimiento o imaginándolo [3, 4, 5] y algunas propiedades de dicho movimiento [6, 7, 8]. Esta información se puede emplear para controlar un dispositivo neurorobótico o neuroprotésico proporcionando así una interfaz natural entre la intención del sujeto y la actuación del mismo [9]. En este sentido, estudios recientes han probado han mostrado la importancia que tiene el instante de realimentación propioceptiva para facilitar la asociación neuronal [11].

En estudios previos, se ha propuesto el uso del potencial Bereitsschafstpotential (BP) para detectar la intención de movimiento [4, 8, 12, 13, 14]. El patrón BP se define como una caída lenta del voltaje EEG en las regiones centrales de la corteza inmediatamente antes de que se realice un movimiento voluntario [15]. Dado que éste es un patrón identificable antes de empezar un movimiento,



su uso puede resultar adecuado para detectar con precisión temporal el inicio del movimiento. De hecho, en algunos experimentos con sistemas que usan este patrón en tiempo real, las latencias alcanzadas están en el orden de los 365±165 ms.

No obstante, el potencial BP presenta una reducida amplitud (del orden de pocos  $\mu$ V), siendo vulnerable a fuentes externas de ruido y además no todas las personas presentan este patrón cuando realizan movimientos auto-iniciados.

Otro patrón vinculado a la ejecución de movimientos voluntarios es el de la desincronización de los ritmos ERD sensorimotores 0 (Event Related Desynchronization), que conlleva la disminución de la potencia de algunos ritmos corticales específicos que se localizan principalmente en la corteza sensorimotora y en las áreas contralaterales al miembro involucrado en el movimiento [16]. Aunque se observa una anticipación variable de este patrón, en función de los canales y frecuencias, cuando un sujeto realiza movimientos consecutivos, la distribución espacio-tiempo-frecuencia del mismo al promediar un conjunto de segmentos de señal EEG previos al movimiento voluntario pone de manifiesto este patrón asociado al movimiento.

En este estudio se propone un detector del instante de tiempo en el que se inicia un movimiento integrando los patrones BP y ERD que preceden al movimiento voluntario. La validación del mismo se ha llevado a cabo con datos recogidos de sujetos sanos mientras realizaban movimientos de alcance auto-iniciados.

# 2 MÉTODOS

## 2.1 PARTICIPANTES

En este experimento han participado seis sujetos sanos (varones, diestros, con edad entre 27 y 35 años) sin experiencia en el manejo de BCIs.

## 2.2 PROTOCOLO EXPERIMENTAL

Cada sujeto participó en una sesión única de medidas, en una sala aislada, con luz tenue y sentado en un sillón con los brazos apoyados en una mesa. Durante la fase de medida, se indicó a los participantes que estuvieran relajados, con los ojos abiertos y con la mirada fija en un punto en la pared. Se les pidió que realizaran movimientos de alcance iniciados voluntariamente con el brazo dominante. La separación entre movimientos fue de 8 a 15 s. Durante el período de reposo entre movimientos, los participantes debían permanecer relajados.

Se consideraron ejemplos válidos para la fase de análisis los segmentos de señal EEG formados por 5

s de reposo seguidos de un movimiento de alcance auto-iniciado. En promedio, el número de muestras válidas de todos los participantes fue de  $53\pm8$ .

## 2.3 ADQUISICIÓN DE DATOS

Los movimientos del brazo se midieron con giróscopos (Technaid, S.L.) colocados en el dorso de la mano, el tercio distal del antebrazo y en la zona media del brazo. Los datos se muestrearon a 100 Hz.

Se capturaron las señales EEG de 31 posiciones (AFz, F3, F1, Fz, F2, F4, FC3, FC1, FCz, FC2, FC4, C5, C3, C1, Cz, C2, C4, C6, CP3, CP1, CPz, CP2, CP4, P3, P1, Pz, P2, P4, PO3, PO4 y Oz, de acuerdo al sistema internacional 10-20) empleando electrodos activos Ag/AgCl. La referencia se situó en la oreja contralateral al brazo involucrado en el movimiento y la tierra en AFz. La señal se amplificó (gUSBamp, g.Tecgmbh, Austria) y se muestreó a 256 Hz.

#### 2.3 DETECCIÓN DEL INICIO DEL MOVIMIENTO

Para detectar el inicio real del movimiento se emplearon los datos del primer giróscopo en activarse durante el alcance. Los datos pasaron por un filtro paso-bajo (Butterwoth, orden 2, <10 Hz) y se estimó el pico de amplitud de cada sujeto al realizar el movimiento de alcance.

# 2.4 DESCRIPCIÓN DEL DETECTOR

El detector desarrollado está basado en la combinación de la información asociada a los patrones BP y ERD observados en los participantes. La validación del sistema se llevó a cabo construyendo el detector para cada grupo de n-1 ejemplos etiquetados de la sesión de medidas, que conforman el conjunto de entrenamiento, y comprobando la respuesta del detector sobre el ejemplo restante o conjunto de prueba.

## 2.4.1 Detector basado en ERD

Para la detección del patrón ERD se ha construido un clasificador Naïve Bayes. En primer lugar, se aplicó un filtro paso-banda a las señales (Butterwoth, orden 3, 6Hz<f1, 35Hz<f2) y se aplicó un filtro laplaciano [17]. Se estimaron los valores de la potencia en el intervalo de frecuencias de 7 a 30 Hz con paso de 1 Hz para los canales frontales, centrales, centroparietales y parietales. Se empleó el método de Welch (ventanas Hamming de 1s con 50% de solapamiento) para estimar el valor de la potencia en ventanas de 1.5s con una frecuencia de 8 Hz.

Las estimaciones de la potencia obtenidas en los ejemplos del conjunto de entrenamiento de -3 s a -0.5



s (con respecto al inicio del movimiento) se etiquetaron como ejemplos de la clase *reposo* y las estimaciones en t=0 segundos como ejemplos de la clase *movimiento*. Se utilizó la distancia de Bhattacharayya para reducir la dimensión del espacio de características, seleccionando las diez mejores para construir el clasificador.

El clasificador se aplicó al conjunto de prueba y cada 125 ms se obtuvo su salida, identificando o no la clase *movimiento* y estimando la probabilidad de detectar la intención de movimiento.

#### 2.4.2 Detector basado en BP

Para detectar el patrón BP se ha empleado un procedimiento similar al propuesto en [8]. Se ha empleado un filtro paso-banda FIR (Finite Impulse response) para extraer el patrón BP completo.

De los 31 canales se seleccionaron tres canales virtuales C1, Cz y C2, tras aplicar un filtrado espacial, restando a éstos el potencial promedio de los canales F3, Fz, F4, C3, C4, P3, Pz y P4. Se calculó el valor promedio de BP para esos tres canales del conjunto de entrenamiento y se seleccionó para el detector del movimiento, el canal que presentaba el mayor valor absoluto en el inicio del movimiento.

El filtro adaptado final se obtuvo calculando el valor promedio BP en el intervalo entre -1.5 y 0 segundos (este instante es el estimado por los giróscopos) para el conjunto de entrenamiento. Este filtro se aplicó al canal virtual en el conjunto de prueba.

#### 2.4.3 Combinación de ambos detectores

La combinación de las salidas de los detectores BP y ERD se realizó mediante un clasificador de regresión logística, a partir de los ejemplos de las clases *reposo* y *movimiento* del conjunto etiquetado de entrenamiento y de las estimaciones dadas sobre ellos por ambos detectores. Las estimaciones obtenidas de los dos detectores (cada 125 ms) desde -3 s hasta -0.5 s con respecto al inicio del movimiento se emplearon para construir el modelo de la clase *reposo*. Del mismo modo, se construyó el modelo de la clase *movimiento* a partir de las estimaciones dadas en el inicio del movimiento.

#### 2.4.4 Selección del umbral de detección

La salida del detector global se comparó con un valor umbral para identificar la intención de movimiento en la señal. Este valor umbral se obtiene a partir del conjunto de datos de entrenamiento, siguiendo el criterio de maximizar el porcentaje de ejemplos correctos clasificados (GT), que son los ejemplos que contienen un verdadero positivo (TP) y ningún falso positivo (FP).

# 2.5 Métricas para la evaluación del detector y la selección del umbral

Se han empleado tres métricas para evaluar la capacidad del sistema en la detección de la intención de movimiento. La tasa de TPs se define como el porcentaje de ejemplos detectados de la clase movimiento en el intervalo de -0.75 s a +0.75 s respecto al inicio real del movimiento frente a todos los ejemplos reales de movimiento. La precisión del detector viene dada por el número de FPs por minuto durante los intervalos reales de reposo, de modo que es posible que en un ejemplo válido (de -5s a 0 s) pueda darse más de una falsa activación. El porcentaje de ejemplos correctamente detectados de la clase movimiento viene dado por el número de los ejemplos válidos en los que se detectó un TP y ningún FP entre todos los ejemplos en los que se realizó el movimiento realmente. Por último, también se calcularon las latencias en la detección del inicio del movimiento para evaluar la precisión temporal del sistema.

# **3. RESULTADOS**

El patrón BP promedio para todos los sujetos presenta el pico en  $-19.8 \pm 57.6$  ms con respecto al inicio del movimiento. Se detectó un patrón BP homogéneo en todos los sujetos medidos. A diferencia del patrón BP, el patrón ERD presentaba variaciones en su distribución espacial entre sujetos, aunque predominando una ubicación contralateral.

Tabla 1: Resultados por sujeto y medias.

Sujeto	GT (%)	TP (%)	FP/min	Latencia
				(ms)
C1	81.3	82.8	0.47	-48±35
C2	63.8	81.0	1.34	-24±28
C3	39.0	56.1	2.63	-180±48
C4	64.6	70.8	0.38	-198±32
C5	69.8	84.9	1.13	-3±39
C6	61.5	71.2	1.96	-164±29
Media	63.3±13.8	74.6±10.8	1.32±0.87	-89±35

Los resultados obtenidos para cada sujeto con la metodología propuesta en la detección de la intención de movimiento se muestran en la Tabla 1. En promedio, se detectaron un  $63.3 \pm 13.8$  % de los ejemplos de movimiento correctos, esto es, sin falsas activaciones previas en el mismo ejemplo. Además, se identificaron un  $74.5 \pm 10.8$  % de los ejemplos de movimiento con  $1.32 \pm 0.87$  falsas activaciones por minuto durante los intervalos de reposo. La latencia promedio de las detecciones de movimiento fue de -



 $89.9 \pm 349.2$  ms, observándose una tendencia de la detecciones a anticiparse al instante real del inicio del movimiento.

# 4. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Se ha propuesto una metodología para detectar el inicio de movimientos voluntarios con precisión temporal basada en el procesamiento de la actividad EEG. La novedad del estudio realizado radica en la combinación de los dos patrones corticales relacionados con el movimiento, ERD y BP, conocidos por reflejar diferentes aspectos del proceso de planificación del movimiento [15], [18]. De todo ello se infiere que una integración acertada de tales patrones pueda conducir a una mejor estimación del inicio de movimientos voluntarios, especialmente en aquellos sujetos o situaciones en los que la detección de uno de los patrones es difícil [19]. Los resultados obtenidos de este estudio apuntan a un incremento de la precisión temporal de las estimaciones comparadas con otras técnicas similares basadas sólo en el patrón BP [14]. Sin embargo, para la obtención del patrón ERD se requiere un mayor número de electrodos, lo que puede obstaculizar su aplicación clínica. Sería necesario realizar estudios posteriores para determinar el número suficiente de canales EEG buscando construir un detector preciso del patrón ERD además de su papel en la mejora de la clasificación de la intención de movimiento.

Se ha probado que el uso de giróscopos es adecuado para detectar los movimientos cuando se realizan tareas funcionales, como el alcance, ya que los patrones BP promedio encontrados presentan latencias similares a las de otros estudios que emplean electromiografía.

En futuros estudios se aplicará el sistema presentado en pacientes con daño cerebral analizando la respuesta de los pacientes a estímulos externos generados por dispositivos controlados por la salida del sistema.

#### Agradecimientos

Este trabajo ha estado cofinanciado por los proyectos HYPER (CSD2009-00067) del programa CONSOLIDER INGENIO, Proyectos Cero de FGCSIC, Obra Social la Caixa y CSIC, CP\_Walker (DPI2012-39133-C03-01) y PIE-201350E070.

#### Referencias

[1] J. J. Daly, Y. Fang, E. M. Perepezko, V. Siemionow, and G. H. Yue, "Prolonged Cognitive Planning Time, Elevated Cognitive Effort, and Relationship to Coordination and

Motor," *Rehabilitation*, vol. 14, no. 2, pp. 168–171, 2006.

- [2] E. Buch, C. Weber, L. G. Cohen, C. Braun, M. A. Dimyan, T. Ard, J. Mellinger, A. Caria, S. Soekadar, A. Fourkas, and N. Birbaumer, "Think to move: a neuromagnetic braincomputer interface (BCI) system for chronic stroke." *Stroke*, vol. 39, no. 3, pp. 910–7, Mar. 2008.
- [3] J. Ibáñez, J. Serrano, M. del Castillo, J. A. Gallego, and E. Rocon "Online detector of movement intention based on EEG -Application in tremor patients," *Biomed. Signal Process. Control*, vol. In press, no. 6, pp. 822– 829, Nov. 2013.
- [4] I.K. Niazi, N. Jiang, O. Tiberghien, J.r.F.k. Nielsen, K. Dremstrup, and D. Farina, "Detection of movement intention from singletrial movement-related cortical potentials." *J. Neural Eng.*, vol. 8, no. 6, p. 066009, Dec. 2011.
- [5] G. Pfurtscheller and T. Solis-Escalante, "Could the beta rebound in the EEG be suitable to realize a "brain switch"?" *Clin. Neurophys- iol.*, vol. 120, no. 1, pp. 24–9, Jan. 2009.
- [6] V. Morash, O. Bai, S. Furlani, P. Lin, and M. Hallett, "Classifying EEG signals preceding right hand, left hand, tongue, and right foot movements and motor imageries," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 119, no. 11, pp. 2570–8, Nov. 2008.
- [7] G. Pfurtscheller, C. Brunner, A. Schlögl, F.H.L. daSilva, and F.H. Lopes da Silva, "Mu rhythm (de)synchronization and EEG single- trial classification of different motor imagery tasks," *Neuroimage*, vol. 31, no. 1, pp. 153–9, May 2006.
- [8] M. Jochumsen, I. K. Niazi, N. Mrachaczkersting, D. Farina, and K. Dremstrup, "Detection and classification of movementrelated cortical potentials associated with task force and speed." *J. Neural Eng.*, vol. 10, no. 5, p. 056015, Aug. 2013.
- [9] J. A. Gallego, J. Ibañez, J. L. Dideriksen, J. I. Serrano, M. D. del Castillo, D. Farina, and E. Rocon, "A Multimodal HumanRobot Interface to Drive a Neuroprosthesis for Tremor Management," *IEEE Trans. Syst. Man, Cybern. Part C (Applications Rev.*, vol. 42, no. 6, pp. 1159–1168, Nov. 2012.
- [10] N. Mrachacz-Kersting, S. R. Kristensen, I. K. Niazi, and D. Farina, "Precise temporal association between cortical potentials evoked by motor imagination and afference induces cortical plasticity." *J. Physiol.*, vol. 590, no. Pt 7, pp. 1669–82, Apr. 2012.
- [11] I. K. Niazi, N. Mrachacz-Kersting, N. Jiang, K. Dremstrup, and D. Farina, "Peripheral electrical



stimulation triggered by self-paced detection of motor intention enhances motor evoked potentials." *IEEE Trans. neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 20, no. 4, pp. 595–604, Jul. 2012.

- [12] G. Garipelli, R. Chavarriaga, and J. del R Milla n, "Single trial analysis of slow cortical potentials: a study on anticipation related potentials," *J. Neural Eng.*, vol. 10, no. 3, p. 036014, Jun. 2013.
  - [13] E. Lew, R. Chavarriaga, S. Silvoni, and J. R. Milla n, "Detection of self-paced reaching movement intention from EEG signals." *Front. Neuroeng.*, vol. 5, no. July, p. 13, Jan. 2012.
- [14] R. Xu, N. Jiang, C. Lin, N. Mrachacz-Kersting, K. Dremstrup, and D. Farina, "Enhanced low- latency detection of motor intention from EEG for closed-loop brain-computer interface applications." *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 61, no. 2, pp. 288–96, Feb. 2014.
- [15] H. Shibasaki and M. Hallett, "What is the Bereitschaftspotential?" *Clin. Neurophysiol.*, vol. 117, no. 11, pp. 2341–56, Nov. 2006.
- [16] G. Pfurtscheller and F. H. L. da Silva, "Eventrelated EEG/EMG Synchronization and Desynchronization: Basic Principles," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 110, pp. 1842–1857, 1999.
- [17] B. Hjorth, "An On-Line Transformation of EEG Scalp Potentials into Orthogonal Source Derivations," *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 39, no. 5, pp. 526–530, Dec. 1975.
  - [18] C. Babiloni, F. Carducci, F. Cincotti, P. M. Rossini, C. Neuper, G. Pfurtscheller, and F. Babiloni, "Human movement-related poten- tials vs desynchronization of EEG alpha rhythm: a high-resolution EEG study." *Neuroimage*, vol. 10, no. 6, pp. 658–65, Dec. 1999.
  - [19] C. Guger, G. Edlinger, W. Harkam, I. Niedermayer, and G. Pfurtscheller, "How many people are able to operate an EEG- based braincomputer interface (BCI)?" *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 11, no. 2, pp. 145–7, Jun. 2003.

