

Informe final publicable de proyecto

Desarrollo de una herramienta interactiva para la visualización y el entrenamiento de sinergias musculares.

Código de proyecto ANII: FMV_3_2022_1_172858

Fecha de cierre de proyecto: 01/01/2026

ITURRALDE, Pablo (Responsable Técnico - Científico)

CARREROU MAUROJORGE, Florencia (Investigador)

RAPOSO, Nicolás (Investigador)

FERREIRA, Enrique (Investigador)

GANDOLFO ALDAZ, JUAN ANTONIO (Investigador)

IMBERT, Melissa (Investigador)

TORRES-OVIEDO, Gelsy (Investigador)

UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL URUGUAY DÁMASO ANTONIO LARRAÑAGA. DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA (Institución Proponente) \\\

UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL URUGUAY DÁMASO ANTONIO LARRAÑAGA

Resumen del proyecto

Los músculos no trabajan de forma aislada: al realizar un movimiento, varios músculos se coordinan simultáneamente formando patrones conocidos como "sinergias musculares". En personas que han sufrido un accidente cerebrovascular (ACV) o parálisis cerebral, esta coordinación se altera, y su pérdida está asociada a déficits motores. Sin embargo, no existían herramientas que entrenaran directamente la coordinación entre músculos mediante retroalimentación en tiempo real.

En este proyecto se desarrolló un sistema de software que utiliza la actividad eléctrica muscular, registrada con sensores de superficie no invasivos, para controlar un cursor en pantalla. El cursor solo se mueve si el usuario activa sus músculos con un patrón de coordinación específico definido por el experimentador, lo que genera retroalimentación visual inmediata sobre cómo está coordinando sus músculos.

Se validó la herramienta con 10 voluntarios sanos sin experiencia previa. Los participantes lograron controlar el cursor con patrones de co-activación intuitivos (flexores vs. extensores del codo, tasa de éxito 82%) y con patrones no-intuitivos que requieren activar selectivamente músculos que normalmente trabajan juntos (disociación de flexores del codo, tasa de éxito 56.5%), tras una única sesión de práctica (aproximadamente 30 minutos). Estos resultados sugieren que es posible aprender nuevos patrones de coordinación muscular con práctica breve.

La herramienta fue presentada a profesionales de rehabilitación, quienes identificaron potenciales aplicaciones en parálisis cerebral, ACV crónico, lesión medular y rehabilitación deportiva. Se ha establecido contacto con estos profesionales para identificar las aplicaciones de mayor interés clínico y se espera diseñar un estudio piloto clínico como próximo paso.

Ingeniería y Tecnología / Ingeniería Médica / Ingeniería Médica / Ingeniería del movimiento

Palabras clave: electromiografía / humano-en-el-bucle / control motor /

Antecedentes, problema de investigación, objetivos y justificación.

Sinergias musculares y su relevancia clínica

La actividad muscular para el control del movimiento se organiza en patrones de coordinación que involucran varios músculos simultáneamente, denominados "sinergias musculares". Estos patrones pueden identificarse a partir de señales electromiográficas de superficie (en adelante, EMG) mediante técnicas de factorización matricial como la Factorización Matricial No-Negativa (NMF), y se han documentado consistentemente en diversas condiciones motoras (Torres-Oviedo et al. 2006, Bizzi & Cheung 2013).

En pacientes que han sufrido un accidente cerebrovascular (ACV), Cheung et al. (2012) identificaron alteraciones específicas de las sinergias musculares, incluyendo la fusión de patrones que normalmente son independientes. Esta fusión se correlacionó negativamente con la recuperación motora medida por la escala Fugl-Meyer. Park et al. (2021) confirmaron que la severidad del déficit motor correlaciona con la alteración de las sinergias en pacientes con ACV crónico. En parálisis cerebral, Steele et al. (2015) documentaron una complejidad reducida de la coordinación muscular durante la marcha. Estos hallazgos sugieren que la pérdida o fusión de sinergias musculares está vinculada a los déficits de control motor, y que recuperar la capacidad de reclutar patrones de coordinación diferenciados podría tener valor terapéutico.

Estas condiciones son particularmente relevantes en el contexto local. Los ACVs son la primera causa de discapacidad en adultos, con más de 4.000 casos por año, la mayoría de los cuales dejan secuelas motoras (Comisión Honoraria para la Salud Cardiovascular, 2023; Amorin et al. 2023). La parálisis cerebral es la causa más frecuente de discapacidad motora en la infancia. En ambos casos, las herramientas disponibles para rehabilitación no abordan la coordinación entre músculos como objetivo terapéutico, lo que motivó el desarrollo de este proyecto.

Herramientas existentes y la brecha que motivó el proyecto

Los sistemas de biofeedback basados en EMG se utilizan en rehabilitación desde hace décadas, pero la evidencia sobre su efectividad es limitada (Woodford & Price 2007) y estos sistemas trabajan típicamente con la activación de músculos individuales, sin aprovechar los patrones de coordinación entre músculos. Los "juegos serios" para rehabilitación han mostrado mejoras superiores a la terapia convencional en función del miembro superior post-ACV (Dumas et al. 2021) y pueden ser costo-efectivos en formato domiciliario (Arbuckle et al. 2025), lo que motiva el desarrollo de herramientas interactivas para esta población.

Los antecedentes más directos provienen del grupo de Slutzky en la Northwestern University, que desarrolló una interfaz mioeléctrica

denominada MyoCI. Mugler et al. (2019) presentaron esta interfaz para reducir la co-activación muscular anormal en pacientes con ACV crónico y obtuvieron mejoras significativas en un ensayo aleatorizado con 32 pacientes. G. Seo et al. (2022) mostraron que el entrenamiento con MyoCI modifica el acoplamiento sinérgico de los músculos entrenados, y N. J. Seo et al. (2022) evaluaron un juego controlado por EMG para reentrenar patrones de activación de la mano, con buena adherencia y mejoras motoras.

De forma independiente, Donoso Brown et al. (2014) investigaron un videojuego controlado por EMG como programa domiciliario para pacientes con ACV crónico.

Tanto la MyoCI como los demás sistemas mencionados mapean señales de músculos individuales a ejes de control (por ejemplo, la amplitud de un músculo controla el movimiento horizontal del cursor). El sistema desarrollado en este proyecto, a diferencia de los anteriores, utiliza una matriz de sinergias configurable que define patrones de coordinación multi-muscular como señal de control. La herramienta permite al experimentador definir qué patrón de coordinación muscular controla el cursor, desde la activación de un músculo individual hasta combinaciones de varios músculos, incluyendo combinaciones inhibitorias, lo que permite el entrenamiento de patrones específicos elegidos según las necesidades de cada usuario.

La idea de utilizar interfaces de control para inducir nuevos patrones de actividad tiene antecedentes en interfaces cerebro-computadora: Oby et al. (2019) demostraron que la práctica con interfaces de control puede inducir patrones de actividad neural que el sujeto no expresaba previamente. El presente proyecto traslada este enfoque al dominio de la actividad muscular.

Objetivos

El objetivo general fue desarrollar y validar una herramienta interactiva que permita la cuantificación, visualización y mapeo de patrones de coordinación muscular a acciones de control de un cursor en una computadora en tiempo real, y que pueda ser utilizada para el entrenamiento del reclutamiento de sinergias musculares específicas.

Los objetivos específicos fueron: (1) desarrollar y validar software de cuantificación y visualización de patrones de coordinación muscular en tiempo real a partir de EMG de superficie; (2) desarrollar y validar una interfaz humano-computadora para control bidimensional de cursor a partir de EMG en tiempo real; (3) estudiar la viabilidad de la herramienta como sistema de entrenamiento de patrones de coordinación muscular específicos, incluyendo patrones que el usuario no utiliza habitualmente; y (4) formación de competencias nacionales en procesamiento y análisis de EMG de superficie, mediante el desarrollo de una tesis de maestría o trabajo final de grado en ingeniería.

Justificación

Como se describió anteriormente, la evidencia indica que la diferenciación de los patrones de coordinación muscular es condición necesaria para un adecuado control del movimiento. Sin embargo, las terapias rehabilitativas habituales se centran en la repetición de movimientos orientados a déficits específicos y no abordan la coordinación entre músculos como objetivo de entrenamiento. Los sistemas de biofeedback EMG existentes tampoco aprovechan esta información, ya que operan a nivel de músculos individuales. No existía, al momento de formular este proyecto, una herramienta que entrenara directamente patrones de coordinación multi-muscular mediante retroalimentación en tiempo real. Dada la alta prevalencia de ACV y parálisis cerebral en Uruguay y la evidencia de que la alteración de sinergias musculares acompaña estas condiciones, una herramienta que entrene patrones de coordinación específicos es relevante para rehabilitación motora.

Metodología/Diseño del estudio

El proyecto se estructuró en tres etapas principales, alineadas con los objetivos específicos planteados.

Etapa 1: Adquisición de equipos y desarrollo del sistema

Se adquirió un sistema de electromiografía de superficie (EMG) inalámbrico Trigno Wireless Biofeedback System de Delsys, Inc., con seis sensores de tres tipos (Trigno Avanti, Mini y Duo), que proporcionan ocho canales de EMG a aproximadamente 2 kHz. La recepción del equipo se demoró respecto de lo planificado debido a trámites regulatorios de importación ante el Ministerio de Salud Pública y el Ministerio de Economía y Finanzas.

Se diseñó e implementó un sistema de software que adquiere las señales EMG de los sensores, calcula la proyección de la actividad muscular sobre una base de sinergias musculares definida por el experimentador, y controla un cursor bidimensional en pantalla cuya velocidad es proporcional a la activación de los patrones de coordinación definidos. El sistema incluye un módulo de visualización en tiempo real de la actividad muscular y su descomposición en sinergias, y un módulo de juegos interactivos (tarea de alcance de objetivos radiales desde un punto central, y variantes lúdicas como Flappy Bird, Pong, Arkanoid) pensados para resultar atractivos en población

pediátrica. La base de sinergias y la matriz de control son configurables por el experimentador, lo que permite definir patrones objetivo personalizados para cada usuario.

El sistema fue diseñado con una arquitectura modular que separa adquisición de datos, procesamiento, visualización e interfaz lúdica. Esta separación permitió adaptar y extender cada componente de forma independiente a lo largo del proyecto: se agregaron múltiples juegos en respuesta a los comentarios de usuarios y profesionales, y el módulo de adquisición puede reemplazarse para usar el sistema con otros equipos de EMG. El software fue implementado en Python y se encuentra disponible en un repositorio de acceso abierto (github.com/pabloi/emg-bci-rehab-tool). El desarrollo del sistema fue documentado en el trabajo final de grado de Gandolfo e Imbert (2024) y publicado en IEEE URUCON 2024 (Gandolfo, Imbert & Iturralde, 2024).

Etapa 2: Pruebas de uso, refinamiento y validación experimental

A partir de la versión inicial del sistema se inició un proceso iterativo de pruebas de uso con usuarios, análisis de los resultados, y refinamiento tanto de la herramienta como del protocolo experimental. Durante esta etapa se identificaron mejoras necesarias en la calibración (por ejemplo, la incorporación de la medición de contracción máxima voluntaria de cada músculo como paso estándar), en la sensibilidad del control del cursor, y en la interfaz de configuración. Se agregaron modalidades de juego y se ajustaron parámetros en respuesta al uso. Estas pruebas tuvieron carácter funcional y de desarrollo, no de recolección de datos de investigación, y fueron las que permitieron madurar el sistema hasta un punto en que una validación sistemática fuera posible.

A partir de este proceso se concluyó que, si bien la herramienta funcionaba correctamente, era necesario adquirir evidencia formal sobre su capacidad de inducir aprendizaje de patrones de coordinación muscular en sujetos sin experiencia previa. Para abordar esta pregunta se decidió diseñar e implementar un proceso de validación experimental que no se encontraba en el plan de trabajo original del proyecto. Esta decisión expandió el alcance del proyecto más allá de lo comprometido originalmente. Dado que el plan de trabajo original no contemplaba validación con sujetos humanos, la formulación del proyecto no había requerido aprobación ética. Al tomar la decisión de expandir el alcance para incluir la validación experimental, se gestionó y obtuvo la aprobación del Comité de Ética de la Universidad Católica del Uruguay (CEUCU) y el registro ante el Ministerio de Salud Pública (registro N° 9459092) conforme al Decreto 158/19. Se reclutaron 10 voluntarios sanos sin experiencia previa en biofeedback EMG, entre agosto y diciembre de 2025. Los dos primeros sujetos participaron en una fase piloto con un protocolo diferente al definitivo, lo que permitió ajustes finales al diseño. De los 8 sujetos restantes, uno fue excluido por falla de un sensor durante la sesión y otro fue excluido porque no pudo completar la tarea ni siquiera en la condición más sencilla. Los 6 sujetos restantes completaron ambas condiciones experimentales y constituyen la muestra de análisis.

Se colocaron ocho sensores EMG de superficie en el brazo dominante sobre flexores y extensores del codo según las recomendaciones SENIAM para colocación de sensores de EMG de superficie (Hermens et al. 2000). Cada sesión comenzaba con una calibración (ruido base y contracción máxima voluntaria de cada músculo). Los sujetos realizaban bloques de aproximadamente 50 ensayos en una tarea de alcance desde el centro (center-out task), un paradigma utilizado previamente en interfaces mioeléctricas basadas en EMG (Wright et al. 2014; Mugler et al. 2019), donde debían mover el cursor desde el centro de la pantalla hasta un objetivo (izquierda o derecha) dentro de un tiempo límite (5 segundos para los primeros aproximadamente 50 ensayos, 3 segundos en adelante). Un ensayo exitoso se define como alcanzar el objetivo dentro del tiempo; un ensayo fallido, como no haberlo alcanzado o haber alcanzado el objetivo contrario. A diferencia de tareas de selección forzada donde las respuestas al azar producen una tasa de éxito predecible, en esta tarea no existe un nivel de azar: sin control adecuado el cursor simplemente no se mueve (o se mueve de forma errática) y no alcanza ningún objetivo dentro del tiempo límite. Una tasa de éxito de 0% refleja ausencia de control, no mala suerte.

Se utilizaron dos condiciones experimentales diseñadas para evaluar niveles progresivos de control sobre la coordinación muscular. La primera condición (mapeo intuitivo) asigna todos los flexores a una dirección del cursor y todos los extensores a la dirección opuesta. Este mapeo opera a nivel de grupos musculares funcionales: basta con contraer los flexores o los extensores como bloque para mover el cursor. Se esperaba que este tipo de control fuera intuitivo para los participantes, ya que replica la organización funcional natural del brazo, donde flexores y extensores tienen efectos opuestos. Este primer paso fue necesario para validar que el sistema funciona de extremo a extremo (OE2), pero no requiere que el sujeto modifique sus patrones de coordinación habituales, ya que la separación flexores/extensores ya existe en su repertorio motor. La segunda condición (mapeo de activación diferencial) es la prueba central de la capacidad de la herramienta para entrenar sinergias musculares específicas (OE3). Los músculos flexores del codo (bíceps braquial, braquial, braquiorradial) se co-activan durante la flexión del codo: forman parte de una misma sinergia muscular (Seo et al. 2021). En esta condición, estos músculos son divididos en dos subgrupos (por ejemplo, bíceps braquial vs. braquiorradial) y colocados en roles antagónicos: activar un subgrupo mueve el cursor en una dirección mientras que activar el otro lo inhibe. Para mover el cursor, el sujeto debe aprender a fraccionar la sinergia flexora: activar un subgrupo de flexores sin activar el otro, algo que no ocurre durante la flexión normal del codo, donde todos los flexores se reclutan conjuntamente.

La propuesta original contemplaba una estrategia de rotación gradual del subespacio de control (Oby et al. 2019) como mitigación en caso de que los sujetos no pudieran reclutar los patrones no-intuitivos directamente. En la práctica, el enfoque directo de activación diferencial

resultó suficiente para inducir el aprendizaje, por lo que no fue necesario recurrir a esta estrategia. Sin embargo, se anticipa que para patrones de coordinación más complejos o alejados del repertorio habitual, esta estrategia de rotación gradual pueda ser necesaria a efectos de facilitar el aprendizaje progresivo.

Los sujetos realizaron primero la condición intuitiva y luego la condición de activación diferencial. El análisis incluyó tasas de éxito por bloque, curvas de aprendizaje intra-sesión mediante medias móviles, y duración de los ensayos.

Etapa 3: Divulgación con profesionales de rehabilitación

Se realizó un proceso de divulgación con profesionales de rehabilitación mediante reuniones individuales e institucionales, formato elegido por sobre un evento grupal porque facilitó un intercambio más directo y detallado con cada interlocutor. Se concretaron reuniones uno a uno con cuatro fisioterapeutas y una reunión institucional con el equipo de rehabilitación e innovación de Fundación Teletón (6 participantes). Se estableció contacto con la Asociación de Fisioterapeutas del Uruguay (AFU) a través de su grupo de neurorehabilitación para coordinar una presentación a dicha comunidad. Por motivos de agenda, aún no ha sido posible concretar la reunión, pero se anticipa su realización durante el primer semestre de 2026. Se establecieron contactos con otras instituciones de rehabilitación (por ejemplo, el Centro de Rehabilitación de Maldonado, CEREMA, y la Casa de Gardel, ASSE, MSP), pero no fue posible concretar reuniones formales. Se prevé continuar estas gestiones en futuras etapas de validación clínica.

Resultados, análisis y discusión

OE1 y OE2: Desarrollo y validación de la herramienta

Se completó el desarrollo del sistema de control de cursor por EMG y visualización de sinergias musculares en tiempo real. El software se encuentra disponible en un repositorio de acceso abierto (github.com/pabloi/emg-bci-rehab-tool) y bajo desarrollo activo. El sistema completo (equipo de EMG, mini-PC y monitores) fue configurado en una versión fija en el laboratorio de movimiento humano de UCU. Se desarrolló también una versión portátil del sistema (estuche compacto con interfaz EMG, mini-PC y monitor) para uso fuera del laboratorio.

El sistema fue validado técnicamente en el marco del trabajo final de grado (Gandolfo e Imbert, 2024): el 97% de las muestras de 8 canales se procesan en menos de 1 ms, sin pérdida de datos, y la latencia total del sistema es de aproximadamente 18 ms. Se validó también el algoritmo de extracción de sinergias musculares mediante NMF con datos sintéticos, obteniendo similitudes coseno de 0.91-1.00 respecto de las sinergias originales.

La validación del control del cursor (OE2) se realizó con la condición de mapeo intuitivo (flexores vs. extensores, $n=6$).

La tasa de éxito grupal fue de 82.4% (300 éxitos en 364 ensayos). Cinco de seis sujetos superaron el 65% y cuatro superaron el 80%. La media grupal se estabilizó en 80-90% dentro de los primeros 20-30 ensayos, y los tiempos de alcance del objetivo disminuyeron a lo largo de la sesión, consistente con aprendizaje motor.

OE3: Viabilidad del entrenamiento de sinergias musculares específicas

La tasa de éxito grupal bajo la condición de activación diferencial fue de 56.5% (266 éxitos en 471 ensayos, $n=6$), con alta variabilidad entre sujetos. La interfaz MyoCI de Mugler et al. (2019), el antecedente más cercano, reportó mejoras en el desempeño de la tarea a lo largo de sesiones de entrenamiento con pacientes con ACV crónico, aunque la tarea y la población difieren de las del presente estudio (pacientes con ACV vs. sujetos sanos, entrenamiento multi-sesión vs. sesión única).

El desempeño varió entre sujetos, pero en general los participantes fueron capaces de realizar la tarea y mejoraron incluso con práctica breve. Un caso ilustrativo es el sujeto S07, que pasó de una tasa de éxito de 16% en su primer bloque de 50 ensayos a 67% en un segundo bloque extendido de 61 ensayos, mostrando aprendizaje intra-sesión claro. El sujeto S09, por su parte, alcanzó 95% de éxito global desde el inicio de la condición de activación diferencial, sugiriendo que algunos sujetos pueden adaptarse al mapeo no-intuitivo con poca o ninguna dificultad. La variabilidad observada es consistente con la distinción entre respondedores y no-respondedores reportada por G. Seo et al. (2022) en su trabajo con MyoCI.

Los datos indican que la herramienta puede inducir el fraccionamiento de sinergias musculares existentes con práctica breve.

OE4: Formación de recursos humanos y divulgación

Se completó un Proyecto de Ingeniería (trabajo final de grado) en Ingeniería Electrónica por Gandolfo e Imbert (2024), disponible en el

repositorio institucional de UCU. El proyecto también contribuyó a la formación de Nicolás Raposo (soporte técnico en desarrollo de software) y Florencia Carrerou (estudiante de Medicina, ayudante de investigación en la etapa de validación, con formación en colocación de sensores EMG según guías SENIAM, protocolos experimentales con sujetos humanos y análisis de señales electromiográficas).

La divulgación se realizó mediante reuniones individuales e institucionales en lugar de un evento grupal, lo que facilitó un intercambio más directo y detallado con cada interlocutor. Los profesionales de Fundación Teletón identificaron el entrenamiento del control motor selectivo en niños con parálisis cerebral como una aplicación prioritaria, y señalaron aplicaciones adicionales en extensores de muñeca en pacientes con hemiplejía, control postural y musculatura periescapular. Los profesionales indicaron que el componente lúdico es necesario para población pediátrica, y se sugirió una dosificación orientativa de 3 sesiones semanales de 45-60 minutos durante 6-8 semanas.

En las reuniones con fisioterapeutas se identificaron aplicaciones en la activación del tibial anterior durante la marcha pediátrica (señalada como el músculo donde más fracasan las intervenciones prolongadas), rehabilitación del ligamento cruzado anterior y re-educación neuromuscular en lesión medular. Según los profesionales consultados, los ejercicios analíticos para entrenar músculos individuales frecuentemente no se transfieren a las actividades funcionales que el paciente necesita realizar. La herramienta desarrollada podría abordar esta limitación entrenando patrones de coordinación multi-muscular en una tarea interactiva. La versión portátil del sistema y la evidencia sobre la costo-efectividad de programas gamificados domiciliarios (Arbuckle et al. 2025) sugieren que un modelo de intervención basado en esta herramienta podría ser viable.

Se ha establecido contacto con Fundación Teletón para el diseño de un estudio piloto de validación clínica, y se está coordinando una presentación a la comisión de neurología de la Asociación de Fisioterapeutas del Uruguay.

Limitaciones y perspectiva

Estos resultados deben interpretarse considerando las limitaciones de la validación: la muestra es pequeña (n=6 con datos analizables para ambas condiciones), el diseño es de sesión única, la exposición a condiciones no fue balanceada entre sujetos, y los sujetos fueron adultos jóvenes sanos. La eficacia de la herramienta en poblaciones con déficits motores reales no fue evaluada en este proyecto. Para la etapa clínica será necesario realizar estudios multi-sesión y multi-día que caractericen el aprendizaje longitudinal, evalúen la consolidación de los patrones aprendidos entre sesiones, y determinen si los cambios se mantienen en el tiempo. Van Dijk et al. (2016) mostraron que el aprendizaje mioeléctrico es altamente específico de la tarea, y Donoso Brown et al. (2014) encontraron limitada transferencia funcional desde juegos controlados por EMG. Los fisioterapeutas consultados sugirieron explorar el uso de la herramienta durante gestos funcionales (no solo en posición estática) como posible vía para mejorar la transferencia.

Los datos muestran que, a pesar de estas limitaciones, sujetos sin experiencia previa lograron fraccionar sinergias musculares en una sesión de práctica.

Conclusiones y recomendaciones

Conclusiones

****OE1 y OE2: Desarrollo y validación de la herramienta.**** Se desarrolló un sistema de biofeedback EMG en tiempo real que proyecta la actividad de 8 canales musculares sobre una base de sinergias configurable y controla un cursor bidimensional en pantalla. El sistema fue validado técnicamente (Gandolfo e Imbert, 2024) y con usuarios: la tasa de éxito grupal bajo mapeo intuitivo fue de 82.4% (n=6), con estabilización rápida y tiempos de respuesta decrecientes. El software se encuentra disponible en un repositorio de acceso abierto y se desarrolló una versión portátil del sistema que permite su uso fuera del laboratorio. Ambos objetivos se consideran cumplidos.

****OE3: Viabilidad del entrenamiento de sinergias musculares.**** El compromiso original fue estudiar la viabilidad de la herramienta para entrenar patrones de coordinación muscular no habituales. Este objetivo se cumplió: se diseñó e implementó un protocolo de validación experimental con sujetos humanos, lo que extendió el alcance del proyecto más allá de lo comprometido originalmente (ver Metodología, Etapa 2). Los resultados constituyen evidencia preliminar favorable de que sujetos sin experiencia previa pueden aprender a fraccionar sinergias musculares existentes en una única sesión de práctica (56.5% de éxito grupal bajo la condición de activación diferencial, con evidencia de aprendizaje intra-sesión). La alta variabilidad entre sujetos, la muestra pequeña (n=6) y la ausencia de validación multi-sesión y clínica implican que estos resultados, si bien favorables, requieren confirmación adicional mediante un estudio longitudinal con múltiples sesiones.

****OE4: Formación de recursos humanos y divulgación.**** Se completó un trabajo final de grado en Ingeniería Electrónica (Gandolfo e Imbert, 2024) y se formaron recursos humanos adicionales en procesamiento de señales EMG y protocolos experimentales con sujetos humanos. La herramienta generó interés entre profesionales de rehabilitación, quienes identificaron aplicaciones clínicas no anticipadas en parálisis cerebral, rehabilitación deportiva y lesión medular. Objetivo cumplido.

****Productos del proyecto.**** (a) Un artículo publicado en actas de conferencia IEEE URUCON 2024 (doi:10.1109/URUCON63440.2024.10850101); (b) un trabajo final de grado depositado en el repositorio institucional de UCU (hdl.handle.net/10895/4731); (c) un software de código abierto disponible en GitHub (github.com/pabloi/emg-bci-rehab-tool); y (d) un prototipo portátil del sistema completo (interfaz EMG, mini-PC y monitor en estuche compacto), listo para uso en centros clínicos o domicilios sin depender de infraestructura fija.

Recomendaciones

Se identifican las siguientes líneas de trabajo futuro, algunas de las cuales ya se encuentran en etapa exploratoria:

1. Realizar estudios multi-sesión para caracterizar el aprendizaje longitudinal y evaluar la consolidación y transferencia de los patrones aprendidos. Toda la evidencia disponible, incluyendo la de este proyecto, proviene de sesiones únicas.
2. Diseñar un estudio piloto con pacientes con déficits motores (ACV crónico, parálisis cerebral). Se ha establecido contacto con Fundación Teletón en esta dirección, y los profesionales consultados sugirieron un régimen de 3 sesiones semanales de 45-60 minutos durante 6-8 semanas. Un diseño de caso único con medidas repetidas (MacIntosh et al. 2020) podría ser apropiado para una primera evaluación clínica. Como se discutió en Resultados, la versión portátil del sistema y la evidencia de Arbuckle et al. (2025) sobre programas domiciliarios sugieren viabilidad de este modelo.
3. Investigar la transferencia al movimiento funcional, dado que la evidencia previa (Van Dijk et al. 2016; Donoso Brown et al. 2014) y los profesionales consultados señalan que el aprendizaje mioeléctrico puede no transferirse a gestos funcionales sin entrenamiento específico en ese contexto.
4. Explorar el desarrollo de sensores EMG de menor costo para permitir el uso domiciliario y la tele-rehabilitación, dado que el costo de equipos comerciales como el de Delsys constituye una barrera para el despliegue a mayor escala.
5. Identificar predictores de respuesta individual y diseñar protocolos que se adapten a las capacidades de cada sujeto (G. Seo et al. 2022). La herramienta facilita esto, ya que los pesos de la matriz de sinergias son configurables.

Productos derivados del proyecto

Tipo de producto	Título	Autores	Identificadores	URI en repositorio de Silo	Estado
Artículo científico	Development of an interactive tool for the visualization and training of muscular synergies	J.A. Gandolfo, M. Imbert, P. Iturralde	doi:10.1109/URUCON63440.2024.10850101	https://hdl.handle.net/20.500.12381/5466	Finalizado
Tesis de grado/monografías	Desarrollo de una herramienta interactiva para la visualización y el entrenamiento de sinergias musculares	J.A. Gandolfo, M. Imbert	https://hdl.handle.net/10895/4731	https://hdl.handle.net/10895/4731	Finalizado
Software	Herramienta de control de cursor por EMG y visualización de sinergias musculares en tiempo real.	J. A. Gandolfo, M. Imbert, P. Iturralde	www.github.com/pabloi/emg-bci-rehab-tool		Finalizado

Referencias bibliográficas

Amorin, I., Savia, A., Gaye, A., Camejo, C., Triviño, B., Muñoz, M., Yancev, S., Menéndez, T., & Décima, R. (2023). National stroke management plan in Uruguay: Challenges and opportunities. *Frontiers in Neurology*, 13, 973380. doi:10.3389/fneur.2022.973380

Arbuckle, S. A., Knill, A. S., et al. (2025). A resource-efficient, high-dose, gamified neurorehabilitation program for chronic stroke at home: Retrospective real-world analysis. *JMIR Serious Games*. doi:10.2196/69335

Bizzi, E., & Cheung, V. C. K. (2013). The neural origin of muscle synergies. *Frontiers in Computational Neuroscience*, 7, 51. doi:10.3389/fncom.2013.00051

Cheung, V. C. K., Turolla, A., Agostini, M., Silvoni, S., Bennis, C., Kasi, P., ... & Bizzi, E. (2012). Muscle synergy patterns as physiological markers of motor cortical damage. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 109(36), 14652–14656. doi:10.1073/pnas.1212056109

Comisión Honoraria para la Salud Cardiovascular. (2023). Día Mundial de prevención del ACV, 29 de octubre. <https://cardiosalud.org/dia-mundial-de-prevencion-del-acv-29-de-octubre/>

Donoso Brown, E. V., Westcott McCoy, S., et al. (2014). Preliminary investigation of an electromyography-controlled video game as a home program for persons in the chronic phase of stroke recovery. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 95(8), 1461–1469. doi:10.1016/j.apmr.2014.02.025

Doumas, I., Everard, G., Dehem, S., & Lejeune, T. (2021). Serious games for upper limb rehabilitation after stroke: A meta-analysis. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 18, 100. doi:10.1186/s12984-021-00889-1

Gandolfo, J. A., Imbert, M., & Iturralde, P. (2024). Development of an interactive tool for the visualization and training of muscular synergies. *IEEE URUCON 2024*. doi:10.1109/URUCON63440.2024.10850101

Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5), 361–374. doi:10.1016/S1050-6411(00)00027-4

MacIntosh, A., Desailly, E., Vignais, N., Vigneron, V., & Biddiss, E. (2020). A biofeedback-enhanced therapeutic exercise video game intervention for young people with cerebral palsy. *PLOS ONE*, 15(6), e0234767. doi:10.1371/journal.pone.0234767

Mugler, E. M., Tomic, G., Singh, A., & Slutzky, M. W. (2019). Myoelectric computer interface training for reducing co-activation and enhancing arm movement in chronic stroke survivors: A randomized trial. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 33(4), 284–295. doi:10.1177/1545968319834903

Oby, E. R., Golub, M. D., Hennig, J. A., Degenhart, A. D., Tyler-Kabara, E. C., Yu, B. M., Chase, S. M., & Batista, A. P. (2019). New neural activity patterns emerge with long-term learning. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 116(30), 15210–15215. doi:10.1073/pnas.1820296116

Park, J.-H., Shin, J.-H., Lee, H., Roh, J., & Park, H.-S. (2021). Alterations in intermuscular coordination underlying isokinetic exercise after a stroke and their implications on neurorehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 18, 110. doi:10.1186/s12984-021-00900-9

Seo, G., Park, J.-H., Park, H.-S., & Roh, J. (2021). Feasibility of inducing new intermuscular coordination patterns through an electromyographic signal-guided training in the upper extremity: A pilot study. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2021, 6479–6482. doi:10.1109/EMBC46164.2021.9630089

Seo, G., Kishta, A., Mugler, E., Slutzky, M. W., & Roh, J. (2022). Myoelectric interface training enables targeted reduction in abnormal muscle co-activation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 19(1), 67. doi:10.1186/s12984-022-01045-z

Seo, N. J., Barry, A., Ghassemi, M., et al. (2022). Use of an EMG-controlled game as a therapeutic tool to retrain hand muscle activation patterns following stroke: A pilot study. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 46(3), 198–205. doi:10.1097/NPT.0000000000000398

Steele, K. M., Rozumalski, A., & Schwartz, M. H. (2015). Muscle synergies and complexity of neuromuscular control during gait in cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 57(12), 1176–1182. doi:10.1111/dmcn.12826

Torres-Oviedo, G., Macpherson, J. M., & Ting, L. H. (2006). Muscle synergy organization is robust across a variety of postural perturbations. *Journal of Neurophysiology*, 96(3), 1530–1546. doi:10.1152/jn.00810.2005

Van Dijk, L., van der Sluis, C. K., van Dijk, H. W., & Bongers, R. M. (2016). Learning an EMG controlled game: Task-specific adaptations and transfer. *PLOS ONE*, 11(8), e0160817. doi:10.1371/journal.pone.0160817

Woodford, H. J., & Price, C. I. M. (2007). EMG biofeedback for the recovery of motor function after stroke. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, Issue 2. Art. No.: CD004585. doi:10.1002/14651858.CD004585.pub2

Wright, Z. A., Rymer, W. Z., & Bhatt, A. (2014). Reducing abnormal muscle coactivation after stroke using a myoelectric-computer interface: a pilot study. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 28(5), 443–451. doi:10.1177/1545968313517751

Licenciamiento

Reconocimiento 4.0 Internacional. (CC BY)

