



Universidad
Politécnica
de Cartagena

25
Aniversario UPCT
1998-2023

Sociedad Española de
INGENIERÍA BIOMÉDICA



Tecnología
Sanitaria



Co-funded by the
European Union

Región de Murcia



f SéNeCa(+)

Agencia de Ciencia y Tecnología
Región de Murcia

22 - 24 NOVIEMBRE 2023 | CARTAGENA



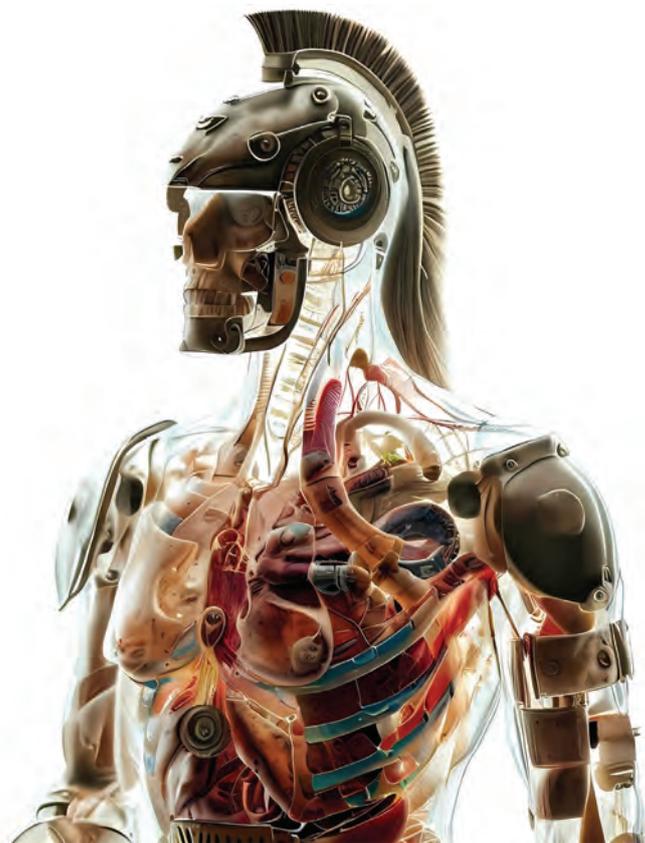
CASEIB 2023 XLI

Congreso Anual de la Sociedad Española de

Ingeniería Biomédica

Contribuyendo a la salud basada en valor

LIBRO DE ACTAS



AITADIS



FF

Fundación para la Formación
e Investigación Sanitarias
de la Región de Murcia



FABLAB

UPCT

Industriales

Industriales

Cartagena

renfe

renfe

renfe

CONGRESO (EXPEDIENTE 22193/OC/23) FINANCIADO POR LA CONSEJERÍA DE MEDIO AMBIENTE, MAR MENOR, UNIVERSIDADES E INVESTIGACIÓN, A TRAVÉS DE LA FUNDACIÓN SÉNECA-AGENCIA DE CIENCIA Y TECNOLOGÍA DE LA REGIÓN DE MURCIA CON CARGO AL PROGRAMA REGIONAL DE MOVILIDAD, COLABORACIÓN E INTERCAMBIO DE CONOCIMIENTO "JIMÉNEZ DE LA ESPADA"

Los trabajos incluidos en esta publicación han sido evaluados por el Comité Científico que en ella se relaciona y según el procedimiento que se recoge en www.caseib.es/2023/

Presidente del Comité Organizador:

Joaquín Roca González

Secretaria del Comité Organizador:

Dolores Ojados González

Editores:

Joaquín Roca González

Dolores Ojados González

Juan Suardiaz Muro

Maquetación:

Lucía Martínez Abellán

Marta García Fuentes

Diseño de portada:

Lucía Martínez Abellán

ISBN: 978-84-17853-76-1

Cita bibliográfica:

Roca González, J., Ojados González, D. y Suardiaz Muro, J. Eds. CASEIB 2023. Libro de Actas del XLI Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica. Cartagena: Universidad Politécnica de Cartagena, 2023. 743 p. ISBN: 978-84-17853-76-1.



Libro de Actas del XLI Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica Se distribuye bajo una licencia de Creative Commons Reconocimiento-NoComercial-SinObraDerivada 4.0 Internacional.

Sesión Neurotecnologías (I)

Presentación Oral

8:30 - 10:00

Aula Sebastián Ferignan

Moderan: Mario Ortiz García y Roberto Hornero Sánchez

Metodología de análisis de la actividad cerebral en pacientes con ictus en fase de rehabilitación	377
Análisis de señales EEG en movimientos de flexión plantar y dorsal mediante el empleo de un exoesqueleto de bajo coste para la caracterización de la acción motora.	381
Aplicación de modelo de Deep Learning IFNet en decodificación de imaginación motora del pedaleo para señales EEG	385
Evaluación de una interfaz cerebro-ordenador basada en potenciales relacionados con eventos para la detección de estímulos visuales en una tarea de vigilancia	389
Propuesta de BCI basado en RSVP con número reducido de estímulos usando el modo de escritura T9	393
Evaluación del Impacto del Aprendizaje Auto-Supervisado en la Precisión de Interfaces Cerebro-Ordenador basadas en Imaginación Motora	397

Sesión Impresión 3D

Presentación Oral

8:30 - 10:00

Aula PB3

Moderan: Lola Ojados González y Dolores Parras Burgos

Metodología de planificación, diseño y fabricación de modelos anatómicos y guías quirúrgicas a medida mediante impresión 3D en caso de hemipelvectomía por osteosarcoma	402
3D printed implant structure for breast reconstruction and systematic drug delivery for preventing the reoccurrence of cancer	406
Simulador de bronoscopias mediante fabricación aditiva para la exploración médica personalizada	410
Obtención de modelos 3D de nuevos prototipos de hisopos nasofaríngeos mediante la tecnología de impresión 3D en materiales biocompatibles	414
Adaptación de pieza para tubos de respirador - tubuladora segura para la ventilación no invasiva	418
Asiento o lecho de posición infantil personalizado mediante técnicas de escaneado 3D y fabricación aditiva	422

Análisis de señales EEG en movimientos de flexión plantar y dorsal mediante el empleo de un exoesqueleto de bajo coste para la caracterización de la acción motora

C. Polo-Hortigüela^{1,2}, J.V. Juan^{1,2,3}, M. Ortiz^{1,2}, E. Iáñez^{1,2}, J.M Azorín^{1,2,4}

¹ Brain-Machine Interface Systems Lab, Universidad Miguel Hernández de Elche, Elche, España
{cpolo,javier.juanp,mortiz,eianez,jm.azorin}@umh.es

² Instituto de Investigación en Ingeniería de Elche-I3E, Universidad Miguel Hernández de Elche, Elche, España

³ Center for Clinical Neuroscience Hospital Los Madroños, Hospital Los Madroños, Brunete, España

⁴ ValGRAI: Valencian Graduated School and Research Network of Artificial Intelligence, España

Resumen

Entre las técnicas de neurorrehabilitación que se emplean actualmente se encuentra la aplicación conjunta de una interfaz cerebro-máquina (BMI, del inglés Brain-Machine Interface) y un dispositivo robótico como es el caso de un exoesqueleto. La interfaz cerebro-máquina involucra la adquisición y decodificación de señales electroencefalográficas (EEG) con el fin de generar comandos de control. Los patrones cerebrales, en este caso, vienen asociados a la tarea mental de imaginación del movimiento sin ejecutarlo. Esto último se conoce como el paradigma de imaginación motora (MI, del inglés Motor Imagery). Durante la ejecución del movimiento se generan potenciales asociados a la acción motora. Para poder lograr un óptimo algoritmo de control de la activación y desactivación del exoesqueleto se debe caracterizar la acción motora frente a la imaginación motora. Por ello, en este trabajo se plantea una primera caracterización de la acción motora mediante el estudio de la señal EEG asociada a movimientos de flexión dorsal y flexión plantar de la articulación del tobillo. Las señales EEG se han obtenido a partir de dos pruebas realizadas a dos sujetos sanos empleando un exoesqueleto de bajo coste. Para llevar a cabo el análisis de dichas señales se ha empleado la transformada en frecuencia-tiempo de Stockwell. Sin embargo, no se han hallado diferencias significativas entre las señales de ambos movimientos, pero sí ha supuesto el punto de partida para varias líneas de investigación futuras.

1. Introducción

Los accidentes cerebrovasculares o las lesiones de médula espinal son dos de los principales agentes causantes de la pérdida de funcionalidad motora reduciendo así la capacidad en la ejecución de movimientos como puede ser la marcha humana. Actualmente, entre las terapias empleadas en la neurorrehabilitación de este tipo de enfermedades se incluye un sistema conformado por una interfaz cerebro-máquina no invasiva y un exoesqueleto enfocado en la región anatómica que se pretende rehabilitar [1]. Se ha demostrado que este tipo de técnicas tiene un efecto positivo en la mejora de la neuroplasticidad [2].

Los exoesqueletos son dispositivos robóticos que permiten la asistencia en el movimiento de una determinada articulación. Una de las problemáticas de estos dispositivos es su elevado coste [3], por ello en este estudio se emplea un dispositivo de bajo coste el cual no puede ser mostrado ya que se encuentra bajo proceso de patente. Este

dispositivo ha sido conformado para la rehabilitación de tobillo ya que es una articulación fundamental en la marcha humana durante los movimientos de flexión plantar y flexión dorsal. El movimiento de flexión plantar supone el descenso del pie con un rango máximo de 45°. La flexión dorsal es el movimiento contrario de elevación reduciéndose el rango de movimiento a 20° [4].

Una interfaz cerebro-máquina registra y procesa señales EEG para evaluar la activación de conjuntos neuronales en diferentes áreas y ritmos cerebrales. El objetivo principal de esta técnica es generar comandos de control a partir de tareas mentales, siendo la imaginación motora una solución prometedora[5]. Este paradigma implica imaginar el movimiento de una extremidad sin ejecutarlo[6]. Para lograr un control óptimo de los dispositivos es importante caracterizar la acción motora (potencial del movimiento del pie generado por exoesqueleto) y la imaginación motora [7].

En este trabajo se ha realizado un estudio preliminar para caracterizar la acción motora diferenciando la señal EEG en un movimiento de flexión dorsal y flexión plantar. Para ello se ha utilizado un enfoque distinto a los métodos de existentes de extracción de características espaciales [8] por un análisis de transformadas en frecuencia-tiempo [9]. Con esta técnica se pretende decodificar la señal EEG con mayor precisión temporal.

2. Materiales y métodos

2.1. Participantes

En esta prueba han participado dos mujeres (S1 y S2) sin ningún tipo de disfunción motora o neuronal diagnosticada. Los dos sujetos presentan una edad de 26 años. Cabe mencionar que los dos usuarios presentan lateralidad derecha. Los sujetos fueron informados previamente sobre el ensayo a realizar y firmaron el correspondiente consentimiento informado de acuerdo con la declaración de Helsinki. Todos los procedimientos que se llevaron a cabo fueron aprobados por la Oficina de Investigación Responsable de la Universidad Miguel Hernández de Elche (España) con referencia DIS.JAP.01.22.

2.2. Protocolo experimental

El protocolo que se ha definido para la adquisición de señales EEG en bucle abierto tiene como fin ser válido para diseñar un paradigma de control del exoesqueleto de tobillo basado en imaginación motora y máquina de estados. Para ello, se define dos modelos: modelo en estático y modelo en movimiento en combinación con dos tareas mentales, relax e imaginación motora (Figura 1). El exoesqueleto se mantendrá inmóvil a lo largo de todas las repeticiones del modelo en estático a diferencia de su estado en el modelo en movimiento que se encontrará asistiendo al sujeto en la realización de los movimientos de flexión plantar y flexión dorsal.

Al inicio de cada repetición se mantienen 15 segundos en los que el sujeto no está realizando ninguna actividad

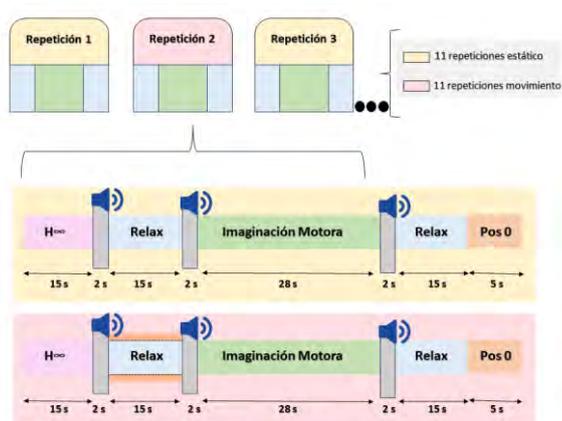


Figura 1. Protocolo experimental: modo estático (color amarillo), modo movimiento (color rosa). Queda resaltado en color naranja el tramo de relax que ha sido analizado en dicho estudio.

mental y que son necesarios para la convergencia del filtro que elimina los artefactos oculares. Después de dicho tiempo se activa durante 2 segundos un indicador auditivo por voz que indica la preparación del estado de “relax”. En esta actividad mental el sujeto debe mantener un estado de relajación y transcurre durante 15 segundos. Una vez finalizado ese tiempo vuelve a activarse el indicador auditivo “imagina” que señala el inicio de la actividad mental de imaginación motora. La imaginación motora que debe realizarse es un movimiento constante de flexión dorsal y flexión plantar del pie dominante. Esta tarea tiene una duración de 28 segundos. Nuevamente, tras este periodo se inicia otros 15 segundos de relax con su correspondiente indicador auditivo. Al finalizar ese último periodo se añaden otros 5 segundos en los que el exoesqueleto vuelve a la posición de inicio con el fin de no terminar la repetición en una postura desfavorable para el sujeto. Este tiempo se ha añadido tanto en el modelo estático como en movimiento para balancear los tiempos de las repeticiones de los dos modelos. En total se realizan 22 repeticiones de los dos modelos.

Previamente a al inicio del ensayo se realiza una calibración de los rangos de movimientos de flexión dorsal y flexión plantar que presenta cada sujeto con el objetivo

de caracterizar las posiciones máximas y mínimas que debe alcanzar el exoesqueleto empleado.

2.3. Material empleado

Para el registro de señales EEG se utiliza el equipo y gorro de electrodos g.Nautilus (g.tec medical engineering GmbH, Austria). El gorro está compuesto por un total de 32 electrodos húmedos no invasivos y 3 acelerómetros. De los 32 electrodos se utilizaron 28 siguiendo el sistema internacional 10-10: AF3, F3, FZ, FC3, FC1, FCZ, C5, C3, C1, CZ, CP3, CP1, CPZ, P3, PZ, PO3, AF4, F4, FC2, FC4, C2, C4, C6, CP2, CP4, P4, POZ, PO4. El electrodo AFZ se utiliza como GND y la referencia se localiza en el lóbulo de la oreja derecha del sujeto. Los cuatro electrodos restantes se utilizan para la captación de señales electrooculográficas (EOG) tales como parpadeos o movimientos oculares. Dicho gorro se comunica con el PC vía inalámbrica mediante un amplificador, que se localiza en la parte posterior del gorro y a su vez está conectado a los electrodos, y un receptor de señales conectado vía USB al mismo.

Para llevar a cabo los movimientos de flexión plantar y flexión dorsal se hace uso de un exoesqueleto de bajo coste que se localiza en el tobillo del sujeto. A grandes rasgos dicho dispositivo consta de un diseño mecánico y una electrónica que permiten la realización de los movimientos mencionados mientras el sujeto se encuentra sentado en una camilla manteniendo las dos piernas en voladizo tal y como se recrea en la Figura 2.

Para conocer la posición del pie del sujeto en cada repetición se ha hecho uso de cuatro unidades de medición inercial (IMUs) de la marca WIT Motion localizadas dos a dos en el eje rotor y en la plantilla del dispositivo. Dichos dispositivos situadas dos a dos en la plantilla del dispositivo y en los ejes. La sincronización de estos tres dispositivos que se han descrito se ha llevado a cabo mediante una arquitectura conformada en la filosofía de BMI desarrollada en Matlab.

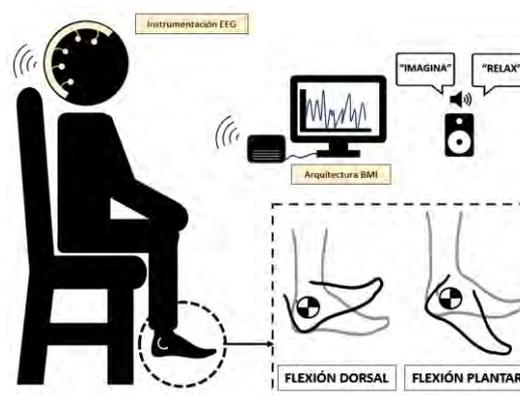


Figura 2. Representación de la posición del sujeto durante la prueba. En el recuadro inferior derecho se indican los movimientos de flexión plantar (FP) y flexión dorsal (FD). En los dos movimientos siempre se vuelve a una posición intermedia que es la resaltada en color gris claro.

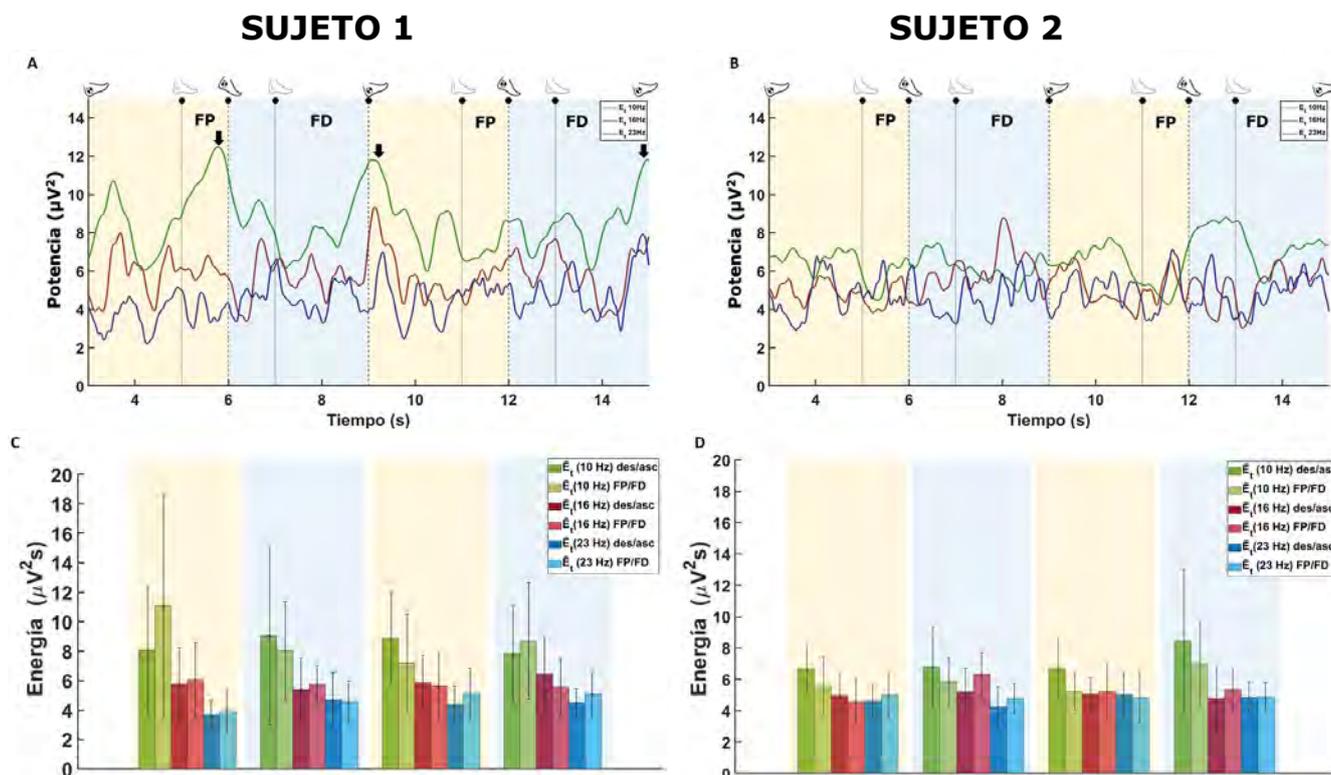


Figura 3. Las figuras 3A y 3B representan las potencias promedio suavizadas de las repeticiones de cada usuario en los tonos centrales de cada banda de estudio. Dichas gráficas están divididas en función de la actividad que está realizando el pie: los tramos azules representan el estado de descenso del pie (des) y los tramos amarillos en los que se encuentra en ascenso (asc). Dentro de dichos tramos encontramos los movimientos propios de flexión plantar (FP) y flexión dorsal (FD). También se indica mediante las verticales punteadas y pie en tono gris claro los instantes en los que el pie alcanza la posición intermedia. Por otro lado, las figuras 3C y 3D representan las energías promedio de cada tramo de las señales suavizadas de la parte superior. Dichas gráficas se encuentran divididas de la misma forma que las anteriores. Los tonos oscuros representan los movimientos anteriores de descenso o ascenso a los movimientos de flexión plantar y flexión dorsal que se representan en tonos claros.

2.4. Procesamiento señal EEG

Las señales EEG y EOG son registradas en la arquitectura a una frecuencia de muestreo de 250 Hz que previamente han sido filtradas mediante un filtro hardware paso banda de 0.5Hz-250Hz. Dicha señal EEG lleva consigo los artefactos de parpadeos y movimientos oculares por lo que es necesario la aplicación del filtro H_∞ [10]. Tras dicho proceso se observa que la señal presenta una componente de baja frecuencia que dificulta el análisis de la misma por lo que se aplica un filtro paso alto de 1Hz que elimina de forma satisfactoria dicha componente.

2.5. Análisis frecuencia-tiempo

El presente estudio se centra el análisis en las señales EEG, concretamente en el electrodo CZ durante la tarea del primer relax en las repeticiones de movimiento. Esto es debido a que es el tramo de señal óptimo para evaluar la acción motora que no lleva implícito ninguna tarea mental.

Para analizar dicha señal en frecuencia-tiempo se hace uso de la transformada de Stockwell [11]. Mediante dicha técnica se obtiene la potencia instantánea para cada una de las bandas. Integrando en las bandas de frecuencia 8-13Hz, 14-19Hz y 20-25Hz se obtiene el espectro marginal asociado a los ritmos alfa y beta de la actividad cerebral. Además, para limitar la oscilación por periodo dominante de cada tono de la potencia instantánea se realiza un suavizado en los tonos centrales de cada banda: 10, 16 y 23

Hz. Una segunda integración del espectro marginal en el tiempo nos permite obtener la energía de la señal promedio. Dicha señal se divide en los tramos de interés de análisis para el presente estudio. Dichos intervalos son los correspondientes a los momentos de ascenso y descenso del pie y dentro de estos, los propios a la flexión plantar y dorsal. Este proceso se realiza para todas las repeticiones de cada usuario, por lo que obtendremos la potencia instantánea y la energía promedio por tramo de todas las repeticiones para cada banda de frecuencia de estudio. A continuación, se procede a realizar un promedio de todas las señales mediante el cual obtendremos la energía promedio por ritmo para todos los registros. Por otro lado, para conocer la desviación típica de los valores de las energías para cada tramo se parte del promedio del suavizado de las energías para todas las repeticiones y para cada banda de frecuencia.

3. Resultados y discusión

La Figura 3A y la Figura 3B representan las potencias promedio instantáneas suavizadas para cada tono central de cada banda y para cada usuario. Si se atiende a la correspondiente para el sujeto 1 se observa que la señal en un tono de 10 Hz tiene un comportamiento creciente en los tramos propios de flexión plantar (FP) y flexión dorsal (FD). Dicha situación es contraria cuando el usuario está realizando los movimientos de retorno a la posición intermedia en los cuales la señal toma un valor decreciente.

Además, se observa que los picos máximos de energía de cada tramo se localizan muy próximos a los puntos en los que se realiza la máxima amplitud dorsal y plantar por el sujeto (flecha negra). En el caso del sujeto 2 también se observa una misma similitud con el sujeto 1 pero en este caso solo ocurre el comportamiento creciente en la flexión plantar. La Figura 3C y la figura 3D representan las energías promedio de cada tramo, así como las desviaciones típicas entre todas las repeticiones de cada usuario. En el caso del sujeto 1 se observa que la señal presenta mayor energía promedio en el tono de 10Hz y que dicha energía disminuye gradualmente a medida que se aumenta el tono de frecuencia. En cuanto a los resultados del sujeto 2 se observa que en el tono de 10Hz se requiere más energía en los movimientos hacia la posición intermedia. Además de esto, se distingue que la flexión dorsal es el movimiento que mayor energía promedio requiere en los tonos de 10Hz y 16Hz. En cuanto a las desviaciones de los valores promedios en el caso de los dos usuarios toman valores mayores en el tono de 10 Hz.

4. Conclusiones

El estudio en cuestión es una investigación inicial que utiliza transformadas frecuencia-tiempo para analizar la acción motora caracterizando los movimientos de flexión dorsal y flexión plantar. Sin embargo, los resultados todavía no son lo suficientemente sólidos para diferenciar de manera definitiva dicha señales. No obstante, puede concluirse que la banda que más información ha aportado para ello ha sido la correspondiente a la banda alfa. Además, en el sujeto 1 existe un comportamiento similar de la onda en los movimientos de ascenso del pie al igual que el sujeto 2 en el movimiento previo a la flexión dorsal. Esto último supone un punto de partida para verificarse en un estudio futuro. También se ha podido distinguir como existen diferencias en los valores de las energías promedio entre los tonos de 10Hz, 16 Hz y 23Hz.

Con el fin de poder mejorar este estudio preliminar será necesario obtener datos para un mayor número de sujetos. Además, se plantea el uso de otras transformadas frecuencia-tiempo. A posteriori será necesario el estudio de los tramos de imaginación motora para comparar si dicho comportamiento también se registra en dichos intervalos y poder así caracterizar dicha acción mental con la acción motora.

Agradecimientos

Esta publicación forma parte del programa "Yo Investigo" en el marco del Plan de Recuperación por la Unión Europea-NextGenerationEU. Está relacionada con el proyecto de investigación PID2021-124111OB-C31, financiado por MCIN/AEI y FEDER. Asimismo, ha recibido apoyo para la formación predoctoral en colaboración con empresas por parte de la Universidad Miguel Hernández de Elche y financiación de la Generalitat Valenciana para llevar a cabo una tesis industrial. La investigación se enfoca en el proyecto "Neurokit" financiado por el Centro Internacional para la Investigación del Envejecimiento de la Fundación de la Comunitat Valenciana (ICAR).

Referencias

- [1] Cramer, S. C. (2008). Repairing the human brain after stroke. II. Restorative therapies. In *Annals of Neurology* (Vol. 63, Issue 5). <https://doi.org/10.1002/ana.21412>
- [2] He, Y., Eguren, D., Azorín, J. M., Grossman, R. G., Luu, T. P., & Contreras-Vidal, J. L. (2018). Brain-machine interfaces for controlling lower-limb powered robotic systems. In *Journal of Neural Engineering* (Vol. 15, Issue 2). <https://doi.org/10.1088/1741-2552/aaa8c0>
- [3] Pinto, D., Garnier, M., Barbas, J., Chang, S. H., Charlifue, S., Field-Fote, E., Furbish, C., Tefertiller, C., Mummidisetty, C. K., Taylor, H., Jayaraman, A., & Heinemann, A. W. (2020). Budget impact analysis of robotic exoskeleton use for locomotor training following spinal cord injury in four SCI Model Systems. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 17(1). <https://doi.org/10.1186/s12984-019-0639-0>
- [4] Calderón Coy, M. V., Coronel Segrera, C. A., & Camargo Casallas, E. (2015). Prototipo de emulación de movimiento humano mediante una plataforma bípeda humanoide. *Revista Tecnura*, 18. <https://doi.org/10.14483/udistrital.jour.tecnura.2014.se1.a16>
- [5] Vasilyev, A., Liburkina, S., Yakovlev, L., Perepelkina, O., & Kaplan, A. (2017). Assessing motor imagery in brain-computer interface training: Psychological and neurophysiological correlates. *Neuropsychologia*, 97. <https://doi.org/10.1016/j.neuropsychologia.2017.02.005>
- [6] Ferrero, L., Quiles, V., Ortiz, M., Iáñez, E., & Azorín, J. M. (2021b). A BMI Based on Motor Imagery and Attention for Commanding a Lower-Limb Robotic Exoskeleton: A Case Study. *Applied Sciences*, 11(9), 4106. <https://doi.org/10.3390/app11094106>
- [7] Maksimenko, V. A., Pavlov, A., Runnova, A. E., Nedaivozov, V., Grubov, V., Koronovslii, A., Pchelintseva, S. V., Pitsik, E., Pisarchik, A. N., & Hramov, A. E. (2018). Nonlinear analysis of brain activity, associated with motor action and motor imaginary in untrained subjects. *Nonlinear Dynamics*, 91(4). <https://doi.org/10.1007/s11071-018-4047-y>
- [8] Ferrero, L., Ortiz, M., Quiles, V., Iáñez, E., & Azorín, J. M. (2021). Improving motor imagery of gait on a brain-computer interface by means of virtual reality: A case of study. *IEEE Access*, 9. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2021.3068929>
- [9] Ortiz, M., Rodríguez-Ugarte, M., Iañez, E., & Azorin, J. M. (2018). Comparison of different EEG signal analysis techniques for an offline lower limb motor imagery brain-computer interface. *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS, 2018-July*. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2018.8512256>
- [10] Kilcarslan, A., Grossman, R. G., & Contreras-Vidal, J. L. (2016). A robust adaptive denoising framework for real-time artifact removal in scalp EEG measurements. *Journal of Neural Engineering*, 13(2). <https://doi.org/10.1088/1741-2560/13/2/026013>
- [11] Stockwell, R. G., Mansinha, L., & Lowe, R. P. (1996). Localization of the complex spectrum: The S transform. *IEEE Transactions on Signal Processing*, 44(4). <https://doi.org/10.1109/78.492555>