

Lower Limb Motor Intention: ERD Time-Course Analysis in Stroke and Healthy Subjects

Brigitte Aguilar Gonzales, Carolina Carrere L. and Carolina Beatriz Tabernig

*Laboratorio de Ingeniería en Rehabilitación e Investigaciones Neuromusculares,
Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de Entre Ríos.*

Abstract— A brain computer interface (BCI) aimed at motor recovery identifies features of the electroencephalography (EEG) signal that are evidenced when the patient performs a motor intention (MI) task, which consists in executing a residual movement with the affected limb. MI is observed as a decrease relative to rest in the power of the EEG sensorimotor rhythms, which is known as Event-related Synchronization (ERD). This paper characterized ERD time-course in healthy subjects that simulated lower limb MI and compared it with stroke patients MI; in order to explore differences and similarities between them, and analyze if simulated MI could be used in the preliminary evaluation of a BCI intended for lower limb motor recovery. EEG signals from six healthy subjects and four patients with stroke motor sequelae were processed. In total, 180 motor attempts were obtained for healthy subjects' right and left foot respectively; and 120 for patients' affected foot. ERD time-course was calculated and studied. The results showed that simulated MI ERD evidenced similarities in amplitude and temporal occurrence compared to the patients' affected foot MI ERD. It is concluded that it would be possible to use simulated MI to evaluate a BCI with motor recovery purposes before being transferred for clinical use.

Keywords— brain computer interface, event-related synchronization, motor intention, stroke.

Resumen— Una interfaz cerebro computadora (BCI, por brain computer interface) con fines de recuperación motora utiliza las características de la señal de electroencefalografía (EEG) que se manifiestan cuando el paciente realiza una tarea de intención motora (IM), la cual consiste en la realización de un movimiento residual con el miembro afectado por la discapacidad. La IM se observa como una disminución respecto del reposo de la potencia en los ritmos sensoriomotores del EEG, que se conoce como Desincronización Relacionada a Evento (ERD, por event-related desynchronization). El presente trabajo caracterizó la evolución temporal de la ERD en sujetos sanos que simulan la IM de miembro inferior y la comparó con la de pacientes post accidente cerebro vascular; a fin de explorar similitudes y diferencias entre éstas, y analizar la posibilidad de utilizar la IM simulada en la evaluación preliminar de una BCI con fines de recuperación motora de miembro inferior. Se procesaron las señales de EEG de seis sujetos sanos y cuatro pacientes con secuelas motoras. Para los sujetos sanos se obtuvieron 180 intentos motores del pie derecho e izquierdo respectivamente; y 120 del pie afectado de los pacientes. Se calculó y estudió la evolución temporal de la ERD. Los resultados evidenciaron que la ERD de la IM simulada presenta similitudes en amplitud y ocurrencia temporal al compararla con la ERD de la IM del pie afectado de los pacientes. Se concluye que sería posible utilizar la IM simulada para evaluar una BCI con fines de recuperación motora antes de ser transferida para su uso en el ámbito clínico.

Palabras clave— interfaz cerebro computadora, intención motora, accidente cerebro vascular.

I. INTRODUCCIÓN

Lesiones cerebrales como los accidentes cerebro vasculares (ACV), enfermedades neurodegenerativas como esclerosis múltiple, lesiones de la médula espinal, entre otras, son la principal causa de secuelas motoras tales como parálisis o parestias, que pueden afectar el miembro inferior del cuerpo causando dificultades en la marcha. Algunas terapias de rehabilitación para estos pacientes están enfocadas en la mejora de la función motora del pie afectado a través de promover la plasticidad neuronal. Las terapias basadas en una interfaz cerebro computadora (BCI, por sus siglas en inglés *brain computer interface*) intentan promover la plasticidad neuronal para la recuperación motora de pacientes con secuelas neurológicas y son actualmente un campo de investigación en crecimiento [1].

Una BCI es un sistema que registra la señal eléctrica que refleja la actividad de la superficie cortical cerebral, extrae sus características, y las convierte en una señal de comando para controlar un dispositivo que proporciona

realimentación, cerrando así el lazo entre el usuario y el actuador [2].

Una BCI con fines de recuperación motora se propone identificar las características de la señal de EEG que se manifiestan cuando el paciente realiza una tarea de intención motora (IM). Esta tarea consiste en la realización de un movimiento residual con el miembro afectado por la discapacidad. La IM se evidencia como cambios en los ritmos sensoriomotores del EEG, los cuales corresponden a los ritmos μ (8 a 12 Hz) y β (13 a 30 Hz) de dicha señal, y provienen de la actividad registrada en la corteza sensoriomotora [1]. Estos cambios se manifiestan como una disminución de la potencia de la señal de EEG respecto del reposo, y se conoce como desincronización relacionada al evento (ERD, por sus siglas en inglés *event related desynchronization*) [3].

En el desarrollo de una BCI basada en IM con fines de rehabilitación es necesario una etapa de evaluación preliminar en sujetos sanos antes de ser utilizada en pacientes. Para ello, los sujetos sanos simulan la IM de los

pacientes. Entonces surge la necesidad de establecer similitudes y diferencias entre la ERD de la IM simulada y la IM de los pacientes.

La ERD ha sido identificada en pacientes que presentan daño en la corteza cerebral debido a, por ejemplo, un ACV [4][5][6] o esclerosis múltiple [7]. Existen reportes recientes de análisis frecuenciales de la ERD relacionada a la IM del miembro superior afectado por la discapacidad [5][8]. Asimismo, los resultados del análisis frecuencial de la ERD en miembro inferior se han focalizado en describir la IM de dorsiflexión del pie, dado que los pacientes con secuelas motoras por ACV presentan dificultades en la marcha debido al síndrome del pie caído[6].

Las características frecuenciales de la ERD relacionada a la IM son necesarias en una BCI con fines de recuperación motora, pero, para la aplicación de la misma en una terapia de rehabilitación, es relevante conocer también su comportamiento temporal. En una terapia el paciente realiza una tarea motora en respuesta a una consigna, durante la cual la BCI intenta identificar la ERD relacionada a dicha tarea. De este modo, determinar la adecuada duración de la tarea para identificar la ERD es un parámetro a tener en cuenta en el diseño de la BCI. Se han encontrado análisis sobre la evolución temporal de la ERD durante la ejecución e imaginación de movimiento en miembro inferior en sujetos sanos [9][10]. Así también, algunas investigaciones han caracterizado la evolución temporal de la ERD para la IM de miembro superior en pacientes post ACV [4]. Sin embargo, no se han encontrado estudios que aborden este análisis en la IM del miembro inferior de pacientes post ACV.

El presente trabajo se propuso caracterizar temporalmente la ERD de la IM de dorsiflexión de miembro inferior de sujetos con secuelas por accidente cerebro vascular y la IM simulada de sujetos sanos; a fin de explorar similitudes y diferencias entre éstas, y analizar la posibilidad de utilizar la IM simulada en la evaluación preliminar de una BCI con fines de recuperación motora de miembro inferior.

II. MATERIALES Y MÉTODOS

A continuación, se describe la metodología utilizada para el procesamiento de la señal de EEG para caracterizar temporalmente la ERD, como así también las condiciones bajo las cuales se realizó el registro de la misma.

A. Registro del EEG.

El registro del EEG se realizó en seis sujetos sanos (edad $31,4 \pm 15,8$) y cuatro pacientes (edad $65,33 \pm 7,46$ años) con secuelas motoras de hemiplejía debido a ACV de estado crónico con más de un año de evolución. Todos los sujetos firmaron el consentimiento informado y el registro se realizó utilizando el protocolo aprobado por el Comité Central de Bioética en la Práctica y en la Investigación Biomédica - Ministerio de salud de la provincia de Entre Ríos, Argentina.

El registro de las señales se realizó con 8 canales de EEG por medio de un sistema constituido por el amplificador g.MOBIIlab+® (Guger Technologies, Austria) con una frecuencia de muestro de 256 Hz, 16 bits de resolución; y el software de la plataforma BCI2000, en la cual fue configurado un filtro notch de 50Hz y luego un pasabanda entre 0,5 y 40Hz. Se utilizaron electrodos pasivos Ag/AgCl (g.LADYbird®) posicionados en base a la versión extendida del sistema 10-20, empleando la gorra g.GAMMAcap (Guger Technologies, Austria). Teniendo en cuenta las zonas corticales de interés para el estudio, se seleccionaron las

posiciones C3, C4, T7, T8, Pz, F3, F4 y Cz. Los electrodos de tierra y referencia se colocaron en el mastoides derecho e izquierdo respectivamente.

En la Fig. 1 se muestra el diagrama temporal del protocolo utilizado para la adquisición de estas señales, el cual consistió en la realización de la tarea de IM de dorsiflexión de un pie en respuesta a una consigna visual. Cada sujeto se ubicó en posición cómoda frente a un monitor y se le indicó que se relajara, observara la pantalla y evitara pestañear. Los registros consistieron en una única sesión de 20 minutos aproximadamente, divididas en 3 corridas con pausas de descanso de 1 a 2 minutos. Cada corrida incluyó la realización de 2 tareas diferentes que consistían en la IM de dorsiflexión del pie derecho o del pie izquierdo en respuesta a una consigna visual en el centro de la pantalla y durante el tiempo correspondiente a la presentación de la misma. Las tareas tuvieron una duración de 2,5 segundos y se repitieron 10 veces cada una de forma aleatoria durante cada corrida, separadas por un intervalo variable entre 3 y 4 segundos. Durante estos intervalos se presentó una pantalla blanca y se indicó a los sujetos no realizar ninguna tarea e intentar relajarse.

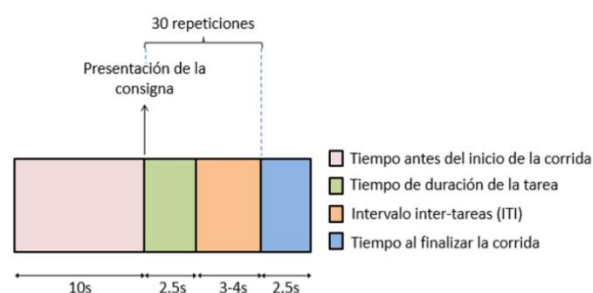


Fig. 1: Protocolo para el registro del EEG: secuencia temporal de una corrida. El tiempo de la consigna, corresponde al de la tarea de IM o descanso.

B. Pre-procesamiento.

Las señales fueron preparadas para su posterior análisis utilizando el entorno de procesamiento de señales de código abierto EEGLAB.

Para poder obtener la información en la banda de frecuencias del ritmo mu y beta, las señales de EEG se filtraron con un filtro pasa-banda entre 7 y 40 Hz. Para mejorar la relación señal-ruido de las señales de EEG y eliminar artefactos se aplicó un filtrado espacial de referencia de media común.

A partir de la señal filtrada se extrajeron las épocas que corresponden a las tareas de intención de movimiento del pie derecho e izquierdo, tomando como ventana de tiempo 2,5 segundos antes y 2,5 segundos después de la consigna. Se obtuvieron 60 épocas por sujeto, de las cuales 30 correspondían a las IM del pie derecho y 30 a las del pie izquierdo.

En total, se obtuvieron 180 épocas para el pie derecho e izquierdo respectivamente para los 6 sujetos sin secuelas, y 120 épocas correspondientes al miembro afectado por la hemiparesia de los 4 pacientes. Se realizó una inspección visual de cada época, con el fin de eliminar aquellas que contenían ruido y otros artefactos. Se eliminaron 23 épocas para el pie derecho y 21 épocas para el pie izquierdo en el caso de los sujetos sin secuelas, y se eliminaron 25 épocas en el caso de los pacientes. Por lo tanto, resultaron seleccionadas para los sujetos sanos, 157 épocas para el pie

derecho y 159 para el pie izquierdo; mientras que para los pacientes fueron 95 épocas correspondientes al pie parético.

C. Cálculo de la ERD%

Se realizó el cálculo de la ERD% a partir de las épocas seleccionadas para cada pie.

La ERD% se define como un porcentaje de la potencia de la señal en relación a un intervalo de referencia, que usualmente comprende algunos segundos antes del inicio del evento y corresponde al estado de reposo [3]. La ERD% se calculó tomando como intervalo de referencia el período de un segundo inmediatamente anterior al inicio de la consigna que corresponde al descanso. La ERD% fue calculada de la siguiente forma [3]:

$$ERD\%_j = \left(\frac{M_j - Ref}{Ref} \right) * 100 \quad (1)$$

donde M_j es la j -ésima muestra de la señal y Ref es el promedio de las muestras en el intervalo de referencia.

El procesamiento se realizó en Matlab siguiendo el enfoque dado por [3] a través de los siguientes pasos: (1) filtrado pasa-banda de las épocas para el ritmo mu y el ritmo beta en sus correspondientes rangos de frecuencia, (2) remoción de la media, (3) cálculo del cuadrado de la amplitud de las muestras, (4) promedio de 12 muestras consecutivas. El procesamiento antes explicado se realizó por canal. De los canales registrados, se seleccionó el canal Cz debido a que el mismo corresponde a la posición en la corteza motora en la que se considera representado el pie[3]. El vector de ERD% se obtuvo para cada sujeto y se calculó para las bandas del ritmo mu y la del ritmo beta dividida en bajo (13-20 Hz) y alto (20-30 Hz). De este modo se obtuvo para cada sujeto un vector de 106 muestras. Posteriormente se realizó el promedio muestra a muestra de la ERD% de los sujetos sin secuelas discriminando entre IM de pie derecho e izquierdo, obteniendo así un vector promedio de ERD%. De la misma manera se obtuvo el vector promedio de ERD% en el caso de los pacientes.

Se graficaron los vectores promedio de ERD% con el objetivo de observar la evolución temporal del promedio de la ERD% para cada grupo. A partir de estas gráficas se identificó la latencia en el inicio de la ERD (t_{ERD}) definida por [7] como el instante, luego de la consigna, a partir del cual los valores de las muestras del vector promedio de ERD% resultaron negativos y se mantuvieron así hasta el final de la tarea.

III. RESULTADOS

En la Fig. 2 se muestran las evoluciones temporales de las ERD% calculadas para el pie derecho e izquierdo promediadas para todos los sujetos sin secuelas. Durante la tarea de IM, la ERD se evidenció en el ritmo beta para el pie derecho. En el ritmo mu la ERD% se observó negativa a los 0,8 segundos de brindada la consigna de IM y luego de 1,7 segundos su amplitud resultó positiva (Fig. 2(a)). En el caso del pie izquierdo, la ERD se evidenció en los ritmos mu y beta (Fig. 2(b)). La amplitud de la ERD relacionada a la IM del pie derecho varió hasta -17% en el ritmo beta bajo y hasta -40% en el ritmo beta alto. Mientras que, para el pie

izquierdo, la amplitud máxima para los ritmos mu, beta bajo y beta alto fue de -30%, -34% y -39% respectivamente.

TABLA I
LATENCIA DE LA ERD DE SUJETOS SANOS Y PACIENTES POST ACV.

Ritmo	Sujetos sanos		Pacientes
	Pie derecho	Pie izquierdo	Pie parético
	t_{ERD} [s]	t_{ERD} [s]	t_{ERD} [s]
Mu	-	0,8	0,8
Beta bajo	1,5	0,9	1,3
Beta alto	0,3	0,3	1,2

En la Fig. 3 se muestran las curvas temporales de la ERD% promedio calculadas para el pie afectado de los pacientes. La ERD se evidenció en los ritmos mu y beta. Respecto a la amplitud de la ERD, los pacientes evidenciaron variaciones hasta -30% para el ritmo mu y hasta -35% para el ritmo beta.

En la Tabla I se presentan los resultados obtenidos de la t_{ERD} para cada ritmo en estudio, correspondientes a la IM del pie derecho e izquierdo de los sujetos sin secuelas y del pie afectado por la hemiparesia de los pacientes. Respecto a los sujetos sanos, no se identificó t_{ERD} en el ritmo mu debido al comportamiento de la ERD% del pie derecho (Fig. 2 (a)). Se observó mayor t_{ERD} para el pie derecho en el ritmo beta bajo y ninguna variación de éste parámetro en el ritmo beta alto. En relación con la t_{ERD} de los pacientes, se observó que en el ritmo mu fue coincidente con la de los sujetos sanos, mientras que en el ritmo beta alto fue mayor.

IV. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

La realización de este trabajo posibilitó identificar la ERD en la IM simulada de sujetos sanos y en pacientes con hemiparesia en miembro inferior por ACV.

Los resultados encontrados para los sujetos sanos muestran que existen similitudes en el comportamiento temporal de la ERD% entre la IM simulada del pie derecho e izquierdo para el ritmo beta alto, ya que la t_{ERD} resultó la misma. En el ritmo beta bajo la t_{ERD} para la IM simulada del pie derecho fue mayor que la del pie izquierdo. Los resultados se encuentran en el rango de tiempo de 2 s informado en la bibliografía [1] para la ocurrencia de la ERD durante la ejecución de movimiento iniciado a voluntad.

En relación a los valores de amplitud de ERD, éstos resultaron similares para el pie derecho e izquierdo en el ritmo beta alto. En el ritmo beta bajo, la amplitud alcanzó un valor mayor en el pie izquierdo en comparación con el derecho. Estudios realizados por [10] en sujetos sanos informaron, para el ritmo mu y beta, valores máximos de amplitud de ERD correspondientes a la ejecución de movimiento de miembro superior mayores a los observados en el presente trabajo. Estas diferencias de amplitud podrían estar relacionadas con la tarea realizada por los sujetos, dado que en [8] implicó la realización del movimiento en su rango normal y en el presente estudio los sujetos realizaron la IM simulada de dorsiflexión.

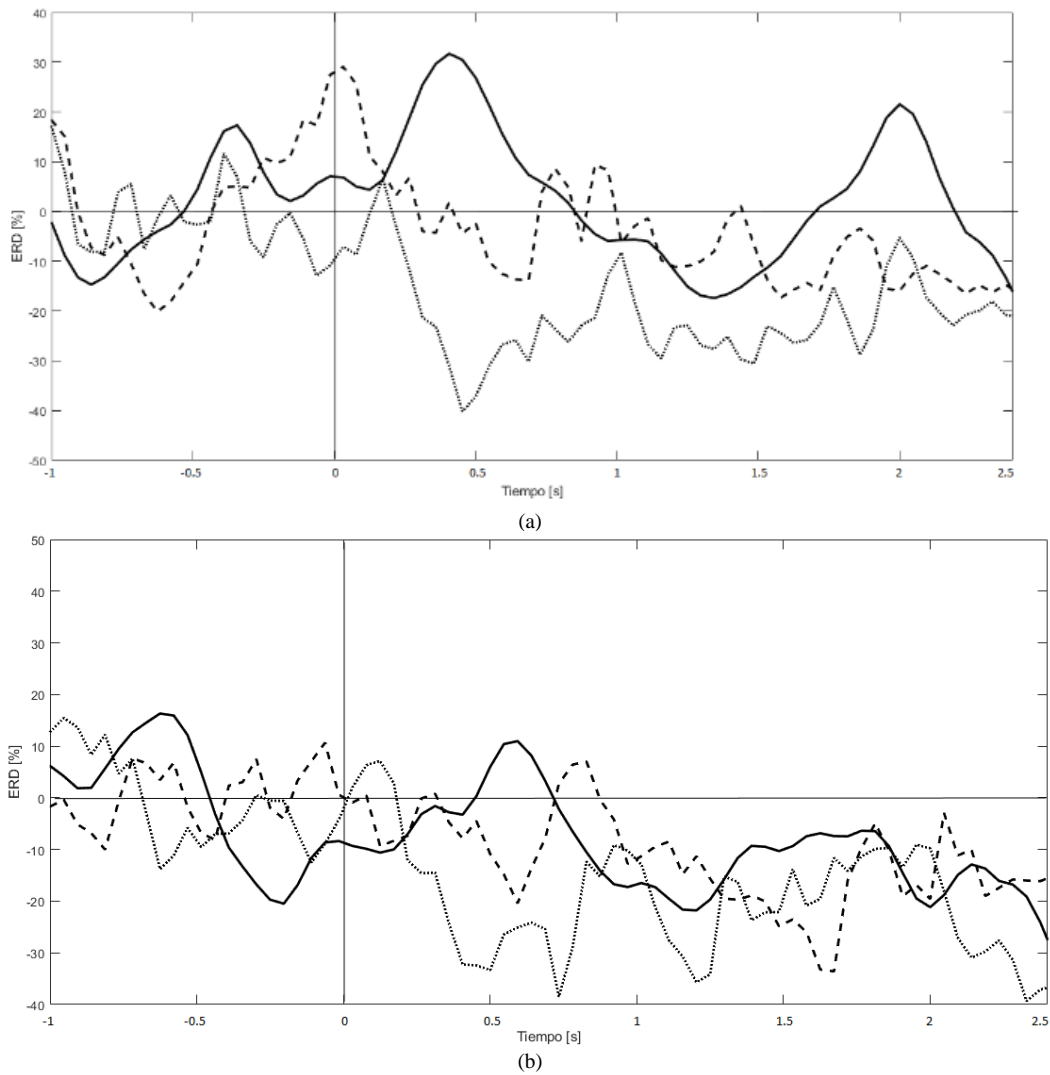


Fig. 2: Curvas temporales ERD% promediadas, obtenidas de la IM de los pies de los sujetos sin secuelas para el canal Cz. La línea vertical corresponde al inicio de la tarea de IM. Se observa la evolución temporal para el ritmo mu (línea continua), el ritmo beta bajo (línea discontinua) y alto (línea de puntos). (a) Pie derecho. (b) Pie izquierdo.

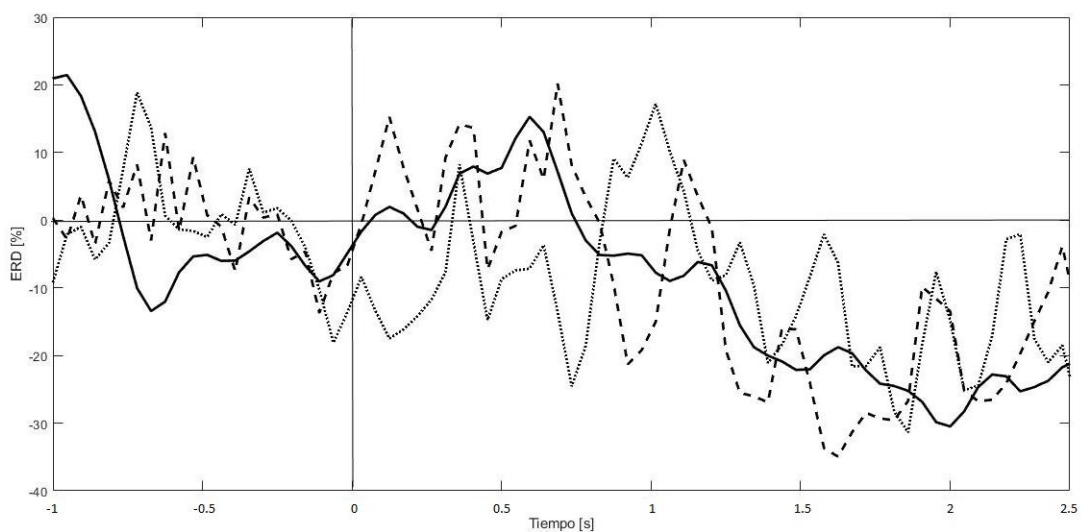


Fig. 3: Curvas temporales ERD% promediadas, obtenidas de la IM del pie afectado por la hemiparesia de los pacientes para el canal Cz. La línea vertical corresponde al inicio de la tarea de IM. Se observa la evolución temporal para el ritmo mu (línea continua), el ritmo beta bajo (línea discontinua) y alto (línea de puntos).

Por otro lado, en el ritmo μ , el hecho de no haber identificado t_{ERD} en la ERD% del pie derecho podría explicarse teniendo en cuenta que la misma es el resultado del promedio de todos los sujetos. En este sentido, este resultado podría haber sido afectado por uno o más voluntarios que no lograron modular la amplitud del ritmo μ durante la IM. Este comportamiento estaría en concordancia con lo mencionado por [11], quienes explican que la modulación de los ritmos sensoriomotores necesita del entrenamiento del voluntario y se ve influenciada por la cantidad de sesiones realizadas y la realimentación recibida.

En el caso de los pacientes, los resultados muestran que la ERD pudo ser observada en el canal Cz, al igual que [6] lo reportó en el análisis frecuencial de la IM de miembro inferior de pacientes con hemiparesia de estado crónico debido a ACV. Además, se observó que la t_{ERD} posee un mayor retardo en el ritmo beta en comparación con los sujetos sanos, el mismo podría estar relacionado con un daño en la corteza motora que presentan estos pacientes. Resultados similares fueron encontrados en pacientes con daño en la corteza cerebral debido a esclerosis múltiple [7].

La ERD pudo ser identificada en los pacientes y en los sujetos sanos dentro de los 2,5 segundos posteriores a la presentación de la consigna de IM. Este resultado podría ser utilizado en el diseño de una BCI con fines de recuperación motora, para sugerir un intervalo de duración de la tarea de IM. También se observó que la amplitud de la ERD para los ritmos μ y beta alcanzaron valores máximos similares para los pacientes y los sujetos sanos. De este modo sería posible utilizar la IM simulada de sujetos sanos para evaluar preliminarmente una BCI.

Finalmente, en este trabajo se logró describir la evolución temporal de la ERD correspondiente a la IM simulada de miembro inferior en sujetos sanos, así también la correspondiente a los sujetos con secuelas motoras por ACV. Un tamaño de las muestras en cada grupo mayor sería necesario para poder realizar un análisis estadístico, pero los resultados indican que es posible simular la IM de dorsiflexión del pie y podría ser utilizada en la evaluación preliminar de una BCI con fines de recuperación motora.

AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen a la Fundación Rosarina de Neuro-rehabilitación por su colaboración en la selección y asistencia de los pacientes que participaron en el estudio.

REFERENCIAS

- [1] G. Pfurtscheller and D. J. McFarland, "BCIs that use sensorimotor rhythms," in *Brain-computer interfaces: Principles and Practice*, Oxford University Press, 2012, pp. 227–240.
- [2] C. Brunner *et al.*, "BNCI Horizon 2020: towards a roadmap for the BCI community," *Brain-Computer Interfaces*, no. June, pp. 1–10, 2015.
- [3] G. Pfurtscheller and F. H. Lopes da Silva, "Event-related EEG / MEG synchronization and desynchronization: basic principles," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 110, pp. 1842–1857, 1999.
- [4] M. Steogonpień, J. Conradi, G. Waterstraat, F. U. Hohlefeld, G. Curio, and V. V. Nikulin, "Event-related desynchronization of sensorimotor EEG rhythms in hemiparetic patients with acute stroke," *Neurosci. Lett.*, vol. 488, no. 1, pp. 17–21, 2011.
- [5] C. B. Tabernig, L. C. Carrere, C. A. Lopez, and C. Ballario, "EEG Event-Related Desynchronization of patients with stroke during motor imagery of hand movement," *J. Phys. Conf. Ser.*, vol. 705, no. 1, 2016.
- [6] P. I. Rostagno, M. Weiss, L. C. Carrere, L. G. Escher, and C. C. Tabernig, "Desynchronization related to the motor attempt of patients with hemiplegia: case studies, with and without visual feedback," vol. 22, no. October, pp. 13–18, 2018.
- [7] L. Leocani *et al.*, "Movement preparation is affected by tissue damage in multiple sclerosis: Evidence from EEG event-related desynchronization," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 116, no. 7, pp. 1515–1519, 2005.
- [8] F. Pichiorri *et al.*, "Sensorimotor rhythm-based brain-computer interface training: The impact on motor cortical responsiveness," *J. Neural Eng.*, vol. 8, no. 2, 2011.
- [9] M. Tariq, L. Uhlenberg, P. Trivailo, K. S. Munir, and M. Simic, "Mu-beta rhythm ERD/ERS quantification for foot motor execution and imagery tasks in BCI applications," *8th IEEE Int. Conf. Cogn. Infocommunications, CogInfoCom 2017 - Proc.*, vol. 2018-Janua, no. CogInfoCom, pp. 91–96, 2018.
- [10] E. Formaggio *et al.*, "Time-Frequency Modulation of ERD and EEG Coherence in Robot-Assisted Hand Performance," *Brain Topogr.*, vol. 28, no. 2, pp. 352–363, 2014.
- [11] M. Witte and G. M. D. O. Wood, "Learning to modulate one's own brain activity: The effect of spontaneous mental strategies Learning to modulate one's own brain activity: the effect of spontaneous mental strategies," no. June 2016, 2013.