

## Validación y evaluación de aceptabilidad de una BCI con exoesqueleto

Gracia Lopez, A.<sup>a,\*</sup>, Lora Millán, J.<sup>a</sup>, Carrere, L.<sup>b</sup>

<sup>a</sup> Grupo de Bioengineering Systems and Technologies (BeST), Facultad de ESCET, Universidad Rey Juan Carlos, C. Tulipán, S/N, Móstoles, España.

<sup>b</sup> Grupo de Ingeniería en Rehabilitación, Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de Entre Ríos, Ruta 11 km 10, Oro Verde, Entre Ríos, Argentina.

---

### Resumen

Este estudio presenta la evaluación técnica y de aceptabilidad de un sistema de interfaz cerebro-computadora (BCI) basado en electroencefalografía (EEG) con un exoesqueleto de miembro superior. El sistema detecta la intención de movimiento del usuario en la señal de EEG, generando comandos para controlar el exoesqueleto. Participaron cuatro personas sin enfermedades neurológicas en una única sesión experimental. Se evaluó la eficacia del control del exoesqueleto calculando la tasa de verdaderos positivos (TPR) y se analizó la experiencia del usuario de forma cualitativa con un cuestionario, desde la percepción de embodiment, es decir, la sensación de que el exoesqueleto forma parte del cuerpo del usuario. Los resultados mostraron una TPR de hasta el 70%, indicando alta precisión del sistema. Además, los participantes percibieron el sistema como fácil de usar, aunque la sensación de pertenencia al cuerpo fue variable. Este estudio es un punto de partida para futuras investigaciones en rehabilitación motora con sistemas que combinan BCI y exoesqueleto.

*Palabras clave:* Interacción hombre-máquina, Interfaz cerebro-computadora, usabilidad.

### Validation and acceptability evaluation of a BCI with exoskeleton

#### Abstract

This study presents the technical and acceptability evaluation of a system that consists of a brain-computer interface (BCI) based on electroencephalography (EEG) with an upper limb exoskeleton. The system detects the user's movement intention in the EEG signal, generating commands to control the exoskeleton. Four participants without neurological diseases took part in a single experimental session. The efficacy of the exoskeleton control was evaluated by calculating the true positive rate (TPR), and the user experience was qualitatively analyzed through a questionnaire focusing on the perception of embodiment—the sensation of the exoskeleton being part of the user's body. The results showed a TPR of up to 70%, indicating high system precision. Furthermore, participants perceived the system as easy to use, although the sense of belonging to the body was variable. This study serves as a starting point for future research in motor rehabilitation using systems that combine BCI and exoskeletons.

*Keywords:* human-machine interface, brain-computer interface, embodiment.

---

### 1. Introducción

El accidente cerebro vascular (ACV) es una de las causas más comunes de discapacidad en el mundo (Katan et al., 2018). El 80% de las personas que han sufrido un ACV presentan alteraciones motoras y necesitan de terapia de rehabilitación para recuperar en alguna medida la función perdida (Langhorne et al., 2009). Para maximizar los beneficios de la terapia, ésta debe proporcionar un entrenamiento que incorpore múltiples mecanismos sensoriales (Poli et al., 2013) y actividad muscular específica (Ivey et al., 2017).

Los exoesqueletos para rehabilitación asisten o realizan el movimiento durante ejercicios específicos repetitivos (Hobss

et al., 2020), evocando sinergias de activación muscular (Hobss et al., 2020), pero con una participación pasiva del usuario. Las investigaciones sugieren que para lograr un efecto clínico en una terapia de rehabilitación es necesario mantener la participación activa del paciente durante la misma (Krakauer, 2006). De acuerdo con las teorías sobre neuroplasticidad, es posible fomentar ésta cuando el movimiento se realiza de manera activa y acompañada de actividad neuronal congruente asociada (Miyai, 2003). Las interfaces cerebro-computadora (BCI por sus siglas en inglés de brain-computer interface) han mostrado ser una tecnología que propicia la participación activa del paciente en la rehabilitación (Wolpaw et al., 2020).

---

\*Autor para correspondencia: alvaro.garcia.lopez@urjc.es

Una BCI es un sistema que registra la señal eléctrica que refleja la actividad cerebral de la superficie cortical, procesa y extrae sus características, y las convierte en una señal de comando para controlar un dispositivo que ejecuta la acción deseada y proporciona realimentación, cerrando así el lazo entre el usuario y el dispositivo (Wolpaw et al., 2020). Las BCIs registran la señal de electroencefalografía (EEG) que corresponde a la señal eléctrica que refleja la actividad cerebral de la superficie cortical (Wolpaw et al., 2020). La señal de EEG es luego procesada en tiempo real para identificar la intención de movimiento, de reposo, de comunicación, o de atención del usuario (Wolpaw et al., 2020). Las BCIs basadas en EEG con exoesqueletos para rehabilitación de miembro superior o inferior están siendo exploradas y sus resultados son alentadores (Qu et al., 2024). Una posible explicación puede ser que el beneficio es resultado de la participación activa por el uso de la BCI basada en EEG y que el exoesqueleto es percibido por el usuario como parte de su propio cuerpo (embodiment).

La puesta a punto de una BCI basada en EEG con un exoesqueleto plantea un desafío de ingeniería, donde la confiabilidad del sistema es un requisito indispensable para su implementación exitosa en entornos clínicos (Lotte et al., 2018). Para cumplir con este requisito es necesario realizar una validación técnica que permita determinar si los cambios que se generan en la señal de EEG del usuario se traducen eficazmente en el movimiento del actuador. En el contexto de la rehabilitación motora, esta precisión es crítica; un sistema que responda fielmente a la intención del usuario es indispensable para fomentar la neuroplasticidad mediante la asociación congruente entre la actividad neuronal y la retroalimentación (Yan et al., 2025).

Bajo esta premisa, el presente trabajo se estructura en torno a dos objetivos fundamentales que buscan abordar la complejidad del sistema desde una perspectiva integral. En primer lugar, se propone realizar una validación técnica del sistema formado por un exoesqueleto de miembro superior controlado por una BCI basada en EEG, evaluando la eficacia del control del exoesqueleto. En segundo lugar, el estudio se centra en la evaluación de la aceptabilidad y la experiencia del usuario, analizando específicamente el fenómeno de *embodiment* como una medida cualitativa de cómo el usuario percibe el exoesqueleto como una extensión funcional de su propio esquema corporal, aportando así evidencia valiosa sobre la calidad de la interacción humano-robot lograda.

## 1. Materiales y métodos

### 2.1. Sistema BCI con exoesqueleto de miembro superior

Cuando una persona intenta el movimiento de su miembro superior (tarea motora) se producen cambios en la actividad eléctrica de la corteza cerebral. Estos cambios pueden ser registrados en la señal de EEG como una disminución de la potencia de la señal respecto a un estado de reposo y se denomina Desincronización relacionada a eventos (ERD, del inglés Event-Related Desynchronization) (Pfurtscheller et al., 1999). La BCI registra la señal de EEG, la procesa y si detecta la ERD de la intención del usuario de realizar el movimiento con un miembro del cuerpo genera la señal que activa un actuador. En este estudio se propone el uso de un sistema que

consiste en una BCI basada en EEG que detecta la ERD para controlar un exoesqueleto monoarticular de miembro superior.

El exoesqueleto de miembro superior “Neurobot” es un dispositivo robótico monoarticular y estacionario, diseñado para asistir el movimiento de flexo-extensión del codo mediante la eliminación de cargas externas sobre el usuario. Incorpora un actuador HEBI T25-20 de alto rendimiento, capaz de generar un torque pico de 40 Nm, alcanzar una velocidad máxima de 47 rpm y proporcionar una resolución angular de 0,005°. El sistema permite giro continuo y posicionamiento absoluto multivuelta, e integra sensores de posición, velocidad angular, torque, temperatura, consumo eléctrico y presión interna, posibilitando el control preciso tanto del rango de movimiento como de la fuerza aplicada.

Para garantizar la seguridad del usuario, el dispositivo incluye un tope mecánico impreso en PLA que limita el rango operativo a 90°, evitando lesiones por sobreextensión. La fijación del brazo se realiza mediante dos argollas impresas en PLA ubicadas en la muñeca y el antebrazo proximal. Adicionalmente, se emplean cinchas que mejoran la estabilidad, reducen el riesgo de rozaduras cutáneas y aseguran la transmisión fiel del movimiento entre la extremidad del usuario y la consigna del exoesqueleto, como se muestra en la Figura 1.

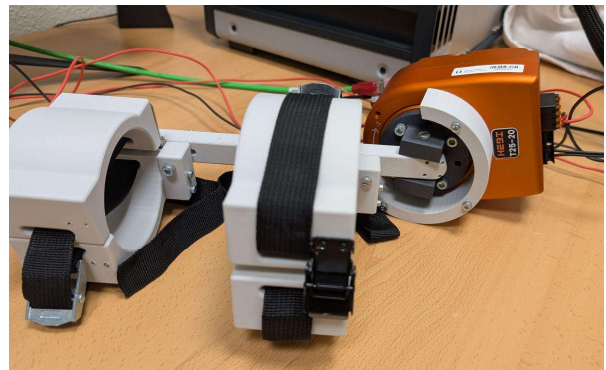


Figura 1. Exoesqueleto de miembro superior “Neurobot”.

La BCI basada en EEG que detecta la ERD utilizada en este estudio sigue las premisas de diseño de Rimbart et al. (Rimbart et al., 2023). La BCI permite configurar diferentes parámetros para su funcionamiento. En la Figura 2, se muestra el diagrama en bloques del sistema BCI+Neurobot. La BCI tiene dos etapas de funcionamiento: Calibración y Lazo cerrado. Entre los parámetros a configurar para su funcionamiento se encuentran: elección del miembro superior derecho o izquierdo; configuración del tiempo de duración de la tarea motora, tiempo de duración de la tarea de descanso, número de repeticiones y ruta para el almacenamiento de los datos de registro de EEG. Es requerimiento del sistema BCI+Neurobot que: el número de repeticiones sea mayor o igual a 10, el tiempo de la tarea motora igual a 4 s y la tarea de descanso igual o mayor a 8 s. El tiempo de descanso inicial es fijo e igual a 30 s para evitar posibles ruidos provenientes de la comunicación inicial con el amplificador de EEG.

La BCI está compuesta por los siguientes bloques: Adquisición y acondicionamiento, Extracción de características, Entrenamiento del Clasificador (Etapa de Calibración) o Clasificación (Etapa de Lazo cerrado),

Generación de la señal de control y exoesqueleto de miembro superior.

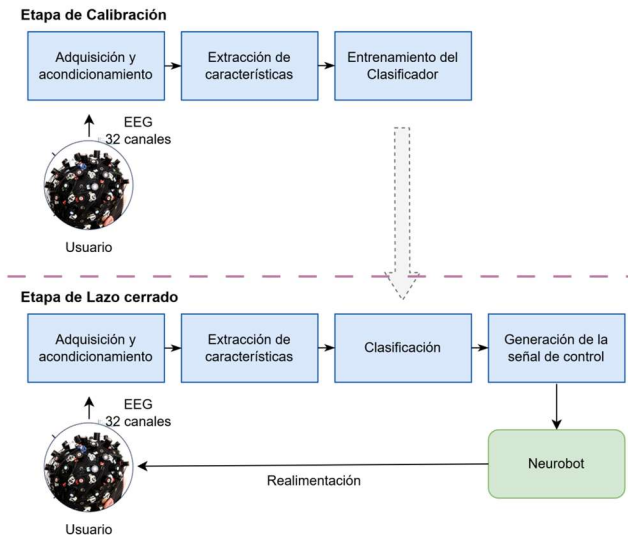


Figura 2. Diagrama en bloques del equipamiento para registro en la etapa de Calibración y Lazo cerrado.

El bloque de Adquisición y acondicionamiento consiste en el amplificador y convertidor A/D actiCHamp Plus (Brain Products, Gilching DE) de 32 canales de EEG y la plataforma BCI2000 (Schalk and Mellinger, 2010). La señal de EEG se registra con electrodos activos del sistema actiCap (Brain Products, Gilching DE) colocados de acuerdo con el sistema internacional 10-20. La tierra y referencia se ubicaron en las posiciones FPz y FCz, respectivamente. Los electrodos de las posiciones C3 y C4 corresponden a las posiciones corticales de interés, ya que los mismos se vinculan con la representación de los miembros superior izquierdo y derecho en la corteza motora (Pfurtscheller et al., 1999). En la plataforma BCI2000 (Schalk and Mellinger, 2010), la señal es submuestreada a una frecuencia de 200Hz y se aplica un filtro Notch con frecuencia de corte en 50Hz y un filtro pasabanda entre 0,1Hz y 40Hz.

El bloque Extracción de Características se encarga de obtener las características de la intención del usuario de realizar el movimiento. Este bloque se implementa en la plataforma BCI2000 (Schalk and Mellinger, 2010). En primer lugar, se aplica un filtro espacial tipo Laplaciano centrado en la posición cortical de interés, C3 o C4, que depende del miembro superior involucrado en el control del Neurobot. Luego se obtienen las amplitudes de la densidad espectral de potencia (DEP) en la banda de 8Hz a 30Hz correspondiente a los ritmos SMR. Para ello se aplica un modelo AR de orden 16 que estima la DEP con el método de Burg en forma discreta en paquetes de 3Hz.

El bloque Entrenamiento del Clasificador (Etapa de Calibración) se implementa utilizando algoritmos en MATLAB de acuerdo con la metodología propuesta por Rimbart et al. (Rimbart et al., 2023). Se realiza el entrenamiento de un clasificador tipo análisis discriminante lineal (LDA, del inglés Linear Discriminant Analysis) para diferenciar dos clases, una por cada tarea. En la etapa a Lazo cerrado, el bloque Clasificación se implementa a través de algoritmos en MATLAB. Para la etapa Lazo cerrado, el clasificador LDA entrenado en la etapa Calibración se utiliza para identificar sólo la clase correspondiente a la tarea motora

y si la misma se identifica entonces se activa el siguiente bloque.

El bloque Generación de la señal de control se implementa con algoritmos de MATLAB y ROS2. Su función es establecer el protocolo de comunicación UDP para el control del Neurobot.

Respecto de las etapas de funcionamiento de la BCI, en la etapa de calibración en la etapa de Calibración se extraen las características de la intención del usuario de realizar el movimiento, las cuales se utilizan para entrenar el modelo a utilizar en el bloque Clasificador de la etapa de Lazo cerrado. Para ello se realiza una serie, la cual consiste en repetir las tareas motoras y de descanso de acuerdo con los parámetros configurados para el funcionamiento de la BCI. Las consignas de inicio de cada tarea son auditivas y brindadas desde el software. La secuencia temporal de la serie para la etapa de Calibración se ilustra en la Figura 3. Al inicio de cada serie se indica al usuario que descance durante un tiempo fijo igual a 30 s con la consigna de “STOP”. Luego, 2s antes de iniciar la tarea motora, el usuario recibe la consigna de prepararse para la misma (consigna “beep” en la Figura 3). El inicio de la tarea motora y descanso se indican con las consignas “GO” y “STOP”, respectivamente.

En la etapa de Lazo cerrado se configura el bloque Clasificador que se comunica con el bloque Generador de la señal de control y Neurobot para brindar la realimentación al usuario. Los tiempos involucrados en las tareas motoras y descanso de esta etapa se configuran con los parámetros de funcionamiento. Las consignas son las mismas que se utilizaron en la etapa Calibración.

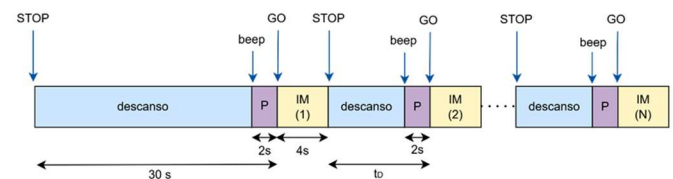


Figura 3: Secuencia temporal de la etapa de Calibración y Lazo cerrado. Los bloques color azul, amarillo y lila corresponden a la tarea descanso, la tarea motora y la preparación, respectivamente. El número de repetición se indica con un número entre paréntesis en el bloque de tarea motora, siendo el último (N) igual al número configurado por el operador. Las flechas azules refieren a los instantes de las consignas auditivas “STOP” (correspondiente a “Para”), “GO” (correspondiente a “Vamos”) y “beep”(indica la preparación). La línea de puntos corresponde a la repetición de las tareas (IM: tarea motora, P: preparación, tIM: duración de la tarea motora, tD: duración de la tarea descanso).

## 2.2. Diseño de la evaluación

El protocolo utilizado para este estudio fue aprobado por el comité de ética de la Investigación de la Universidad Rey Juan Carlos N°061120257512025. Participaron del mismo 4 personas con edades comprendidas entre 23 y 39 años ( $M = 29,5$ ;  $SD = 6,95$ ) cumplieron con los siguientes criterios de inclusión: mayores de 18 años y menores de 65; sin patología; sin afectación neurológica u ortopédica que afecte al movimiento de los miembros superiores; que no hayan sido intervenidos quirúrgicamente en los miembros superiores en los últimos 6 meses; condición física general que permita realizar la sesión; capacidades cognitivas que permitan entender y llevar a cabo el procedimiento experimental.

Todos los participantes realizaron una sesión experimental. En primer lugar, se realiza la colocación del equipamiento para

registro, para ello se utiliza la gorra actiCAP (Brain Products, Gilching DE). Se coloca gel en cada electrodo de EEG para disminuir la impedancia, es decir, la resistencia entre cada electrodo y la piel del cuero cabelludo del participante. Se utiliza el software Brain Vision Recorder (Brain Products, Gilching DE) para verificar que la impedancia de cada electrodo sea adecuada para la realización de registros, es decir menor o igual a  $5k\Omega$ .

Luego, se explica al participante la tarea motora (intentar mover el miembro superior dominante) y de descanso, y se propone que las practique sin que haya respuesta del exoesqueleto. Esto se realiza para ayudar a estandarizar la estrategia de modulación de ritmos sensoriomotores que usarán luego.

A continuación, se realiza la etapa de Calibración de la BCI. Se permite un período de descanso, con una duración de 2 minutos aproximadamente, para que el participante pueda moverse, tomar agua, y evitar la fatiga.

Luego, se realiza una serie de la etapa Lazo cerrado de la BCI con Neurobot. Finalizada la serie, se realiza el cuestionario que se muestra en el Anexo III y se brinda un período de descanso, con una duración de 2 minutos aproximadamente.

### 2.3. Validación técnica

Para medir la eficacia del sistema BCI con Neurobot se calculó como métrica de desempeño la tasa de verdaderos positivos (TPR, del inglés True Positive Rate).

Un verdadero positivo corresponde a la activación del Neurobot cuando el participante recibió la consigna de realizar la tarea motora. La TPR se calculó como la razón entre el número de verdaderos positivos y el número de tareas motoras propuestas, expresada en porcentaje. El rango de esta métrica es de 0 a 100. Un valor mayor de TPR indica mayor eficacia.

### 2.4. Evaluación de aceptabilidad

Para evaluar la percepción subjetiva del usuario sobre la interacción y la experiencia con el dispositivo, se utilizó un cuestionario diseñado para explorar la aceptabilidad desde la perspectiva del sentido de agencia y el embodiment. El instrumento consiste en una adaptación traducida y modificada del cuestionario propuesto por Romano et al. (Romano et al., 2015), para relevar la experiencia durante el uso del sistema BCI+Neurobot.

El cuestionario comprende 6 afirmaciones, cuyas respuestas se registran de forma independiente mediante una escala Likert de 5 puntos (donde 1 representa "totalmente en desacuerdo" y 5 "totalmente de acuerdo"). A través de esta escala, se busca determinar en qué medida los participantes perciben el control del exoesqueleto como una extensión de su propio cuerpo. Se incluyó un espacio de respuesta abierta para que cada voluntario exprese otra opinión o sensación experimentada durante la sesión. Las afirmaciones se listan a continuación:

- 1- Parecía que el brazo robot era parte de mi cuerpo
- 2- Parecía que el brazo robot era mi brazo
- 3- parecía que el brazo robot me pertenecía
- 4- Parecía que el movimiento del brazo robot reproducía exactamente el movimiento de mi brazo
- 5- Parecía más difícil realizar el movimiento porque el robot me distraía de la tarea
- 6- Durante las tareas tenía la sensación de olvidar mi brazo, enfocándome sólo en los movimientos del robot

Las primeras 4 afirmaciones indagan sobre la sensación de que el exoesqueleto pertenece al usuario como una parte de su cuerpo. Las últimas 2 afirmaciones hacen referencia al sentido de agencia, es decir la experiencia subjetiva de causar y controlar una acción.

## 3. Resultados

En la Figura 4 se muestran los resultados de la evaluación.

Se observa en la Figura 4(a) que la TPR fue mayor o igual a 50%. Dos de los participantes alcanzaron el 70% en la métrica y la mediana de la misma fue de 65%. Estos resultados sugieren que el exoesqueleto responde de manera eficaz a la intención del usuario. Estos resultados se encuentran en el rango de los reportados para BCIs basadas en ERD en la primera sesión de uso de participantes sin enfermedades neurológicas (Lotte et al., 2018).

En relación con los resultados del cuestionario que se muestran en la Figura 4(b), las respuestas de las afirmaciones 5 y 6 muestran que hubo consenso entre los participantes en que el sistema fue fácil de usar. Las puntuaciones de estas afirmaciones fueron en el rango correspondiente al "Desacuerdo" (puntos menores a 3), lo que indicaría que nadie consideró la tarea difícil. Por otro lado, las respuestas de los participantes a las primeras 4 afirmaciones destacan el consenso en que el movimiento era causado por ellos. Sin embargo, las respuestas de la afirmación 3, que fueron iguales o menores a 2 puntos, sugieren que no percibieron el brazo como propio.

## 4. Conclusiones

El presente estudio tenía dos objetivos vinculados a un sistema formado por un exoesqueleto de miembro superior controlado por una BCI basada en EEG. El primero estuvo centrado en realizar la validación técnica del sistema formado por un exoesqueleto de miembro superior controlado por una BCI basada en EEG. Los resultados de este estudio sugieren que el sistema demuestra tener alta precisión para identificar la intención de realizar un movimiento en personas sin enfermedades neurológicas, con una TPR que alcanza hasta el 70% en la primera sesión.

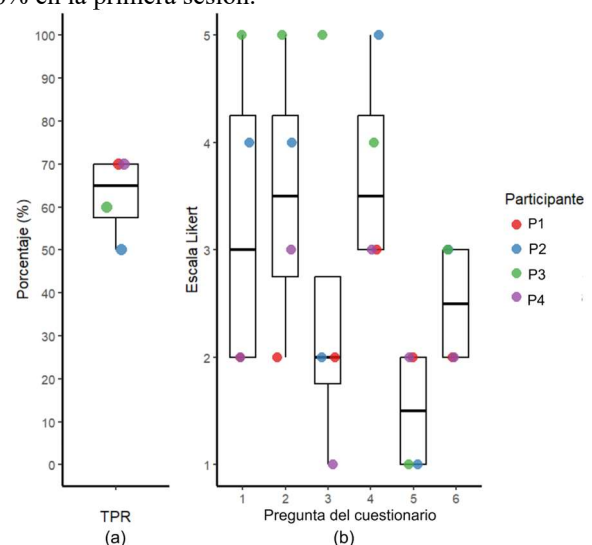


Figura 4: Diagrama de cajas de las métricas de evaluación técnica y de aceptabilidad para cada participante.

El segundo objetivo estuvo vinculado a evaluar la aceptabilidad y la experiencia del usuario, analizando específicamente el fenómeno de *embodiment*. En las respuestas de los participantes, se observó un consenso absoluto sobre la usabilidad del sistema, que fue percibido por todos ellos como una herramienta de fácil control.

Si bien la percepción del exoesqueleto como un miembro propio varía entre los individuos de este estudio, la fuerte sensación de agencia lograda sienta las bases para una integración hombre-máquina exitosa. En futuras investigaciones, las percepciones subjetivas de la evaluación aceptabilidad podrían complementarse con indicadores cuantitativos obtenidos a partir del procesamiento de las señales de EEG registradas durante el uso del sistema.

## Referencias

- Hobbs, B., Artemiadis, P., 2020. A Review of Robot-Assisted Lower-Limb Stroke Therapy: Unexplored Paths and Future Directions in Gait Rehabilitation. *Front. Neurobotics* 14, 19. DOI: 10.3389/fnbot.2020.00019
- Hornby, T. G., et al., 2020. Clinical Practice Guideline to Improve Locomotor Function Following Chronic Stroke, Incomplete Spinal Cord Injury, and Brain Injury. *J. Neurol. Phys. Ther.* JNPT 44(1), 49-100. DOI: 10.1097/NPT.0000000000000303
- Ivey, F. M., Prior, S. J., Hafer-Macko, C. E., Katzel, L. I., Macko, R. F., Ryan, A. S., 2017. Strength Training for Skeletal Muscle Endurance after Stroke. *J. Stroke Cerebrovasc. Dis. Off. J. Natl. Stroke Assoc.* 26(4), 787-794. DOI: 10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2016.10.018
- Katan, M., Luft, A., 2018. Global Burden of Stroke. *Semin. Neurol.* 38(2), 208-211. DOI: 10.1055/s-0038-1649503
- Krakauer, J. W., 2006. Motor learning: its relevance to stroke recovery and neurorehabilitation. *Curr. Opin. Neurol.* 19(1), 84-90.
- Langhorne, P., Coupar, F., Pollock, A., 2009. Motor recovery after stroke: a systematic review. *Lancet Neurol.* 8(8), 741-754. DOI: 10.1016/S1474-4422(09)70150-4
- Lotte, F., Bougrain, L., Cichocki, A., Clerc, M., Congedo, M., Rakotomamonjy, A., Yger, F., 2018. A review of classification algorithms for EEG-based brain-computer interfaces: a 10 year update. *J. Neural Eng.* 15(3), 031005. DOI: 10.1088/1741-2552/aab2f2
- Miyai, I., 2003. Effect of body weight support on cortical activation during gait in patients with hemiparetic stroke and healthy subjects. *Soc. Neurosci.*, 2003.
- Pfurtscheller, G., Lopes da Silva, F. H., 1999. Functional meaning of event-related desynchronization (ERD) and synchronization (ERS). *Handbook of electroencephalography and clinical neurophysiology*, 51-65.
- Poli, P., Morone, G., Rosati, G., Masiero, S., 2013. Robotic technologies and rehabilitation: new tools for stroke patients' therapy. *BioMed Res. Int.* 2013(1), 153872. DOI: 10.1155/2013/153872
- Qu, H., Zeng, F., Tang, Y., Shi, B., Wang, Z., Chen, X., Wang, J., 2024. The clinical effects of brain-computer interface with robot on upper-limb function for post-stroke rehabilitation: a meta-analysis and systematic review. *Disability Rehabil. Assist. Technol.* 19(1), 30-41. DOI: 10.1080/17483107.2022.2060354
- Rimbert, S., Trocellier, D., Lotte, F., 2023. Impact of the baseline temporal selection on the ERD/ERS analysis for Motor Imagery-based BCI. *Proceedings of the 45th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC), Sydney, Australia*, pp. 1-4. DOI: 10.1109/EMBC40787.2023.10340748
- Romano, D., Caffà, E., Hernandez-Arieta, A., Brugger, P., Maravita, A., 2015. The robot hand illusion: Inducing proprioceptive drift through visuo-motor congruency. *Neuropsychologia* 70, 414-420. DOI: 10.1016/j.neuropsychologia.2014.10.033
- Wolpaw, J. R., del R. Millán, J., Ramsey, N. F., 2020. Brain-computer interfaces: Definitions and principles. *Handbook of Clinical Neurology* 168, 15-23. DOI: 10.1016/B978-0-444-63934-9.00002-0
- Schalk, G., and J. Mellinger. A practical guide to brain-computer interfacing with BCI2000: General-purpose software for brain-computer interface research, data acquisition, stimulus presentation, and brain monitoring. *Springer Science & Business Media*, 2010. DOI: 10.1007/978-1-84996-092-2
- Yan, W, Lin, Y,m Y-F,C, Wang, J.W., Zhang, M., 2025. Enhancing Neuroplasticity for Post-Stroke Motor Recovery: Mechanisms, Models, and Neurotechnology. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 33, 1156-1168. DOI: 10.1109/TNSRE.2025.3551753