



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



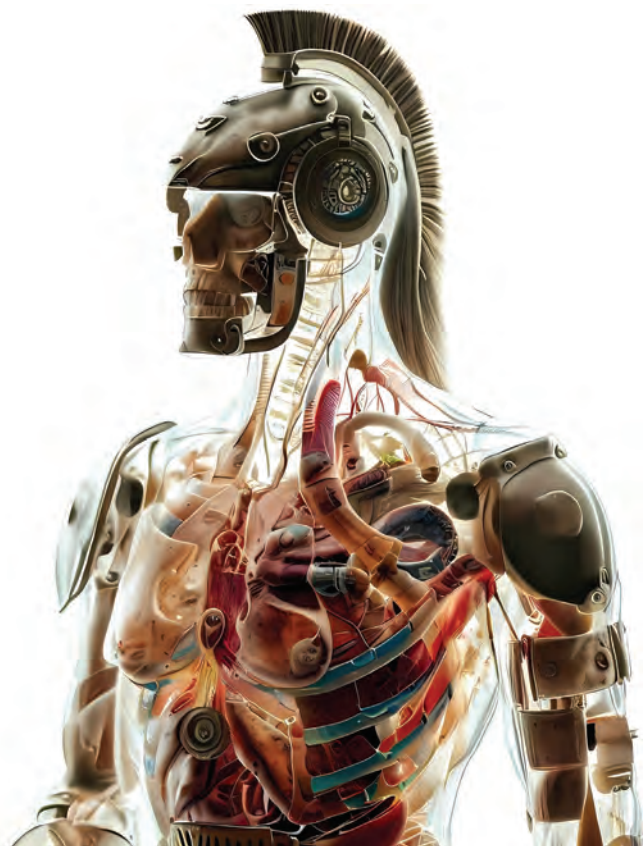
CASEIB 2023 XLI

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



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.

Comparación de múltiples redes neuronales convolucionales para el diagnóstico automático de la degeneración macular asociada a la edad usando retinografías	480
Métodos de ayuda al diagnóstico de glaucoma basado en diferencias de características extraídas de ambos ojos en tomografías de coherencia óptica	484
Monitorización sin contacto en tiempo real: estudio piloto mediante vehículo aéreo no tripulado	488
Análisis del Color, Textura y Temperatura para el Diagnóstico y Clasificación de Hemangiomas Infantiles	492
Concordancia entre especialistas. ¿Cómo podemos saber si tenemos una GT representativa para entrenar una red neuronal? Un estudio centrado en el Carcinoma Basocelular (BCC)	496
Influencia de los sistemas Brain-Computer Interface basados en Neurofeedback en las características de la red cerebral	500
Validación de un protocolo de adquisición de señales electroespino-gráficas en posición decúbito prono	504
Conceptual design of a functional electrical stimulation cycling platform as a rehabilitation therapy for spinal cord injury or stroke	508
An inexpensive arbitrary waveform neurostimulator for the selective activation of neurons in retinal prosthesis	512
Análisis del estrés durante procedimientos quirúrgicos mediante laparoscopia convencional y robótica	516
Diseño e implementación de un modelo basado en inteligencia artificial para estimar el consumo máximo de oxígeno en adultos de mediana edad	520
Clasificación de patologías mediante análisis acústico de la voz	524
Deformación de la presión de las vías respiratorias durante la ventilación mecánica invasiva detectada mediante técnicas de aprendizaje automático supervisado	528
Caracterización de las interacciones complejas en pacientes que pasan con éxito la prueba SBT	532
Aplicación de técnicas de Inteligencia Artificial Explicable para la identificación de factores relacionados con la calidad de sueño en adultos sanos	536
Calibración automática para el pegado de camas en TAC	540
Cardiac Ablation with Electroporation: Numerical Simulations of Contact Force Effects in Lesion Size	

Validación de un protocolo de adquisición de señales electroespino­gráficas en posición decúbito prono

D. I. Gracia^{1,2}, P. Soriano-Segura^{1,2}, M. Ortiz^{1,2}, E. Iáñez^{1,2}, J. M. Azorín^{1,2,3}

¹ Brain-Machine Interface System Lab, Universidad Miguel Hernández de Elche, Elche, España
{dgracia, p.soriano, mortiz, eianez, jm.azorin}@umh.es

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

³ Valencian Graduate School and Research Network of Artificial Intelligence – valgrAI, Valencia, España

Resumen

Las lesiones medulares provocan graves trastornos motores y suponen un importante reto para la sociedad. Para ayudar a las personas con limitaciones motoras, los exoesqueletos robóticos de extremidades inferiores integrados con interfaces neuro-máquina han surgido como una solución prometedora. Se investiga el potencial de combinar datos de la médula espinal con señales electroencefalográficas para proporcionar un control más preciso de los exoesqueletos. En este estudio se valida un protocolo para el registro de la actividad eléctrica de la médula espinal. Este se realiza de forma no invasiva utilizando matrices de electromiografía de superficie de alta densidad posicionadas sobre el plexo braquial y lumbar. El participante realiza registros tanto en reposo como realizando movimientos isotónicos e isométricos de las extremidades inferiores y superiores y de la sección derecha e izquierda. Las señales adquiridas requieren de un proceso de filtrado para eliminar la componente cardíaca presente, realizado a partir del algoritmo de Adaptive Template Substraction. Los resultados obtenidos revelaron una clara diferenciación entre los registros realizados en estado de reposo y aquellos durante la ejecución de movimientos, así como entre los movimientos isotónicos e isométricos. Sin embargo, no se observó una variabilidad distintiva en función de la región registrada por la matriz de electrodos, ni el miembro estudiado.

1. Introducción

La lesión de la médula espinal (LME) es uno de los trastornos motores más significativos causados por daños en el sistema nervioso humano, lo cual resulta en un deterioro físico en la sociedad occidental. Este tipo de alteraciones neurológicas interrumpen las vías sensoriales y motoras, lo cual conduce a una marcha patológica permanente y un deterioro en la capacidad deambulatoria independiente. La rehabilitación física manual a cargo del personal técnico requiere un esfuerzo y tiempo considerables por parte de los terapeutas, siendo frecuentemente la restauración de la función motora variable e incompleta. Con los avances recientes en robótica, los exoesqueletos robóticos de miembro inferior han surgido como una ayuda para la marcha de personas con limitaciones motoras [1].

Aunque la electroencefalografía (EEG) es una opción interesante que se utiliza para incorporar al paciente en el control de exoesqueletos en rehabilitación, su combinación con electromiografía (EMG) también es empleada para mejorar el rendimiento [2]. Siguiendo esta tendencia, este estudio se centra en el potencial de la información transmitida por la médula espinal conocida como electroespino­grafía (ESG), que no solo transmite señales

del cerebro, sino que también puede procesar información de forma independiente [3]. El estudio del procesamiento de señales eferentes por parte de la médula espinal plantea una herramienta novedosa para las interfaces neuro-máquina (NMI), pudiéndose alcanzar una mayor precisión al disponer de más información e interpretaciones sobre la intención del usuario de controlar el exoesqueleto al combinarse con las señales EEG.

La actividad de la médula espinal puede ser estudiada tanto directamente, registrando la actividad neural, o indirectamente, analizando las variaciones del flujo vascular. Tradicionalmente las técnicas de registro eran invasivas y costosas, aunque actualmente se cuentan con opciones no invasivas y de menor coste, como la espectroscopia funcional de infrarrojo cercano (fNIRS) [4] o la electromiografía de superficie de alta densidad (HD-sEMG) [5]. Sin embargo, estos estudios se han enfocado en la caracterización de potenciales evocados.

Sin embargo, huelga recalcar que el registro de las señales ESG es susceptible a la presencia de artefactos causados por la señal electrocardiográfica (ECG) al estar realizándose el registro sobre el tronco del paciente. La componente ECG debe ser eliminada de forma previa al procesamiento de las señales EMG para no comprometer las características extraídas, puesto que ambas señales presentan componentes frecuenciales superpuestas. Generalmente las señales EMG se encuentran dentro de las bandas de 10 a 500 Hz, mientras que las señales ECG alcanza frecuencias de hasta 100 Hz, con valores de amplitud superiores a los de EMG [6]. Esta problemática ha llevado al desarrollo de algoritmos basados en diferentes opciones como los filtros de paso alto, la sustracción de patrones cardíacos, la transformada de Wavelet, los filtros adaptativos o la separación ciega de fuentes.

En el presente estudio, se realizó una validación del protocolo propuesto en [7]. En el cual se propone el registro de las señales ESG mediante EMG de alta densidad (HD-sEMG) de forma no invasiva, mientras el participante realiza registros tanto en reposo como en movimiento con el objetivo de caracterizar los potenciales motores relacionados con la inervación de los miembros inferiores. El protocolo permite la comparación de las señales obtenidas correspondientes a movimientos isotónicos e isométricos de las extremidades inferiores y superiores y de la sección derecha e izquierda.

2. Materiales y métodos

2.1. Participantes

Las pruebas fueron realizadas por una voluntaria sana, de 26 años, sin limitaciones motoras ni problemas de salud conocidos. Se le informó sobre el procedimiento experimental, firmando seguidamente el consentimiento informado. El estudio se realizó de acuerdo con la Declaración de Helsinki de la Asociación Médica Mundial. Los procedimientos fueron aprobados por la Oficina de Investigación Responsable de la Universidad Miguel Hernández de Elche (DIS.JAP.09.21).

2.2. Equipos

La señal ESG fue adquirida utilizando un equipo de HD-sEMG, Sessantaquattro+, y registrada mediante el software de adquisición OTBioLab+ (OT Bioelettronica, Italia) a una frecuencia de muestreo de 2000 Hz. Se emplearon dos matrices compuestas por 32 electrodos de 1 mm de diámetro, dispuestos en una configuración de 4x8, con una distancia de 1 cm entre electrodos. Estas matrices se colocaron estratégicamente para el registro del plexo braquial, tomando como punto de referencia la vértebra T1, y del plexo lumbar, siendo el punto de referencia la vértebra T12. Además, se posicionó un electrodo de referencia sobre la muñeca derecha (Figura 1a y 1b). Antes de su colocación, la zona de aplicación de los electrodos fue preparada mediante la limpieza con gel dermoabrasivo y alcohol etílico.

Asimismo, se utilizaron galgas extensiométricas para registrar el momento inicial de los movimientos isométricos. Las galgas fueron posicionadas dentro del alcance del miembro que se solicitaba mover (Figura 1c). La galga se conectó a una placa ESP32 Dev Module (Espressif Systems, China) que transmitió la información directamente a Matlab con una frecuencia de muestreo de 2000 Hz.

En el caso de los movimientos isométricos, se emplearon IMUs (WIT Motion, China) para caracterizar temporalmente los movimientos realizados. Se colocó una IMU en cada extremidad, a nivel de la palma de la mano y



Figura 1. Posicionamiento del material empleado durante el registro del procedimiento experimental: a) 2 matrices de 32 electrodos para el registro de señales ESG a nivel braquial y lumbar, b) un electrodo de referencia y una IMU fijados en la mano derecha y c) una galga extensiométrica al alcance del pie y una IMU colocada sobre el antepié derecho con las que caracterizar el instante inicial durante la realización de movimientos.

el antepié (Figura 1b y 1c). Cada equipo registró, con una frecuencia de muestreo de 100 Hz, 13 variables: aceleración lineal, velocidad angular, ángulos de Euler y cuaternios por los tres ejes y el campo magnético.

Con el fin de reducir el ruido y las interferencias de la red eléctrica se empleó el dispositivo REOMED I 600 (REO, Alemania).

2.3. Procedimiento experimental

El experimento se estructuró en cuatro etapas distintas. Tanto en la primera etapa como en la última, la participante permaneció en una posición decúbito prono con los ojos abiertos durante dos minutos, con el fin de obtener información sobre el estado basal de las señales registradas.

En la segunda etapa, se solicitó a la participante que realizara movimientos isotónicos, específicamente flexión y extensión de la muñeca o el tobillo, de forma individual para cada uno de los cuatro registros: pierna derecha, pierna izquierda, brazo derecho y brazo izquierdo. Cada registro se dividió en una fase inicial de 15 segundos, durante la cual la persona debía permanecer relajada de manera similar al registro en reposo, seguida de cinco bloques de repeticiones. Cada bloque comenzaba con una señal auditiva de 1 segundo que indicaba al sujeto el inicio de la ventana temporal en la cual debía realizar cinco repeticiones del movimiento requerido a un ritmo libre, teniendo un tiempo máximo de 15 segundos para realizarlas. Al finalizar cada bloque, se otorgaban 10 segundos de descanso antes de iniciar el siguiente bloque de repeticiones. Al comienzo de cada registro, se proporcionaba a la participante una indicación auditiva sobre la actividad a realizar.

En la tercera etapa, se llevó a cabo el registro de movimientos isométricos. Para ello, se instruyó a la participante a ejercer presión con la punta de los dedos de la mano o del pie. Los registros en esta etapa se realizaron de forma equivalente a la etapa anterior, con la única diferencia de que la participante debía realizar dos repeticiones del movimiento en cada bloque, debiendo de mantener la fuerza durante al menos 5 segundos en cada repetición.

2.4. Análisis

En primer lugar, se seleccionaron los 5 segundos centrales de cada bloque de movimiento utilizando para ello las señales registradas en IMUs y galgas. Del mismo modo, se eligieron los 5 segundos centrales de cada etapa de reposo entre cada bloque de movimientos. Para los registros de reposo total, se calculó el valor inicial de las ventanas temporales como el promedio de los valores iniciales en los registros de las series de movimientos isotónicos e isométricos. A pesar de no reflejar la realidad de la actividad realizada, se mantiene la clasificación de instantes en movimiento y en reposo durante los registros en reposo total para poder realizar una comparación con el resto de los registros.

A continuación, a cada señal de 5 segundos se aplicó el siguiente procesamiento. En primer lugar, se aplicó un

filtro Butterworth Notch de segundo orden a 50 Hz para mitigar el ruido generado por la fuente de corriente. Posteriormente, se utilizó un filtro Butterworth paso bajo de sexto orden con una frecuencia de corte de 520 Hz para reducir el ruido de altas frecuencias. La señal resultante se promedió cada 5 muestras y se filtró nuevamente utilizando un filtro Butterworth paso alto de sexto orden con una frecuencia de corte de 10 Hz. Luego se aplicó un algoritmo de detección de picos R. La señal obtenida fue filtrada una vez más con un filtro Butterworth paso alto de sexto orden, esta vez con una frecuencia de corte de 20 Hz. Este filtro no solo eliminó la componente continua y los artefactos de movimiento, sino que también redujo parte de la contribución de la señal ECG. Finalmente, se aplicó el algoritmo de Adaptive Template Substraction [8]. Se seleccionó este algoritmo entre las diferentes opciones por su sencillez y baja frecuencia de corte, alterando mínimamente las propiedades de la señal original. Finalmente, se calcula el espectro frecuencial de la señal filtrada para cada una de las ventanas temporales definidas, promediándose por grupos.

3. Resultados y discusión

El artefacto causado por la componente ECG muestra una amplitud mayor en la matriz lumbar, posiblemente debido a su proximidad al corazón. No obstante, el proceso de desartefactado logró recuperar la señal registrada sin la presencia de la componente ECG, pero sin alterar el resto de las componentes en ambas matrices (Figura 2).

Los espectros calculados para cada ventana temporal se promediaron para las repeticiones de movimiento y relax para cada registro.

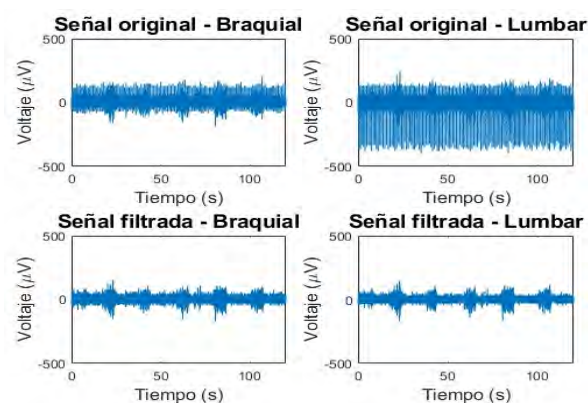


Figura 2. Señales adquiridas en el electrodo 17 de la matriz braquial y lumbar durante el registro donde la participante realizó movimientos isotónicos de pie izquierdo. Se muestra tanto en crudo (arriba) como tras haber sido filtrada la componente ECG (abajo).

Tanto en la matriz braquial (primeras dos filas de la Figura 3) como en la lumbar (últimas dos filas de la Figura 3), destacan las señales provenientes del movimiento de la mano derecha. Estas señales presentan un considerable artefacto de movimiento debido, muy probablemente, al movimiento del electrodo de referencia. Es posible que este movimiento haya causado un contacto inadecuado entre el electrodo y la muñeca, lo que habría resultado en una incorrecta referenciación.

Además, también en ambas matrices se observa que la amplitud de las señales isométricas es mayor que la de las señales isotónicas. El tener que mantener la fuerza durante un período prolongado podría provocar una transmisión de información más intensa o, al menos, más frecuente a través de la médula espinal.

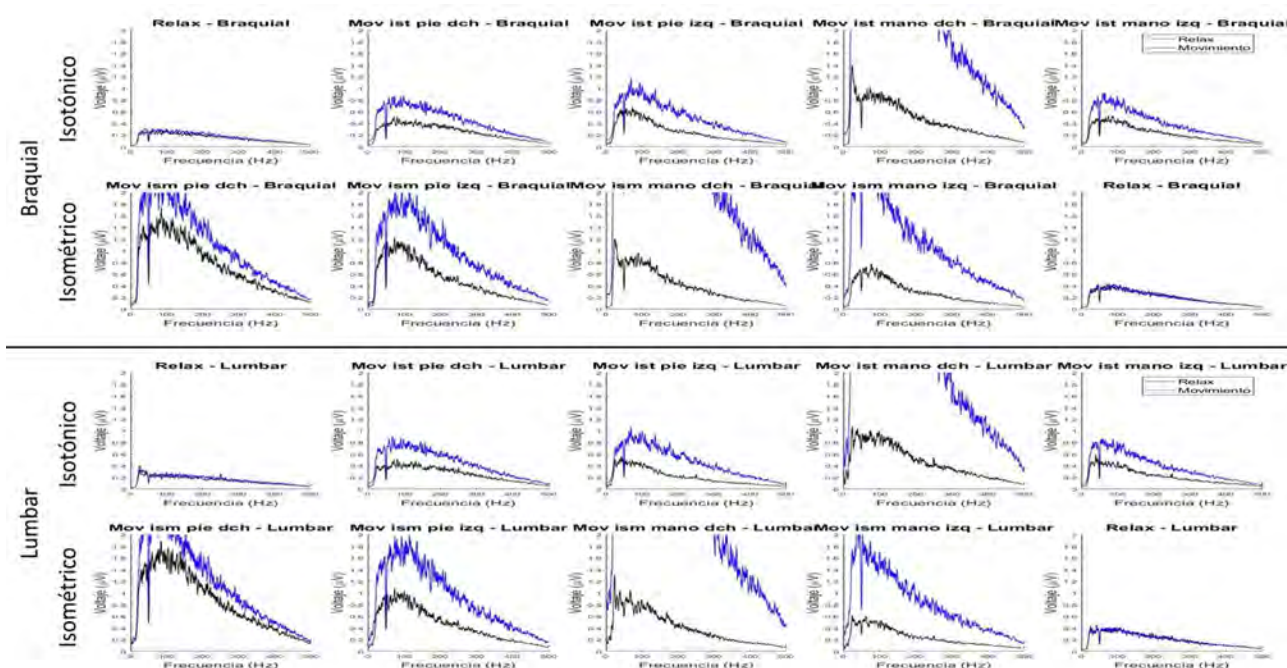


Figura 3. Espectro frecuencial del electrodo 17 de la matriz braquial y lumbar calculado como el promedio de las cinco repeticiones realizadas en cada registro en los estados de descanso y movimiento, teniendo en cuenta los cinco segundos centrales de esa tarea. Las tareas realizadas fueron: descanso mantenido por 2 minutos, tanda de movimientos isotónicos (orden seguido: pie derecho, pie izquierdo, mano derecha y mano izquierda), tanda de movimientos isométricos (orden seguido: pie derecho, pie izquierdo, mano derecha y mano izquierda) y descanso mantenido por 2 minutos.

En cuanto a la comparación entre los registros, se observa que las señales obtenidas durante los dos minutos de reposo muestran una potencia considerablemente menor en comparación con las señales durante las tareas de movimiento o los períodos de descanso entre repeticiones en los demás registros. La mayor potencia en las señales durante los períodos de descanso entre repeticiones puede deberse a que el tiempo de separación entre la realización de los movimientos fue insuficiente, lo que impidió que la participante se relajase por completo. Sin embargo, es importante destacar que, en todos los casos, las señales durante los períodos de descanso entre repeticiones muestran una amplitud menor que las señales durante los movimientos, siendo esta diferenciación más evidente en ciertos casos, como en el registro de movimientos isométricos de la mano izquierda.

Al diseñar el protocolo propuesto, se planteó la hipótesis de que la información transmitida por la médula espinal sería distinguible según si el movimiento era realizado por las extremidades superiores o inferiores, así como según si se realizaba con las extremidades derechas o izquierdas. Sin embargo, esta hipótesis ha sido descartada a raíz de los resultados obtenidos. Resultados similares se obtuvieron en trabajos anteriores [4] donde se emplearon otras técnicas de registro (fNIRS). En ellos se argumenta la conectividad intra y supraespinal, así como las conexiones interespinales del asta dorsal mediante las fibras arcuatas como explicación de los resultados obtenidos [9].

4. Conclusiones

Las pruebas realizadas con el protocolo propuesto han revelado varias problemáticas que deberán abordarse en futuras versiones. Es necesario modificar la posición del electrodo de referencia para evitar la presencia de artefactos de movimiento. Además, se deberá tener en cuenta si la referencia se posiciona en una región cercana a la zona de registro, este electrodo también registrará la componente ECG, por lo que la presencia de este artefacto se verá atenuada en los electrodos de registro. Por lo tanto, en futuros registros se plantea ubicar la referencia sobre la articulación del hombro. Por otra parte, se incrementará el tiempo dedicado al descanso entre repeticiones con el objetivo de lograr que los participantes alcancen condiciones más cercanas al estado basal durante estos períodos. Asimismo, dado que no se han observado diferencias significativas entre la señal adquirida por las matrices empleadas, en futuras pruebas se reemplazará el material utilizado por una única matriz de 64 electrodos con una distancia de 4 mm entre ellos sobre la región lumbar. Se espera que, con una mayor resolución espacial, se pueda realizar una caracterización espacial del flujo de información transmitido por la médula espinal.

No obstante, el protocolo planteado ha permitido obtener señales que son distinguibles entre los registros en reposo y los casos de movimientos isotónicos e isométricos. Sin embargo, sería interesante realizar una caracterización más completa en términos temporales y frecuenciales para asegurar la clasificación precisa de los movimientos realizados.

Por último, debido a que las diferentes tareas realizadas por los miembros superiores e inferiores durante el procedimiento experimental no han generado alteraciones notables en la señal adquirida, se plantea reducir el estudio únicamente al pie derecho (o dominante del participante). Esta reducción permitirá aumentar el número de registros para los nuevos casos (movimientos isotónicos e isométricos), posibilitando incluir diferentes condiciones sin afectar significativamente la duración total de la prueba. De esta manera, se buscará establecer diferentes condiciones más cercanas al objetivo final (neuror rehabilitación de la marcha), pero manteniendo un control de las condiciones para minimizar la presencia de artefactos en la medida de lo posible.

Agradecimientos

Esta publicación es parte del proyecto de I+D+i PID2021-124111OB-C31, financiada por MCIN/AEI/10.13039/501100011033 y por FEDER Una manera de hacer Europa. Este trabajo también cuenta con el apoyo de la Escuela Valenciana de Posgrado e Investigación en Red de Inteligencia Artificial (ValgrAI), Generalitat Valenciana y Unión Europea.

Referencias

- [1] J. L. Pons, *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*. 2008. doi: 10.1002/9780470987667.
- [2] S. Y. Gordleeva et al., “Real-Time EEG-EMG human-machine interface-based control system for a lower-limb exoskeleton,” *IEEE Access*, vol. 8, 2020, doi: 10.1109/ACCESS.2020.2991812
- [3] D. W. Cadotte et al., “Plasticity of the Injured Human Spinal Cord: Insights Revealed by Spinal Cord Functional MRI,” *PLoS ONE*, vol. 7, no. 9, 2012, doi: 10.1371/journal.pone.0045560.
- [4] F. Valenzuela et al., “Non-Invasive Functional Evaluation of the Human Spinal Cord by Assessing the Peri-Spinal Neurovascular Network with near Infrared Spectroscopy,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 29, 2021, doi: 10.1109/TNSRE.2021.3123587.
- [5] R. Koster, “Registration of somatosensory evoked potentials in the lumbar and lower thoracic spine using high-density surface electromyography,” B.S. thesis, Dpto. Ortopedia, THAUS, La Haya, Países Bajos, 2017.
- [6] L. Xu, et al., “Comparative review of the algorithms for removal of electrocardiographic interference from trunk electromyography,” *Sensors (Switzerland)*, vol. 20, no. 17, 2020, doi: 10.3390/s20174890.
- [7] D. I. Gracia et al., “Protocolo de adquisición de señales electroespino gráficas en posición decúbito prono,” *Jornadas Nacionales de Robótica y Bioingeniería 2023*, 2023, pp. 291–296. doi: 10.20868/UPM.book.74896.
- [8] E. Petersen. Cardiac artifact removal toolbox. <https://github.com/e-pet/ecgremoval/releases/tag/1.01>, 2023. Online; recuperado el 26 de junio de 2023.
- [9] W. D. Willis and R. E. Coggeshall, *Sensory Mechanisms of the Spinal Cord*. 2004. doi: 10.1007/978-1-4615-0035-3