

Jornadas de Automática

Sistema para evaluar el miembro superior en condiciones dinámicas

Oziel R. Cantú-López^{a,*}, Elena Condominas^{a,b}, Ferran Esquinas-Domínguez^a, Marta Borràs^a, Joan Francesc Alonso^{a,b,c}, Mónica Rojas-Martínez^{a,b,c}

^a Automatic Control Department (ESAI) and Institute for Research and Innovation in Health (IRIS), Universitat Politècnica de Catalunya - BarcelonaTech (UPC), Spain.

^b Institute of Research Sant Joan de Déu, Barcelona, Spain.

^c CIBER of Bioengineering, Biomaterials and Nanomedicine (CIBER-BBN), Madrid Spain.

To cite this article: Cantú-López, O.R., Condominas, E., Esquinas-Domínguez, F., Borràs, M., Alonso, J.F., Rojas-Martínez, M. 2026. System for the dynamic assessment of the upper limb. Jornadas de Automática, 47.
<https://doi.org/10.17979/ja-cea.2026.47.13844>

Resumen

Este trabajo describe el diseño de un sistema para la evaluación dinámica del miembro superior en participantes con trastornos neuromusculares. El sistema se fundamenta en una estructura circular para realizar movimientos controlados con siete carriles radiales y guiado visual mediante LEDs, permitiendo estandarizar trayectorias y velocidades de movimiento. La instrumentación integra registros simultáneos de EEG (64 canales), electromiografía de superficie de alta densidad (320 canales HD-sEMG) y junto con marcadores infrarrojos para registrar la posición del miembro superior durante el movimiento. La sincronización entre los diferentes equipos (LEDs, amplificador y cámaras de seguimiento del movimiento) se gestiona a través de señales auxiliares controladas con un microcontrolador Arduino. Se incluye un mando ergonómico diseñado para compensar la muñeca espástica. El objetivo es extraer biomarcadores objetivos, como mapas de activación y coherencia corticomuscular, para cuantificar la recuperación neuromuscular y la interacción entre los componentes centrales y periféricos de la activación motora voluntaria.

Palabras clave: Medida y procesamiento de señales biomédicas, Ensayo clínico, validación clínica, Soporte a la decisión y control en medicina, Control de variables fisiológicas y clínicas, Ingeniería de rehabilitación y prestación de servicios sanitarios.

System for the dynamic assessment of the upper limb

Abstract

This paper describes the design of a system for the dynamic assessment of the upper limb in participants with neuromuscular disorders. The system is based on a circular structure for controlled movements with seven radial tracks and LED visual guidance, allowing the standardization of trajectories and movement speeds. The instrumentation integrates simultaneous recordings of EEG (64 channels), high-density surface electromyography (320 HD-sEMG channels), and infrared markers to track the upper limb position during movement. Synchronization between devices (LEDs, amplifier and motion tracking cameras) is managed via auxiliary signals controlled by an Arduino microcontroller. An ergonomic handle designed to compensate for spastic wrist conditions is included. The goal is to extract objective biomarkers, such as activation maps and cortico-muscular coherence, to quantify neuromuscular recovery and the interaction between central and peripheral components of voluntary motor activation.

Keywords: Biomedical signal measurement and processing, Clinical trial, clinical validation, Decision support and control in medicine, Control of physiological and clinical variables, Rehabilitation engineering and healthcare delivery

1. Introducción

Los trastornos neurológicos que afectan al miembro superior representan una de las principales causas de discapacidad a nivel mundial, afectando a millones de

personas y generando déficits persistentes en fuerza y coordinación, limitando severamente la autonomía en las actividades de la vida diaria (Gonçalves et al., 2025).

Actualmente, la evaluación de la rehabilitación motora depende en gran medida de escalas clínicas observacionales como la de Fugl-Meyer las cuales, aunque estandarizadas,

presentan limitaciones debido a su naturaleza ordinal, la subjetividad del evaluador y una baja sensibilidad para detectar cambios sutiles en la organización neuromuscular (Garro et al., 2021). Por tanto, se necesitan índices cuantitativos basados en evidencia que permitan valorar objetivamente las necesidades de los pacientes, con el fin último de diseñar terapias personalizadas que favorezcan la recuperación.

1.1 Rehabilitación motora y biomarcadores neurofisiológicos

En los últimos años, la combinación de electroencefalografía (EEG) y electromiografía de superficie de alta densidad (HD-sEMG) ha emergido como una estrategia prometedora para caracterizar el control motor tras una lesión (Brambilla et al., 2021). Esta aproximación híbrida permite extraer parámetros como la desincronización/resincronización relacionada a eventos (ERD/ERS), los patrones de coactivación muscular y los mapas espaciales de activación (Brambilla et al., 2021; Rasool et al., 2019). Dichos biomarcadores facilitan la cuantificación de la integración centro-periferia y permiten seguir la evolución de la rehabilitación de manera más objetiva que las escalas clásicas, reflejando tanto la intención cortical como la ejecución muscular (Li et al., 2025).

1.2 Necesidad de protocolos dinámicos instrumentados

Las tareas de alcance guiadas en un plano horizontal ofrecen un compromiso óptimo entre el control experimental y la relevancia funcional, siempre que la cinemática pueda estandarizarse de forma precisa (Mira et al., 2021). No obstante, la mayoría de los protocolos actuales se restringen a tareas isométricas o movimientos excesivamente simplificados que no capturan la complejidad de los gestos funcionales de la vida diaria (Mira et al., 2021). En este contexto, surge la necesidad de una herramienta compacta y modular que combine guías físicas y un diseño ergonómico adaptado a las limitaciones clínicas de pacientes con lesiones neuromusculares, como la muñeca espástica. Este manuscrito presenta el diseño y desarrollo de un sistema basado en una plataforma de estrella 2D modular y la instrumentación asociada que permite realizar movimientos controlados de alcance (reaching) mediante un protocolo radial instrumentado simultáneamente con registros de EEG y HD-sEMG sobre los principales músculos involucrados.

2. Metodología

El protocolo dinámico se basa en una plataforma planar que permite la ejecución de movimientos de alcance guiados en un plano horizontal que se puede adaptar de acuerdo con la fisionomía de cada sujeto. El sistema permite registros simultáneos de electromiografía de alta densidad (HD-sEMG), electroencefalografía (EEG) y cinemática 3D, adquiridos a una frecuencia de muestreo de 2048 Hz mediante un amplificador de señales biológicas. La arquitectura se compone de una estrella 2D modular, un sistema de guiado visual, un módulo de sincronización basado en Arduino (ATmega 2560), un sistema de seguimiento por infrarrojos y un mando ergonómico de baja fricción, en respuesta a las alteraciones ergonómicas

comunes en los pacientes con patologías neuromusculares, como la retracción de la muñeca.

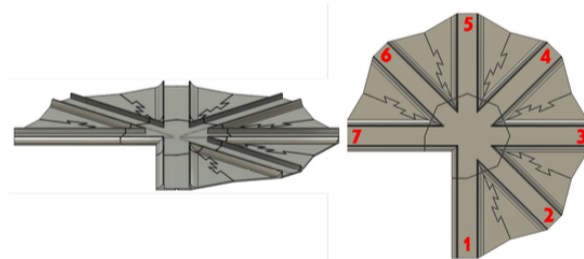


Figura 1: Diseño CAD de la plataforma 2D modular. Las etiquetas numéricas (1–7) representan las trayectorias radiales de movimiento en el espacio bidimensional. La dirección 1 corresponde a la extensión del hombro en aproximadamente 45° con aducción y abducción neutras y una flexión del codo de unos 90°. Por su parte, la dirección 7 representa una aducción horizontal del hombro a 140° y una extensión del codo a aproximadamente 180°.

2.1. Plataforma de estrella 2D modular

La plataforma mecánica consiste en una superficie en 2D configurada como una estrella con siete carriles radiales equiespaciados alrededor de un núcleo central. Cada carril define una trayectoria de alcance rectilínea desde una posición neutra (centro de la estrella) hacia un objetivo periférico, permitiendo explorar múltiples direcciones espaciales fundamentales para la función del hombro y el codo en el plano horizontal, tales como la abducción/aducción y flexión/extensión. La figura 1 muestra una ilustración de los siete carriles radiales y la estructura modular tipo “rompecabezas” diseñada para facilitar el montaje y la implementación en entornos clínicos. Las direcciones definidas exploran el rango de movimiento funcional en el plano horizontal: a partir de una posición de reposo neutra (alineada con el tronco del sujeto), las direcciones 1 a 7 se distribuyen radialmente para cubrir movimientos de abducción/aducción y flexión/extensión de hombro y codo. El orden de numeración se invierte según la lateralidad (horario para zurdos, anti-horario para diestros) para mantener la simetría de la tarea.

Toda la estructura fue fabricada mediante impresión 3D en ácido poliláctico (PLA), utilizando un diseño modular que garantiza la repetibilidad de la geometría y permite la reconfiguración de piezas sin necesidad de mecanizado adicional. La baja masa y rigidez del PLA equilibran la estabilidad mecánica con la manejabilidad necesaria para sesiones repetidas con pacientes. El extremo final de cada trayectoria en cada uno de los carriles se calibra según la longitud de la extremidad superior y la lateralidad (diestro o zurdo) del participante para asegurar una evaluación completa del rango de movimiento.

2.2. Guiado y control visual del movimiento

Cada uno de los siete carriles integra una tira de LEDs equidistantes programados para guiar el movimiento mediante el encendido/apagado de cada uno de ellos en la trayectoria desde el centro hacia el extremo distal. Estas tiras actúan como una señal visual controlada por un microcontrolador Arduino, definiendo la dirección, la distancia y la velocidad del movimiento. En cada ensayo, la

secuencia LED del carril seleccionado se ilumina progresivamente, indicando al participante el ritmo deseado de ejecución.

Esta estrategia de guiado visual permite estandarizar las trayectorias sin necesidad de actuadores robóticos activos, facilitando la comprensión del protocolo por parte de pacientes con déficits cognitivos o motores. Al alcanzar el extremo distal, la secuencia se invierte para guiar el retorno a la posición neutra (central), permitiendo segmentar con precisión las fases de "ida" y "vuelta" para el análisis posterior de las señales neurofisiológicas.

2.3. Mando ergonómico de baja fricción

El elemento de interacción con la estrella es un mando de baja fricción diseñado específicamente para participantes con deterioro motor, considerando la problemática de la muñeca espástica común en pacientes con trastornos neuromusculares. El desarrollo siguió un proceso iterativo de diseño centrado en el usuario (figura 2), partiendo de prototipos con agarres cilíndricos verticales (a) y barras horizontales (b) que resultaron inestables para agarres débiles o manos pequeñas. A partir de pruebas piloto, se introdujeron ajustes en el ángulo del agarre y la sección transversal hasta converger en una geometría contorneada e inclinada (d) que favorece una postura neutra de la muñeca y mejora la alineación del antebrazo.

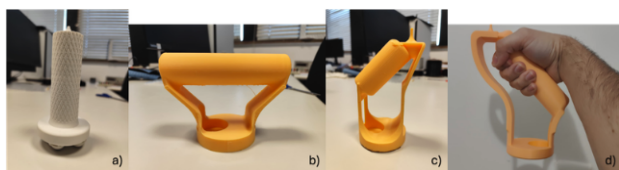


Figura 2. Prototipos de mandos ergonómicos impresos en 3D, a-c consisten en diferentes iteraciones del diseño, siendo el d) el modelo adoptado.

El diseño final integra un agarre inclinado montado sobre una base de teflón que minimiza la resistencia mecánica. Este enfoque asegura que el esfuerzo del participante se concentre en el control neuromuscular y no en vencer fuerzas de rozamiento. La base incorpora un imán que interactúa con sensores de efecto Hall situados en el núcleo de la estrella, lo que permite detectar de forma fiable la posición neutra y generar eventos digitales de inicio y final de movimiento.

2.4. Instrumentación y sincronización de señales

La sincronización multimodal del sistema se gestiona mediante un microcontrolador Arduino que actúa como generador de eventos común. Para cada ensayo, el Arduino emite trenes de pulsos TTL de 5 V hacia el amplificador, codificando el carril seleccionado mediante el número de pulsos (1 a 7) y marcando el inicio de cada movimiento. Esto garantiza que cada dirección quede unívocamente etiquetada en los registros de HD-sEMG y EEG. La figura 3 muestra la arquitectura de integración donde el movimiento sobre la estrella 2D se sincroniza con el amplificador mediante pulsos TTL de Arduino y sensores de efecto Hall, permitiendo el registro alineado de cinemática, EEG y HD-sEMG.

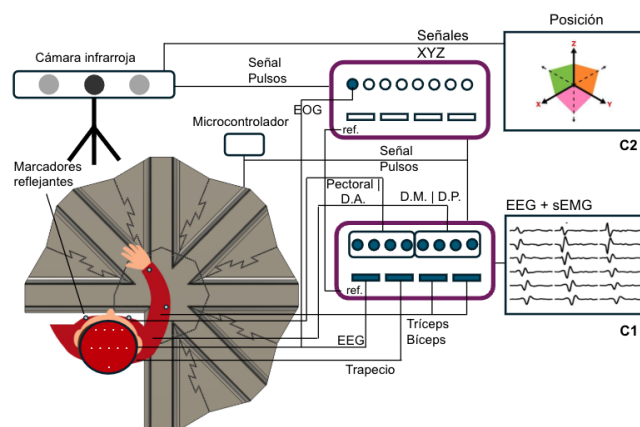


Figura 3: Esquema del protocolo dinámico e instrumentación multimodal. Izquierda: Sujeto instrumentado operando la plataforma con captura cinemática infrarroja. Centro: Amplificadores C2 (posición XYZ, EOG y sincronización) y C1 (EEG y sEMG). Derecha: Representación gráfica de trayectorias espaciales y señales neurofisiológicas.

Los sensores de efecto Hall posicionados en el núcleo detectan la entrada y salida del mando magnético, generando señales digitales que actúan como marcadores de onset y offset. Estas señales se registran simultáneamente con 320 canales de HD-sEMG (procedentes de siete músculos del miembro superior) y 64 canales de EEG (montaje 10-20 extendido), todos adquiridos a una frecuencia de 2048 Hz para garantizar un alineamiento temporal en el orden de milisegundos. Esta configuración permite segmentar con precisión las fases de "ida" y "vuelta" en cada dirección para el análisis posterior de la coherencia corticomuscular y los mapas de activación.

2.5. Sistema de seguimiento cinemático

La cinemática del movimiento se registra mediante un sistema de captura de movimiento OptiTrack Trio compuesto por tres cámaras infrarrojas que operan a una frecuencia de 120 fps. Para la captura de datos, se posicionan marcadores pasivos reflectantes en puntos anatómicos estratégicos del tronco, brazo y antebrazo, así como en el propio mando ergonómico. Esta configuración permite reconstruir en el espacio XYZ la trayectoria del extremo de la mano y evaluar cuantitativamente la presencia de movimientos compensatorios del torso, los cuales son comunes en pacientes con secuelas de trastornos neuromusculares durante las tareas de alcance.



Figura 4: Configuración experimental y posicionamiento de marcadores. Sujeto instrumentado con gorro EEG de 64 canales, matrices de HD-sEMG distribuidas en siete músculos del miembro superior y marcadores infrarrojos para seguimiento cinemático tridimensional en la plataforma 2D.

Las señales de las cámaras se sincronizan temporalmente con el resto de las modalidades (EEG y HD-sEMG) utilizando el primer estímulo detectado como anclaje común en MATLAB. De este modo, las trayectorias espaciales se alinean con los eventos de inicio y fin de movimiento definidos por los sensores de efecto Hall y los pulsos TTL de Arduino. Esta integración cinemática-neurofisiológica es fundamental para proporcionar un contexto biomecánico detallado que permita interpretar con precisión los patrones de activación muscular y la preparación cortical dentro del protocolo dinámico de alcance radial. Los datos obtenidos por las cámaras se procesan para reconstruir la trayectoria del extremo de la mano en el espacio XYZ, permitiendo el cálculo de desplazamientos, velocidades y aceleraciones. Además, se analiza cuantitativamente el ángulo del torso para detectar movimientos compensatorios habituales en pacientes con patologías neuromusculares.

3. Resultados esperados y análisis previstos

La plataforma dinámica propuesta está diseñada no solo para estandarizar la tarea de alcance, sino para habilitar la extracción de índices cuantitativos de la actividad muscular y cortical que complementen las escalas clínicas tradicionales (Garro et al., 2021). A partir de los registros simultáneos de HD-sEMG, EEG y cinemática, se espera derivar mapas de activación muscular, potenciales corticales relacionados con el movimiento y medidas de acoplamiento centro-periferia que actúen como biomarcadores de control motor y recuperación (Brambilla et al., 2021; Pichiorri et al., 2023).

3.1. Índices musculares basados en HD-sEMG

Se registran siete músculos principales para un total de 320 electrodos, distribuidos de la siguiente manera: las tres porciones del deltoides (anterior, medial y posterior), con matrices de 8 columnas x 4 filas de electrodos con una distancia inter-electrodos, IED, de 8 mm. Pectoral mayor, 32 canales (8x4, IED 10 mm), bíceps y tríceps braquial (8x8, IED 10 mm) y trapecio superior 64 canales (13x5, IED 10 mm). La colocación de las matrices se realiza siguiendo las referencias anatómicas internacionales de SENIAM y líneas de referencia específicas de cada músculo para asegurar la alineación con las fibras musculares y minimizar el crosstalk (Hermens y Freriks, 1999). El uso de matrices permitirá generar mapas espaciales de activación para cada dirección de la estrella 2D (Farina et al., 2014; Rasool et al., 2019). A partir de las envolventes de RMS y características frecuenciales, se podrán construir mapas bidimensionales que describan topográficamente la activación muscular y el reclutamiento de unidades motoras durante las fases de ida y vuelta (Rasool et al., 2019).

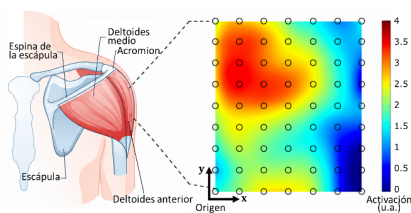


Figura 5: Ejemplo de mapa de activación topográfica del músculo deltoides anterior obtenido mediante HD-sEMG.

Estos mapas se complementarán con índices temporales como la latencia de activación (definida mediante un umbral a partir del pico de amplitud) y la duración del reclutamiento, proporcionando una medida de la sostenibilidad de la contracción (Brambilla et al., 2021; Li et al., 2025). Como se ilustra en la Figura 5, la plataforma permitirá visualizar la heterogeneidad espacial del reclutamiento muscular. El mapa representa la amplitud RMS de las señales de EMG interpoladas sobre la matriz de electrodos, donde las áreas de colores cálidos indican las zonas de máxima activación o territorios de unidades motoras dominantes. Esta capacidad de mapeo es fundamental para identificar cambios en la topografía de activación inducidos por la fatiga o por procesos de recuperación neuromuscular, así como el propio movimiento permitiendo observar desplazamientos en el centro de masa de la activación que no serían detectables con electromiografía convencional (Rasool et al., 2019).

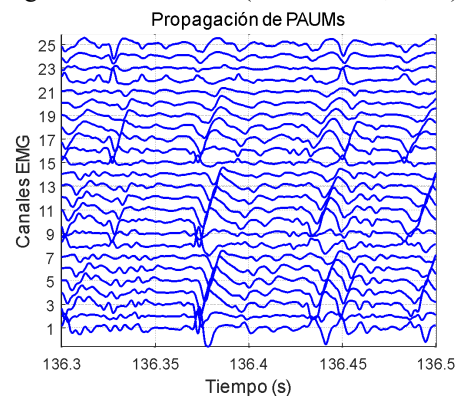


Figura 6: Propagación de PAUMs en 25 canales de sEMG del deltoides anterior.

Asimismo, se calculará el índice de coactivación entre pares agonistas-antagonistas para monitorizar tendencias compensatorias (Komi et al., 2025). Finalmente, se analizará cambios en la velocidad de conducción y las frecuencias medias y medianas (MNF/MDF), y la pendiente de la MDF a lo largo de las repeticiones como biomarcadores de fatiga periférica y resistencia específica a la tarea (Li et al., 2025). En la figura 6 se muestran 25 canales de sEMG registrados en el deltoides posterior, en los que se aprecia la propagación de los potenciales de acción de unidad motora a lo largo de las fibras musculares.

La figura 7 muestra un registro preliminar simultáneo de la actividad electromiográfica de los siete músculos del miembro superior durante la ejecución del protocolo en las siete direcciones radiales. Se observa cómo la magnitud y duración de las ráfagas (bursts) de activación se modulan en función de la trayectoria seleccionada, reflejando el rol biomecánico de cada músculo. Por ejemplo, el tríceps muestra activaciones más pronunciadas en trayectorias que requieren extensión de codo, mientras que el deltoides anterior presenta una activación más sostenida vinculada a la estabilización proximal del brazo durante el alcance. La alineación temporal con las marcas de dirección permite identificar la secuencia de reclutamiento (activation order) y la repetibilidad del patrón motor en cada ensayo.

3.2. Índices corticales basados en EEG

En paralelo, los registros de EEG de 64 canales permitirán analizar los potenciales relacionados con el movimiento asociados al inicio de cada trayectoria, alineados con los disparadores TTL y los eventos de efecto Hall. Para cada dirección será posible cuantificar componentes morfológicos

clave: el potencial de preparación o Readiness Potential (RP), la pendiente negativa (Negative Slope) y el potencial motor (MP) (Ogahara et al., 2024). Estos parámetros reflejan la planificación cortical y la intención motora previa al desplazamiento, siendo altamente sensibles a la reorganización cortical tras una lesión (Ogahara et al., 2024).

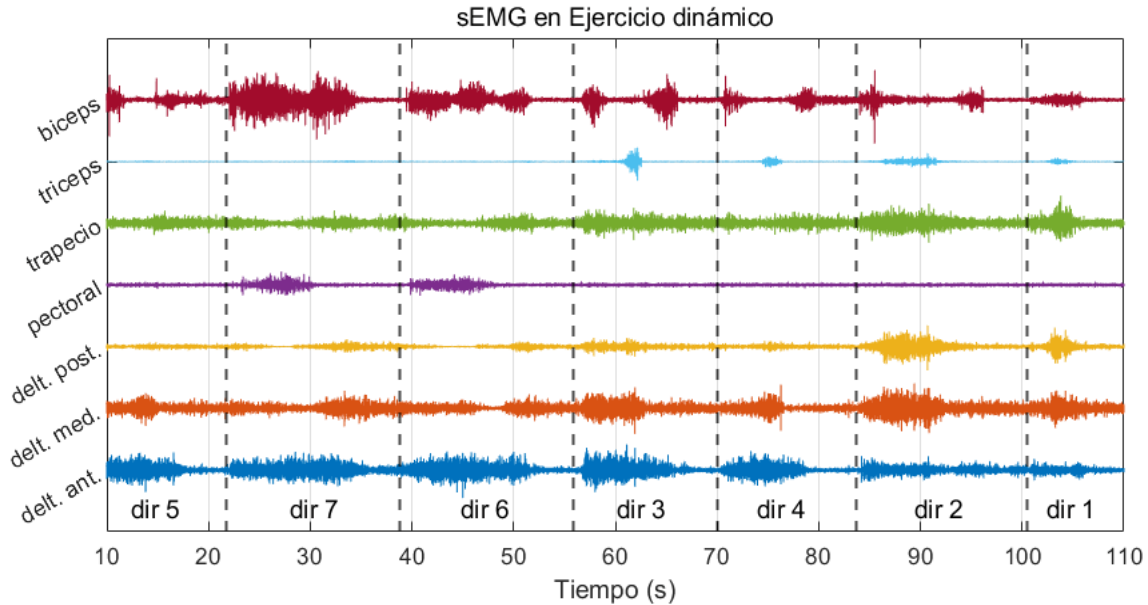


Figura 7: Patrones de activación muscular por dirección de movimiento en la estrella 2D. Las direcciones 1–7 corresponden a las trayectorias radiales de la plataforma de estrella, descritas detalladamente en la Figura 1 y el Apartado 2.1.

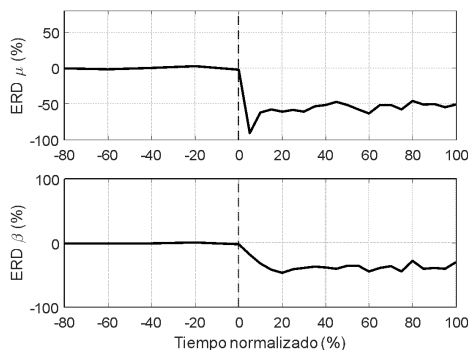


Figura 8: Ejemplo de patrones de desincronización relacionada con eventos (ERD) en bandas mu (arriba) y beta (abajo) durante un ejercicio de alcance dinámico, con el tiempo normalizado y la línea discontinua indicando el inicio del movimiento.

Adicionalmente, el protocolo permite estudiar los patrones de desincronización/re-sincronización relacionada con eventos (ERD/ERS) en las bandas mu (8–13 Hz) y beta (13–30 Hz) sobre la corteza sensoriomotora (Borràs et al., 2025). El análisis espectro-temporal permitirá estimar la profundidad de la desincronización durante la ejecución y el rebote de resincronización posterior, explorando cómo estas oscilaciones se correlacionan con la recuperación funcional (Garro et al., 2021). La figura 8 muestra la evolución temporal de la potencia espectral en las bandas mu (arriba) y beta (abajo) durante una dirección del ejercicio de alcance dinámico. La línea discontinua (tiempo 0) marca el inicio del movimiento detectado por el

sistema de sincronización previo a un estado de reposo, observándose la caída pronunciada de potencia (ERD) característica del compromiso cortical en la tarea.

3.3. Integración EEG–HD-sEMG y biomarcadores híbridos

La coherencia corticomuscular (CMC) se considera para cuantificar el acoplamiento funcional entre la actividad eléctrica cortical y la activación muscular periférica en el dominio de la frecuencia. Este índice refleja la fuerza de sincronización entre las oscilaciones cerebrales y la salida muscular, permitiendo evaluar la integridad del mando motor y la conectividad de las vías descendentes durante el movimiento voluntario (Pichiorri et al., 2023; Xu et al., 2026). Para su estimación, se considera emplear el método de coherencia de magnitud al cuadrado (MSC) sobre épocas segmentadas de EEG y EMG, analizando las sub-bandas mu (8–13 Hz) y beta (13–30 Hz). Con el fin de asegurar la robustez del análisis, la significación estadística de los picos de coherencia se validará mediante datos subrogados (surrogates) basados en la aleatorización de la fase, definiendo umbrales de confianza del 95%. Se espera que un incremento longitudinal en la magnitud de la CMC a lo largo de las sesiones actúe como un biomarcador objetivo de la recuperación neuromuscular y de la plasticidad neural efectiva en personas con trastornos neurológicos o neuromusculares (Pichiorri et al., 2023).

4. Discusión

El diseño e integración de la plataforma 2D multimodal responde a la necesidad de herramientas que capturen de forma coherente el encadenamiento entre la intención motora y la ejecución mecánica. A diferencia de sistemas que emplean EMG de baja densidad o configuraciones cinemáticas aisladas, este protocolo captura simultáneamente la actividad cortical, la topografía de reclutamiento muscular y trayectorias 3D, permitiendo un análisis robusto de la integración centro-periferia.

La estandarización de las tareas mediante la estrella 2D y el guiado por LEDs es un factor diferencial del sistema. El uso de señales visuales secuenciales permite regular la velocidad según el sujeto, reduciendo la variabilidad del comportamiento y facilitando comparaciones fiables entre sesiones. Técnicamente, la combinación de pulsos TTL generados por Arduino con sensores de efecto Hall en el núcleo de la estrella garantiza una sincronización precisa. Esto permite que las ventanas de análisis de EEG y EMG se alineen con las fases funcionales de movimiento detectadas magnéticamente, eliminando la incertidumbre de segmentaciones manuales a posteriori.

Un punto crítico del desarrollo fue el mando ergonómico, diseñado para sujetos con muñeca espástica, frecuente en trastornos neurológicos del miembro superior. La transición desde agarres verticales a una geometría contorneada e inclinada (versión d, Figura 2) favorece una postura neutra y mejora el seguimiento de los carriles. Además, una base con elementos deslizantes reduce la resistencia mecánica, asegurando que el esfuerzo registrado por el HD-sEMG refleje el control neuromuscular y no la fricción del sistema.

El uso de 320 canales de sEMG prioriza la resolución espacial frente a la simplicidad. Aunque exige un preprocesado riguroso (p. ej., detección de canales ruidosos), permite generar mapas de activación detallados y localizar zonas específicas de reclutamiento. Clínicamente, esto facilita el estudio de biomarcadores como la coherencia corticomuscular, sensibles a la reorganización cortical tras lesión.

No obstante, el sistema presenta limitaciones. Su complejidad (estructura 3D, cámaras infrarrojas y matrices de alta densidad) restringe por ahora su uso en entornos especializados. Además, la naturaleza planar de la tarea mejora el control experimental pero reduce la validez ecológica frente a movimientos tridimensionales. Futuras líneas evaluarán la capacidad predictiva de los biomarcadores y la simplificación del sistema para su aplicación clínica.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido realizado parcialmente gracias al apoyo de la Comisión Europea bajo el programa Horizon Europe a través del proyecto HybridNeuro (referencia HORIZON-101079392). Asimismo, se agradece la financiación de la Agencia Estatal de Investigación (AEI) mediante el proyecto FIBROEEMG (referencia

PID2023-150654OB-I00) financiado por el Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades (MICIU), la Agencia Estatal de Investigación (AEI/10.13039/501100011033) y el Fondo Europeo de Desarrollo Regional (FEDER), “Una manera de hacer Europa”. Los autores también expresan su gratitud al Institut Guttmann (Badalona, Barcelona) por su colaboración esencial en el reclutamiento de participantes y por facilitar el entorno clínico para el desarrollo de los protocolos de rehabilitación.

Referencias

- Borràs, M., Romero, S., Serna, L. Y., Alonso, J. F., Bachiller, A., Mañanas, M. A., Rojas, M., 2025. Assessing Motor Cortical Activity: How Repetitions Impact Motor Execution and Imagery Analysis. *Psychophysiology*. DOI: 10.1111/psyp.15065
- Brambilla, C., Pirovano, I., Mira, R. M., Rizzo, G., Scano, A., Mastropietro, A., 2021. Combined Use of EMG and EEG Techniques for Neuromotor Assessment in Rehabilitative Applications: A Systematic Review. *Sensors* 21, 7014. DOI: 10.3390/s21217014
- Farina, D., Holobar, A., 2014. Human/Machine interfacing by decoding the surface electromyogram. *IEEE Signal Processing Magazine* 32, 115–120. DOI: 10.1109/MSP.2014.2359242
- Garro, F., Chiappalone, M., Buccelli, S., De Michieli, L., Semprini, M., 2021. Neuromechanical Biomarkers for Robotic Neurorehabilitation. *Frontiers in Neurobotics* 15, 742163. DOI: 10.3389/fnbot.2021.742163
- Gonçalves, A., Silva, M. F., Mendonça, H., Rocha, C. D., 2025. A Review of Robotic Interfaces for Post-Stroke Upper-Limb Rehabilitation: Assistance Types, Actuation Methods, and Control Mechanisms. *Robotics* 14, 141. DOI: 10.3390/robotics14100141
- Hermens, H.; Freriks, B. SENIAM 9: European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy, Results of the SENIAM Project (CD); Roessingh Research and Development: Enschede, The Netherlands, 1999.
- Komi, H., Kurumadani, H., Kurauchi, K., Date, S., Sunagawa, T., 2025. Differences in muscle activity and intermuscular coordination between dominant and non-dominant hands during chopstick manipulation. *Frontiers in Human Neuroscience* 19, 1574002. DOI: 10.3389/fnhum.2025.1574002
- Li, C., Xu, Y., Feng, T., Wang, M., Zhang, X., Zhang, L., Cheng, R., Chen, W., Chen, W., Zhang, S., 2025. Fusion of EEG and EMG signals for detecting pre-movement intention of sitting and standing in healthy individuals and patients with spinal cord injury. *Frontiers in Neuroscience* 19, 1532099. DOI: 10.3389/fnins.2025.1532099
- Mira, R. M., Tosatti, L. M., Sacco, M., Scano, A., 2021. Detailed characterization of physiological EMG activations and directional tuning of upper-limb and trunk muscles in point-to-point reaching movements. *Current Research in Physiology* 4, 60–72. DOI: 10.1016/j.crphys.2021.02.005
- Ogahara, K., Nakashima, A., Suzuki, T., Sugawara, K., Yoshida, N., Hatta, A., Moriuchi, T., Higashi, T., 2024. Comparing movement-related cortical potential between real and simulated movement tasks from an ecological validity perspective. *Frontiers in Human Neuroscience* 17, 1313835. DOI: 10.3389/fnhum.2023.1313835
- Pichiorri, F., Toppi, J., de Seta, V., Colamarino, E., Masciullo, M., Tamburella, F., Lorusso, M., Cincotti, F., Mattia, D., 2023. Exploring high-density corticomuscular networks after stroke to enable a hybrid Brain-Computer Interface for hand motor rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 20, 5. DOI: 10.1186/s12984-023-01127-6
- Rasool, G., Afsharipour, B., Suresh, N. L., Rymer, W. Z., 2017. Spatial Analysis of Multichannel Surface EMG in Hemiplegic Stroke. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 25, 1802–1811. DOI: 10.1109/TNSRE.2017.2682298
- Xu, Y., Zhang, S., Wang, M., Sawan, M., 2026. Corticomuscular coherence and its non-invasive modulation in stroke applications: a narrative review. *Neuroimage: Reports* 6, 100329. DOI: 10.1016/j.jnirp.2026.100329