

JORNADAS NACIONALES DE ROBÓTICA Y BIOINGENIERÍA 2023



14 al 16 de junio de 2023

E.T.S. Ingenieros Industriales

Universidad Politécnica de Madrid

ISBN: 978-84-09-51892-0

Editores:

- Óscar Reinoso García,
- Eduardo Rocon de Lima,
- Manuel Ferre Pérez,
- Paloma de la Puente Yusty,
- Daniel Galán Vicente,
- Ramón Antonio Suárez Fernández, y
- Francisco Javier Badesa Clemente.

S. López, P. Marqués, J. Marín, C. del Olmo, S. Fornas, A. Solis, J. Echagüe, J.V. Martí, R. Marín, P.J. Sanz

Validación experimental del Robot Hexápodo Híbrido R3HC.	217
<i>F. Gómez-Bravo, A. Garrocho, S. Rua, P. Villadóniga, G. Carbone, R. Jiménez-Naharr, R. López de Ahumada</i>	

Bioingeniería

Reconocimiento de actividades humanas aplicando modelos de Aprendizaje Profundo.	223
<i>C. Sánchez-Girón, E. Zalama, J. Gómez-García-Bermejo, J. Duque-Domingo</i>	
Mejora en la clasificación de actividades mediante redes de convolución y CVV-SV.	231
<i>J. Duque-Domingo, R. Gómez-Ramos, E. Zalama, J. Gómez-García-Bermejo</i>	
Biomarcador diagnóstico no invasivo para la enfermedad de Alzheimer y demencia frontotemporal basado en inteligencia artificial y movimiento ocular.	239
<i>A. Calvo Córdoba, C. E. García Cena, C. Lage c, P. Sánchez Juan</i>	
Diseño de sensores de fuerza basados en Velostat para medida de la presión plantar.	245
<i>J.C. Martínez-Sánchez, G. Delgado-Oleas, J. Lora-Millan, E. Rocon</i>	
Desarrollo de un exotraje basado en SMA para pacientes pediátricos.	251
<i>P. Mansilla Navarro, D. Copaci, J. Arias Guadalupe, D. Blanco</i>	
Desarrollo de un prototipo de exo-traje para la rehabilitación de miembro superior.	259
<i>C. A. Jara, S. Arias, B.D. Bolaños, A. Barrientos, A. Úbeda</i>	
Análisis de simulación del proceso de interacción física entre cuerpo humano y exoesqueleto basado en el software Opensim.	267
<i>K.X. Zhang, F.J. Badesa, A. San Juan, E. Navarro, M. Ferre</i>	
Diseño conceptual de un robot de rehabilitación de la marcha pseudoestacionario.	273
<i>J. Ramos, F. González, J.S. Lora, J.A. Castaño, S. Borromeo, R. Nieto, P. Fernández, J.M. Font, J.C. Moreno, A.J. del Ama</i>	
Medición del impacto de las vibraciones en usuarios de silla de ruedas	279
<i>N. Perez, A. Mancisidor, I. Cabanes, P. Vermander</i>	
Impacto de las terapias de rehabilitación asistidas por robot en pacientes con alteraciones motoras graves.	285
<i>Y. Vales, J.M. Catalán, J.V. García-Pérez, A. Blanco-Ivorra, R. Martín-Batanero, N. García-Aracil</i>	
Protocolo de adquisición de señales electroespino-gráficas en posición decúbito prono	291
<i>D.I. Gracia, P. Soriano-Segura, L. Ferrero, M. Ortiz, E. Iañez, J.M. Azorín</i>	
Estrategia de estimulación transcraneal por corriente directa para tratamiento de la obesidad.	297
<i>D.I. Gracia, M. Ortiz, E. Iañez, M. Herranz-Lopez, V. Micol, J.M. Azorín</i>	
La arquitectura tolerante a fallos del ventilador mecánico Andalucía Respira.	303
<i>M. Rollon, V.F. Muñoz, I. García-Morales, M. Mengual-Mesa, V. Muñoz, A. Galán-Cuenca</i>	



Jornadas de Robótica y Bioingeniería

Sesion: <P>

Protocolo de adquisición de señales electrospinográficas en posición decúbito prono

Gracia, D. I.^{a,b,*}, Soriano-Segura, P.^{a,b}, Ferrero, L.^{a,b}, Ortiz, M.^{a,b}, Iáñez, E.^{a,b}, Azorín, J. M.^{a,b,c}

^aBrain-Machine Interface System Lab, Universidad Miguel Hernández de Elche, Avenida de la Universidad de Elche, S/N, 03202, Elche, España.

^bInstituto de Investigación en Ingeniería de Elche - I3E, Universidad Miguel Hernández de Elche, Avenida de la Universidad de Elche, S/N, 03202, Elche, España.

^cValencian Graduate School and Research Network of Artificial Intelligence – valgrAI, Camino de Vera, S/N, 46022, Valencia, España.

To cite this article: Apellido1, Inicial1., Apellido2, Inicial2., Apellido3, Inicial3. 2020. Paper Title in English. Jornadas Nacionales de Robótica y Bioingeniería 00, 1-5. <https://doi.org/>

Resumen

Se presenta un protocolo experimental con el que registrar la actividad eléctrica de la médula espinal de forma no invasiva. En él se propone realizar registros tanto en parado como en movimiento con el objetivo de caracterizar los potenciales motores relacionados con la inervación de los miembros inferiores. El protocolo permitiría 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.

Palabras clave: Electrospinografía, Electromiografía, Interfaces neuro-máquina, Neurorehabilitación

Electrospinographic signal acquisition protocol in prone position

Abstract

An experimental protocol to record the electrical activity of the spinal cord in a non-invasive way is presented. It proposes to record both stationary and moving recordings in order to characterize the motor potentials related to the innervation of the lower limbs. The protocol would allow comparison of the signals obtained corresponding to isotonic and isometric movements of the lower and upper limbs and of the right and left section.

Keywords: Electrospinography, Electromiography, Neuro-machine interfaces, Neuro-rehabilitation

1. Introducción

La lesión de la médula espinal (LME) es uno de los principales trastornos motores a consecuencia de daños en el sistema nervioso humano que conllevan un deterioro físico en la sociedad occidental. Las alteraciones neurológicas como la lesión de la médula espinal interrumpen las vías sensoriales y motoras, causando una marcha patológica permanente y, a su vez, a un deterioro de la deambulación independiente. Los pacientes no son sólo susceptibles a un estigma social a causa de su marcha incorrecta, sino que además presentan una predisposición a sufrir lesiones, afectando su calidad de vida, con los costes añadidos consecuentes Behrman and Harkema (2000).

En los seres humanos sanos, la marcha surge naturalmente de una organización jerárquica y combinación de mecanismos de control motor. Estos mecanismos neuromotores incluyen la modulación cerebral de patrones motores rítmicos espinales,

mecanismos reflejos de latencia corta y larga y, en general, proyecciones aferentes (sensoriales) a la corteza sensoriomotora. El resultado es una marcha altamente eficiente, estable y robusta.

La restauración de la función motora es a menudo variable e incompleta. Generalmente, los terapeutas tratan de recuperar alguna capacidad residual de movimiento, cuando es posible, actuando sobre el nivel físico distal, tratando de influir en el sistema neural a través de mecanismos de neuroplasticidad (enfoco BOTTOM-UP). Las terapias tradicionales para mejorar la marcha funcional de los pacientes en la fase subaguda (3-11 semanas después de la lesión) usan entrenamiento sobre el suelo, el cual requiere ejercicios preparatorios, ser observado por un fisioterapeuta y la manipulación directa de las extremidades durante la marcha. Este tipo de rehabilitación física requiere una importante cantidad de fuerza y tiempo por parte de

*Autor para correspondencia: dgracia@umh.es

los terapeutas. Con los recientes avances en robótica, los exoesqueletos robóticos de miembro inferior han surgido como ayuda para la marcha de personas con limitaciones motoras Pons (2008). A pesar de contar con una relevancia clínica, los beneficios específicos del uso a largo plazo de exoesqueletos en el entrenamiento de la marcha siguen sin haber sido estudiados profundamente Contreras-Vidal et al. (2016).

Para incluir las acciones del sujeto dentro del proceso de control del exoesqueleto robótico se han estudiado diferentes bioseñales, centrándose tanto en los movimientos realizados como en la intención e imaginación motora.

La electromiografía sería un ejemplo de estas señales, enfocadas principalmente en la intención motora puesto que los sujetos que requieren de este tipo de rehabilitación no son capaces de realizar los movimientos de forma completa. Habitualmente los electrodos empleados se posicionan sobre los músculos cuyo movimiento se estuviese evaluando, destacándose los miembros inferiores y superiores. Sin embargo, los avances técnicos han permitido que cada vez más tejidos puedan ser registrados de forma no invasiva. Este sería el caso de la electroespinografía (registro de la actividad neuronal de la médula espinal), técnica actualmente no invasiva, pues los sensores de registro empleados han pasado de basarse en electromiografía con aguja a electromiografía de superficie de alta densidad (HD-sEMG) Luger and Daffertshofer (2016). Recientes estudios han demostrado la capacidad de la médula espinal para procesar información independientemente del cerebro, alterando la idea anticuada de que la médula espinal sólo difunde señales del cerebro Cadotte et al. (2012). Estudios como el de Koster (2017) plantean la viabilidad de esta técnica para el análisis de la actividad neurofisiología de la medula espinal, siendo capaces de detectar potenciales evocados somatosensoriales con una alta calidad señal ruido.

La viabilidad de usar interfaces cerebro-máquina (BMI) para controlar dispositivos robóticos se demostró por primera vez con BMI invasivas en aplicaciones de miembro superior con primates no humanos Carmena et al. (2003) y humanos con tetraplejía Hochberg et al. (2012). El empleo de electrodos posicionados intracorticalmente proporciona señales con una alta relación señal-ruido que permiten el reconocimiento de patrones o decodificación continua de variables cinemáticas con un alto grado de precisión. Sin embargo, este enfoque se enfrenta al riesgo de complicaciones quirúrgicas e infecciones, inestabilidades de la señal a corto y largo plazo que degradan la decodificación neuronal de intención Perge et al. (2013), así como el reto de mantener registros crónicos estables Meng et al. (2016). Con el objetivo de mitigar o eliminar los riesgos de seguridad y llegar a una población más amplia, el electroencefalograma del cuero cabelludo (EEG) se ha utilizado como una alternativa no invasiva para las aplicaciones de BMI. Existen algunos estudios preliminares de BMI basadas en EEG para comandar exoesqueletos robóticos He et al. (2018). Las BMI se suelen basar en los siguientes fenómenos neurales: desincronización relacionada con eventos, que se observa por una disminución/aumento en la potencia del EEG (generalmente en las bandas alfa y beta) asociada con tareas relacionadas con el movimiento tanto en condiciones de actividad física como de imaginación motora Pfurtscheller et al. (1997); y potenciales corticales relacionados al movimiento, que son características del EEG en el dominio

del tiempo que están estrechamente asociadas con movimientos y toma de decisiones Shibasaki and Hallett (2006).

Las señales EMG y EEG han sido combinadas para mejorar el desempeño de las interfaces en diferentes estudios Lalitharatne et al. (2013); Gordleeva et al. (2020). Siguiendo con esta tendencia, el estudio del procesamiento de señales eferentes por parte de la médula espinal plantea una novedosa herramienta para las interfaces neuro-máquina (NMI) posibilitando una mayor precisión al contar con más información e interpretaciones sobre la intención del usuario de comandar el exoesqueleto al combinar su uso con el de las señales EEG.

2. Material y métodos

2.1. Equipos

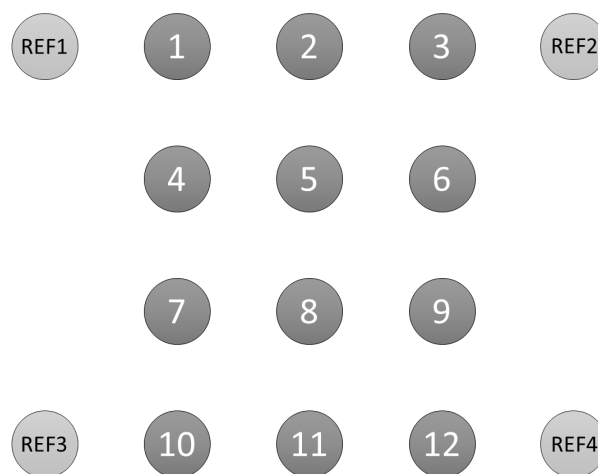


Figura 1: Distribución de cada grupo de electrodos, los 12 electrodos de registro forma una matriz de 3x4 con una separación de 1 cm y los 4 electrodos de referencia se posicionan alrededor de las esquinas de dicha matriz.

La señal EMG es adquirida con un equipo de electroencefalografía (EEG) con una frecuencia de muestreo de 2000 Hz, siendo las señales amplificadas mediante el equipo actiCHamp (Brain Products GmbH, Alemania) y transmitidas a un software de adquisición (Brain Products GmbH, Alemania). El equipo de EEG cuenta con un sistema no invasivo de 32 electrodos húmedos, los cuales se dividieron en dos grupos para registrar la zona baja de la espalda y el gastrocnemio derecho. Cada grupo de electrodos es posicionado en una matriz de 3x4 electrodos, con una separación de 1 cm entre ellos. Además son posicionados 4 electrodos de referencia en las esquinas de cada matriz (véase la Figura 1) y un electrodo de tierra general posicionado sobre el coxis.

Se emplea una galga extensiométrica para registrar el instante inicial de los movimientos isométricos, posicionándose al alcance del miembro que se solicite mover. La galga se encuentra conectada a una placa ESP32 Dev Module (Espressif Systems, China) que transmite la información directamente a Matlab con una frecuencia de muestreo de 2000 Hz.

Se posicionan en cada extremidad a nivel de muñecas y tobillos una IMU (WIT Motion, China) con las que caracterizar temporalmente los movimientos realizados. Pueden registrarse hasta 13 variables por cada equipo: aceleración lineal, velocidad angular, ángulos de Euler y cuaternios por los tres ejes y el

campo magnético. La señal es registrada con una frecuencia de muestreo de 100 Hz.

El REOMED I 600 (REO, Alemania) se emplea para asegurar la seguridad de los sujetos, reduciendo la corriente de fuga de los sistemas eléctricos a los que se encuentra conectado.

La sincronización de las diferentes señales registradas se realiza mediante un software propio desarrollado en Matlab (MathWorks Inc., EE.UU.).

2.2. Procedimiento experimental

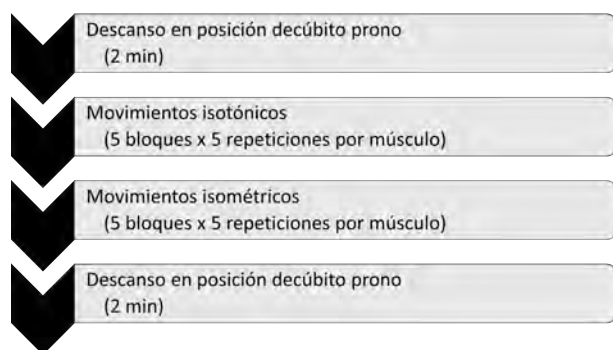


Figura 2: Subdivisiones del experimento. Este comienza y termina con un registro de dos minutos donde el sujeto permanece en posición de cúbito prono durante dos minutos con los ojos abiertos. Seguidamente el participante realiza movimientos isotónicos y posteriormente isométricos de cada una de las extremidades. Los registros en movimiento se agrupan en 5 bloques por cada músculo, realizándose 5 repeticiones en cada uno.

El experimento se divide en 4 partes, véase Figura 2:

En la primera y última parte del experimento, el participante permanecerá dos minutos relajado con los ojos abiertos en posición de cúbito prono, obteniéndose información sobre el estado basal de las señales registradas.

Tanto la segunda parte como la tercera se dividen en 4 fases, realizándose únicamente los movimientos de una extremidad en cada fase: pierna derecha, pierna izquierda, brazo derecho y brazo izquierdo. La única diferencia entre estas dos partes reside en el movimiento solicitado, en primer lugar, se realizan movimientos isotónicos y posteriormente movimientos isométricos. Para los movimientos isotónicos los participantes deben realizar la flexión y extensión de la muñeca o tobillo, mientras que en los isométricos el movimiento se centra en ejercer presión con la punta de los dedos de la mano o pie. Cada fase se compone de 5 registros.

Cada registro (véase la Figura 3) comienza con 15 segundos en los que la persona debe permanecer relajada, estos carecen de información útil para el registro, pero son empleados para la correcta convergencia de los filtro de artefactado Kilicarslan et al. (2016). Seguidamente se le indica auditivamente la actividad a realizar (por ejemplo, movimientos isotónicos de la pierna derecha) y el sujeto tendrá 30 segundos para realizar 5 repeticiones a ritmo libre.

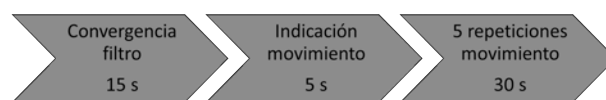


Figura 3: Secuencia de tareas realizadas en cada trial. En los primeros 15 segundos el participante no debe realizar ninguna tarea mental, puesto que el tiempo es empleado para la correcta convergencia de los algoritmos empleados en el procesamiento. Seguidamente se le indica de forma oral el movimiento que debe realizar, posteriormente estos 5 segundos serán descartados en el análisis para prevenir la interferencia de posibles potenciales evocados causados por el comando. Finalmente el sujeto tiene 30 segundos para realizar 5 repeticiones del movimiento indicado siguiendo un ritmo libre.

2.3. Análisis

Todos los análisis se realizan de forma offline, si bien los primeros pasos de preprocesamiento se llevan a cabo durante la etapa de adquisición. Se realizan dos filtros vía hardware: (1) filtro notch de 50 Hz para mitigar el ruido generado por la fuente de corriente y (2) filtro paso banda con frecuencias de corte de 0.5 y 500 Hz para eliminar la componente continua, así como reducir el ruido de altas frecuencias.

Los posteriores pasos se ejecutan mediante la plataforma Matlab donde los datos son recibidos y almacenados.

En primer lugar, la señal es filtrada para eliminar los posibles artefactos causados por el movimiento de los músculos aledaños a la zona registrada, así como interferencias causadas por la señal cardiaca o respiratoria. Se plantea para ello la extrapolación del filtro Kilicarslan et al. (2016) empleando los electrodos de referencia de cada matriz. El filtro se diseñó con el objetivo de eliminar la presencia de artefactos oculares en señales de EEG basándose en los primeros 15 segundos de cada registro analizando la señal obtenida con electrodos de electroculografía.

La señal EMG superficial se conforma del sumatorio de los potenciales de las unidades motoras, influyendo en su forma tanto los instantes de descarga como la forma de onda Day and Hulliger (2001). Para facilitar su interpretación se han propuestos diferentes métodos de descomposición con los que identificar individualmente los potenciales de acción de las unidades motoras y así poder comparar sus características en diferentes instantes temporales, actividades e, incluso, entre sujetos Del Vecchio et al. (2019); Vecchio and Farina (2019).

Existen tres modalidades principales para la detección de estas señales: monopolar, diferencial simple o bipolar y diferencial doble. En el primer caso el voltaje de la señal se obtiene de la diferencia entre cada electrodo de registro y un electrodo de referencia. En el segundo caso se obtienen conjuntos de diferencias de potencial, calculados entre electrodos adyacentes siguiendo la dirección de la fibra conductora (como se representa en la parte izquierda de la Figura 4). El último caso se mide como la diferencia de potencial entre diferenciales simples adyacente (se representa un ejemplo en la parte derecha de la Figura 4).

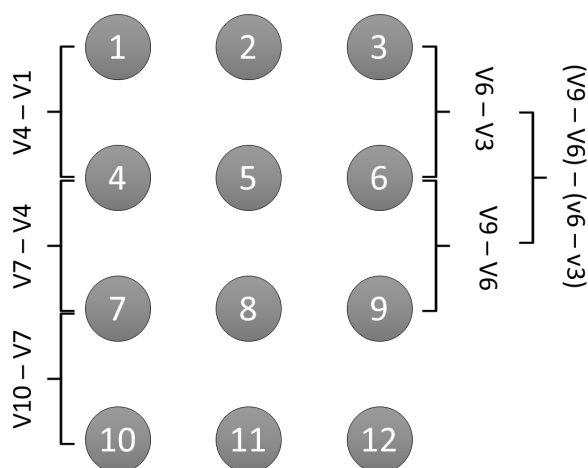


Figura 4: Ejemplo de los cálculos realizados para la obtención de señales a partir de un montaje diferencial simple o bipolar, parte izquierda, y un montaje diferencial doble, parte derecha.

Estas modalidades de detección se consideran filtros espaciales y cada una proporciona señales con diferentes propiedades Merletti and Muceli (2019).

1. Las señales monopolares contienen toda la información presente en la señal, sin embargo, son la opción más susceptible a interferencias que afecten a todos los canales, como el ruido causado por la fuente de corriente o por el efecto fin de fibra.
2. En el montaje bipolar las interferencias anteriores no son relevantes, pues las componentes constantes entre electrodos han sido eliminadas. Este hecho facilita la identificación de la zona de inervación.
3. Las señales obtenidas a partir de diferenciales dobles presentan una mayor atenuación de las señales no propagativas. Por lo que esta modalidad suele ser empleada para calcular la velocidad de propagación de los potenciales de acción de las unidades motoras.

Se emplean las diferentes señales accesorias adquiridas para definir el instante inicial en el que se produce el movimiento, las IMUs en el caso de los movimientos isotónicos y la galga extensiométrica para los movimientos isométricos. Definiéndose una ventana temporal de interés, definida por los dos segundos anteriores y los dos segundos posteriores al inicio del movimiento.

3. Discusión

El experimento presentado posibilita la obtención de señales en diferentes estados que permiten realizar las siguientes comparaciones:

1. entre el estado relajado y en movimiento, pudiéndose identificar las diferencias, así como consistencias, en la activación de la médula espinal en ambos casos.
2. entre los movimientos isotónicos e isométricos. Los movimientos seleccionados tienen un rango de actuación mínimo para reducir la presencia de artefactos de movimiento, sin embargo no se debe descartar completamente esta posibilidad. Esto se debería a la coactivación de los

músculos de la zona necesarios para la realización del movimiento (por ejemplo, en el movimiento de la articulación del tobillo no solo interviene el gastrocnemio, sin embargo, junto al soleo son los motores primarios del movimiento de extensión). Se espera que la coactivación sea similar en ambos casos, no presentándose artefactos de movimiento en la fase isométrica.

3. entre los diferentes miembros analizados. Puesto que los nervios encargados de la inervación de las extremidades superiores tienen sus bifurcaciones principales de la médula espinal en el plexo braquial, la información relacionada con su activación no alcanza la zona baja de la espalda donde se encuentran los electrodos de registro.
4. entre la lateralidad de los miembros. Si bien la señal para activar las extremidades derechas e izquierdas deben llegar al mismo nivel de la médula espinal, en función de si son superiores o inferiores, la bifurcación de los nervios se realiza en ambas secciones del plano sagital.
5. entre la medición de la médula espinal y del gastrocnemio. Las neuronas motoras suelen tener una velocidad de conducción de unos 4 m/s, por lo que la activación en la médula espinal y en el gastrocnemio se realizará en diferentes instantes temporales. Tener caracterizada la velocidad espacial concreta ayudará a identificar la correcta separación temporal entre las zonas registradas.

4. Conclusiones

En el presente estudio se propone un protocolo de adquisición simultánea de señales electroespino-gráficas y electromiográficas de manera no invasiva. En este se realizan movimientos isotónicos e isométricos tanto en miembro superior como inferior y en los lados derecho e izquierdo. La información conjunta registrada permitirá realizar una robusta identificación de los potenciales motores transmitidos por la médula espinal en cada una de las condiciones. Esto permitirá descartar aquella información que sea transmitida vía la médula espinal no correspondiente con la actividad realizada ya que no esté vinculada con el foco de interés de este estudio.

Una vez las características de los potenciales hayan sido correctamente identificadas, el procedimiento experimental podrá incluir diferentes actividades con mayor presencia de artefactos e interferencias (como encontrarse en posición de bipedestación o caminar), si bien más cercanas al objetivo final que sería asistir en el proceso de neurorrehabilitación de la marcha.

Agradecimientos

Esta publicación es parte del proyecto de I+D+i PID2021-124111OB-C31, financiada por MCI-N/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; y del Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades a través de las Ayudas para la Formación de Profesorado Universitario FPU19/03165.

Referencias

- Behrman, A. L., Harkema, S. J., 2000. Locomotor training after human spinal cord injury: A series of case studies. *Physical Therapy* 80 (7). DOI: 10.1093/ptj/80.7.688
- Cadotte, D. W., Bosma, R. L., Mikulis, D. J., Nugaeva, N., Smith, K., Pokrupa, R., Islam, O., Stroman, P. W., Fehlings, M. G., 2012. Plasticity of the Injured Human Spinal Cord: Insights Revealed by Spinal Cord Functional MRI. *PLoS ONE* 7 (9). DOI: 10.1371/journal.pone.0045560
- Carmena, J. M., Lebedev, M. A., Crist, R. E., O'Doherty, J. E., Santucci, D. M., Dimitrov, D. F., Patil, P. G., Henriquez, C. S., Nicolelis, M. A., 2003. Learning to control a brain-machine interface for reaching and grasping by primates. *PLoS Biology* 1 (2). DOI: 10.1371/journal.pbio.0000042
- Contreras-Vidal, J. L., Bhagat, N. A., Brantley, J., Cruz-Garza, J. G., He, Y., Manley, Q., Nakagome, S., Nathan, K., Tan, S. H., Zhu, F., Pons, J. L., 2016. Powered exoskeletons for bipedal locomotion after spinal cord injury. DOI: 10.1088/1741-2560/13/3/031001
- Day, S. J., Hulliger, M., 2001. Experimental simulation of cat electromyogram: Evidence for algebraic summation of motor-unit action-potential trains. *Journal of Neurophysiology* 86 (5), 2144-2158. DOI: 10.1152/jn.2001.86.5.2144
- Del Vecchio, A., Casolo, A., Negro, F., Scorcelletti, M., Bazzucchi, I., Enoka, R., Felici, F., Farina, D., 2019. The increase in muscle force after 4 weeks of strength training is mediated by adaptations in motor unit recruitment and rate coding. *The Journal of Physiology* 597 (7), 1873-1887. DOI: <https://doi.org/10.1113/JP277250>
- Gordleeva, S. Y., Lobov, S. A., Grigorev, N. A., Savosenkov, A. O., Shamshin, M. O., Lukoyanov, M. V., Khoruzhko, M. A., Kazantsev, V. B., 2020. Real-Time EEG-EMG human-machine interface-based control system for a lower-limb exoskeleton. *IEEE Access* 8. DOI: 10.1109/ACCESS.2020.2991812
- 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. DOI: 10.1088/1741-2552/aaa8c0
- Hochberg, L. R., Bacher, D., Jarosiewicz, B., Masse, N. Y., Simeral, J. D., Vogel, J., Haddadin, S., Liu, J., Cash, S. S., Van Der Smagt, P., Donoghue, J. P., 2012. Reach and grasp by people with tetraplegia using a neurally controlled robotic arm. *Nature* 485 (7398). DOI: 10.1038/nature11076
- Kilicarslan, A., Grossman, R. G., Contreras-Vidal, J. L., feb 2016. A robust adaptive denoising framework for real-time artifact removal in scalp eeg measurements. *Journal of Neural Engineering* 13 (2), 026013. DOI: 10.1088/1741-2560/13/2/026013
- Koster, R., 2017. Registration of somatosensory evoked potentials in the lumbar and lower thoracic spine using high-density surface electromyography.
- Lalitharatne, T. D., Teramoto, K., Hayashi, Y., Kiguchi, K., 2013. Towards Hybrid EEG-EMG-Based Control Approaches to be Used in Bio-robotics Applications: Current Status, Challenges and Future Directions. *Paladyn* 4 (2). DOI: 10.2478/pjbr-2013-0009
- Luger, T., Daffertshofer, A., 2016. Assessing somatosensory evoked potentials using high density surface electromyography grids. In: XXI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology.
- Meng, J., Zhang, S., Bekyo, A., Olsoe, J., Baxter, B., He, B., 2016. Noninvasive Electroencephalogram Based Control of a Robotic Arm for Reach and Grasp Tasks. *Scientific Reports* 6. DOI: 10.1038/srep38565
- Merletti, R., Muceli, S., 2019. Tutorial. surface emg detection in space and time: Best practices. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 49, 102363. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2019.102363>
- Perge, J. A., Homer, M. L., Malik, W. Q., Cash, S., Eskandar, E., Friehs, G., Donoghue, J. P., Hochberg, L. R., 2013. Intra-day signal instabilities affect decoding performance in an intracortical neural interface system. *Journal of Neural Engineering* 10 (3). DOI: 10.1088/1741-2560/10/3/036004
- Pfurtscheller, G., Neuper, C., Flotzinger, D., Pregenzer, M., 1997. EEG-based discrimination between imagination of right and left hand movement. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 103 (6). DOI: 10.1016/S0013-4694(97)00080-1
- Pons, J. L., 2008. Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons. DOI: 10.1002/9780470987667
- Shibasaki, H., Hallett, M., 2006. What is the Bereitschaftspotential? DOI: 10.1016/j.clinph.2006.04.025
- Vecchio, A. D., Farina, D., dec 2019. Interfacing the neural output of the spinal cord: robust and reliable longitudinal identification of motor neurons in humans. *Journal of Neural Engineering* 17 (1), 016003. DOI: 10.1088/1741-2552/ab4d05