

Jornadas de Automática

Análisis de sinergias musculares en agarres de mano mediante HD-EMG

Fernando Chillon^a, Lluís Bernat^a, Cristina Romero^a, Raquel Martínez-Pérez^a, Andres Ubeda^{a,*}

^aHuman Robotics Group, Universidad de Alicante, San Vicente del Raspeig, España

To cite this article: Chillon, F., Bernat, L., Romero, C., Martínez-Pérez, R., Ubeda, A. 2026. Analysis of muscle synergies in hand grasping through HD-EMG. Jornadas de Automática, 47.
<https://doi.org/10.17979/ja-cea.2026.47.13839>

Resumen

Las sinergias musculares describen cómo el sistema nervioso central coordina grupos musculares mediante patrones de activación comunes, reduciendo la dimensionalidad del control motor. Este trabajo analiza su extracción a partir de señales de electromiografía de alta densidad (HD-EMG) de 128 canales registradas en el antebrazo durante tareas de apertura y cierre de mano, mediante Factorización Matricial No-Negativa (del inglés, NMF). Dos sinergias reconstruyeron la actividad muscular con una Variance Accounted For (VAF) superior al 97 %. La primera, de predominio flexor, mostró una elevada estabilidad inter-sujeto y se asoció a la generación y mantenimiento del agarre; la segunda, extensora, presentó mayor variabilidad, compatible con estrategias individuales de estabilización y control fino durante la apertura. Ambas se activaron de forma coherente con las fases biomecánicas de la prensión. Esta organización de baja dimensionalidad sugiere aplicaciones como biomarcador de la coordinación motora en rehabilitación y como espacio de control reducido para interfaces mioeléctricas más robustas.

Palabras clave: Análisis e interpretación de bioseñales, Avances en medición y procesamiento de señales, Ingeniería de rehabilitación y atención sanitaria, Control de movimientos voluntarios, Tecnología asistencial e ingeniería de rehabilitación.

Analysis of muscle synergies in hand grasping through HD-EMG

Abstract

Muscle synergies describe how the central nervous system coordinates groups of muscles through common activation patterns, reducing the dimensionality of motor control. This work analyzes their extraction from 128-channel high-density electromyography (HD-EMG) recorded over the forearm during hand opening and closing tasks, using Non-Negative Matrix Factorization (NMF). Two synergies reconstructed muscle activity with a Variance Accounted For (VAF) above 97 %. The first, flexor-dominated, showed high inter-subject stability and was associated with grip generation and maintenance; the second, extensor, exhibited greater variability, consistent with individual strategies for stabilization and fine control during opening. Both activated in agreement with the biomechanical phases of grasping. This low-dimensional organization suggests applications as a biomarker of motor coordination in rehabilitation and as a reduced control space for more robust myoelectric interfaces.

Keywords: Bio-signals analysis and interpretation, Developments in measurement, signal processing, Rehabilitation engineering and healthcare delivery, Control of voluntary movements, Assistive technology and rehabilitation engineering.

1. Introducción

Las sinergias musculares constituyen una hipótesis ampliamente utilizada para explicar cómo el sistema nervioso central coordina grupos musculares mediante patrones de activación comunes, reduciendo la complejidad inherente al control motor humano. Bajo este paradigma, movimientos com-

plejos pueden representarse mediante la combinación de un número reducido de módulos musculares básicos (D'Avella et al., 2003).

En los últimos años, las técnicas de electromiografía de alta densidad (HD-EMG) han permitido registrar actividad muscular con elevada resolución espacial y temporal, facilitando

*Autor para correspondencia: andres.ubeda@ua.es
Attribution-NonCommercial-ShareAlike 4.0 International (CC BY-NC-SA 4.0)

el estudio detallado de la organización neuromuscular durante tareas funcionales (Holobar and Farina, 2014). La elevada cantidad de información generada por este tipo de adquisiciones favorece el uso de técnicas de reducción de dimensionalidad y extracción de patrones musculares coordinados (Chowdhury et al., 2013).

Entre los métodos más empleados para la extracción de sinergias musculares destaca Non-negative Matrix Factorization (NMF), debido a su capacidad para obtener componentes fisiológicamente interpretables gracias a la restricción de no negatividad (Lee and Seung, 1999). Además, NMF ha demostrado proporcionar patrones musculares más fácilmente interpretables fisiológicamente que otros métodos clásicos de reducción de dimensionalidad como PCA o ICA (Tresch et al., 2006).

Sin embargo, la mayoría de los estudios sobre sinergias musculares se han centrado en tareas de locomoción (Ivanenko et al., 2004) y alcance (D'Avella et al., 2006), empleando configuraciones de EMG bipolar sobre un número reducido de músculos. El análisis de la coordinación muscular durante el control de la mano y el antebrazo mediante HD-EMG, que ofrece una resolución espacial considerablemente mayor, ha recibido mucha menos atención (Geng et al., 2022), especialmente en el contexto de aplicaciones clínicas como la rehabilitación.

En este trabajo se analiza la extracción de sinergias musculares a partir de señales HD-EMG de 128 canales obtenidas durante tareas dinámicas de apertura y cierre de la mano, realizadas con distintos tipos de agarre y bajo diferentes posiciones del brazo y orientaciones de pronosupinación. Aprovechando la elevada resolución espacial del HD-EMG, el objetivo principal es examinar si la actividad muscular del antebrazo presenta una organización espacial diferenciada, con regiones de mayor o menor activación dentro de cada compartimento, durante el ciclo funcional de prensión, y caracterizar la organización espacial y temporal de las sinergias resultantes y su consistencia entre sujetos.

2. Materiales y métodos

2.1. Protocolo experimental

Las señales analizadas proceden de una base de datos experimental compuesta por 16 participantes (9 hombres y 7 mujeres), todos diestros, sin antecedentes de alteraciones motoras, reclutados bajo la aprobación del Comité de Ética de la Universidad de Alicante (protocolo UA-2023-10-04) y conforme a la Declaración de Helsinki. Se registraron de forma sincronizada señales HD-EMG del antebrazo y la cinemática de la mano durante movimientos repetitivos de apertura y cierre. Las señales HD-EMG se adquirieron a 2 kHz con el sistema MuoviPro (OT Bioelettronica, Italia), mediante cuatro matrices de 8×4 electrodos (128 canales, 10 mm de separación) colocadas sobre los compartimentos flexor y extensor del antebrazo (Figura 1). La cinemática se capturó con cinco cámaras sincronizadas y se utilizó para segmentar los ciclos funcionales. Los ciclos se delimitaron a partir de la señal de apertura de la mano, definida como la distancia euclídea entre los marcadores del pulgar y del índice. Se identificaron automáticamente los mínimos sucesivos de apertura, correspondientes a la mano completamente cerrada, de modo que

cada ciclo comprendió una fase de apertura seguida de una de cierre.

El protocolo experimental siguió un diseño factorial en el que se combinaron todos los niveles de tres factores: el tipo de agarre, la posición del brazo y la orientación de pronosupinación (Tabla 1). Se emplearon tres tipos de agarre: pinza de un dedo (oposición del pulgar contra el dedo índice), pinza de dos dedos (oposición del pulgar contra los dedos índice y medio) y agarre completo (cierre completo de la mano con flexión de los cinco dedos). Se evaluaron dos posiciones del brazo, distal y proximal, definidas por el ángulo de flexión del codo: en la posición distal el codo se mantuvo extendido y en la posición proximal se flexionó (90°). Finalmente, se consideraron cinco orientaciones de pronosupinación del antebrazo (0°, 45°, 90°, 135° y 180°). La combinación de todos los niveles de los tres factores ($3 \times 2 \times 5$) dio lugar a 30 condiciones experimentales por sujeto, cada una con una duración de 30s. Durante este intervalo los participantes ejecutaron movimientos repetitivos de apertura y cierre a un ritmo determinado mediante un video de guiado del movimiento, registrándose una media de 15 ciclos funcionales por condición y sujeto.

No se impuso un nivel de fuerza objetivo ni se proporcionó retroalimentación de fuerza; se instruyó a los participantes para que realizaran cada agarre con una contracción cómoda y sostenida, representativa de un uso funcional. No se contemplaron descansos entre la realización de las diferentes condiciones.

Cada condición se identifica mediante el código M<posición><agarre><orientación>, donde la posición toma el valor 1 (distal) o 2 (proximal), el agarre 1–3 (pinza de un dedo, pinza de dos dedos, agarre completo) y la orientación 1–5 (0°, 45°, 90°, 135°, 180°).

Tabla 1: Diseño factorial completo del protocolo experimental ($3 \times 2 \times 5 = 30$ condiciones por sujeto).

Factor	Niveles	Valores
Posición del brazo	2	Pinza de un dedo, pinza de dos dedos, agarre completo
Tipo de agarre	3	Distal, proximal
Orientación de pronosupinación	5	0°, 45°, 90°, 135°, 180°

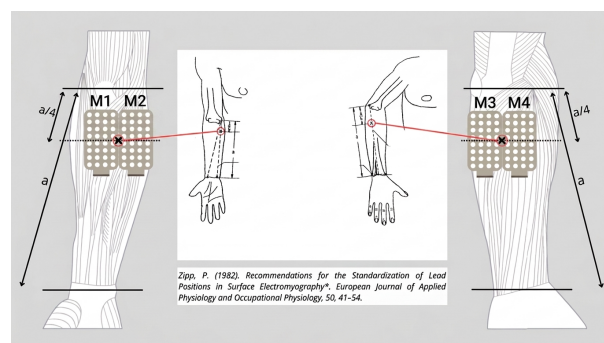


Figura 1: Colocación de las cuatro matrices HD-EMG sobre los compartimentos flexor y extensor del antebrazo. Las matrices M1 y M2 se situaron sobre el compartimento flexor, mientras que las matrices M3 y M4 se colocaron sobre el compartimento extensor.

2.2. Preprocesado de señales

Las señales HD-EMG fueron sometidas a distintas etapas de preprocesado con el objetivo de mejorar la relación señal-ruido y obtener envolventes musculares representativas (Chowdhury et al., 2013).

Inicialmente se aplicó un filtro pasabanda Butterworth de cuarto orden entre 20 Hz y 450 Hz para eliminar componentes de baja frecuencia asociadas a artefactos de movimiento y deriva de línea base, así como ruido de alta frecuencia fuera del rango fisiológicamente relevante de la señal EMG. Posteriormente, se aplicó un filtro notch FIR para atenuar las interferencias de la red eléctrica presentes en 50 Hz y 100 Hz (Luca et al., 2010).

Tras el filtrado, las señales fueron rectificadas mediante valor absoluto para transformar todas las amplitudes en valores positivos y obtener una representación proporcional al nivel de activación muscular. Posteriormente, se calcularon envolventes RMS (*Root Mean Square*) mediante ventanas deslizantes de 0.1 s. Se optó por el valor RMS, y no por la envolvente obtenida mediante rectificado y filtrado paso bajo (valor medio rectificado), por tratarse de un estimador de amplitud directamente relacionado con la potencia de la señal y, por tanto, con una interpretación fisiológica más directa del nivel de activación muscular, siendo además uno de los estimadores de amplitud recomendados para la señal EMG de superficie (Luca, 1997; Chowdhury et al., 2013). El cálculo del RMS sobre ventanas deslizantes actúa simultáneamente como operación de suavizado, por lo que no se requiere un filtrado paso bajo adicional. La longitud de ventana de 0.1 s se seleccionó como compromiso entre resolución temporal y suavizado, dentro del rango habitualmente empleado en la estimación de envolventes EMG de superficie (típicamente entre 50 y 250 ms) y suficiente para preservar la dinámica de las fases de apertura y cierre, cuya duración es considerablemente mayor.

Finalmente, antes de realizar la extracción de sinergias musculares, las señales RMS fueron normalizadas mediante la norma L2. Esta normalización constituye un paso habitual en el análisis de sinergias, ya que evita que el algoritmo de factorización quede dominado por los canales de mayor amplitud o varianza y que las sinergias describan únicamente dichos canales (Torres-Oviedo and Ting, 2007). Se eligió la norma L2 frente a la normalización respecto al pico o a la media de los picos porque integra la energía de toda la señal en lugar de depender de un número reducido de valores extremos, lo que la hace menos sensible a artefactos puntuales y al criterio de detección de picos. De este modo se reducen las diferencias de amplitud entre canales, preservando simultáneamente la distribución relativa de activación espacial entre electrodos y asegurando que las sinergias reflejen patrones de coordinación y no diferencias de amplitud absoluta.

2.3. Extracción de sinergias musculares

La extracción de sinergias musculares se formuló como un problema de factorización matricial no negativa. Dada una matriz de señales electromiográficas M , NMF busca aproximarla mediante el producto de dos matrices no negativas, según se muestra en (Ec. 1).

$$M \approx W \cdot H \quad (1)$$

donde H contiene la evolución temporal de activación de las sinergias a lo largo del movimiento, mientras que W representa los patrones espaciales asociados a la contribución relativa de cada canal HD-EMG.

La restricción de no negatividad resulta especialmente adecuada para señales EMG, ya que evita cancelaciones artificiales entre músculos con pesos positivos y negativos, produciendo componentes más interpretables desde un punto de vista fisiológico.

El análisis se llevó a cabo en Python empleando la implementación de NMF de la biblioteca *scikit-learn*. Como inicialización se utilizó el método NNDSVDa (*Nonnegative Double Singular Value Decomposition*), un procedimiento determinista basado en dos descomposiciones en valores singulares. A diferencia de la inicialización aleatoria estándar, NNDSVDa no incorpora componentes aleatorias, por lo que ofrece un punto de partida reproducible e independiente de la semilla y acelera la reducción del error de reconstrucción, mejorando la estabilidad y la convergencia del algoritmo sobre las matrices HD-EMG de alta dimensionalidad. Además, al tratarse de una inicialización determinista, la factorización converge a una solución única y reproducible para cada matriz, lo que elimina la dependencia de la semilla y, con ella, la necesidad de múltiples reinicios aleatorios para mitigar la sensibilidad a mínimos locales propia de la inicialización aleatoria.

Una vez extraídas las sinergias, las componentes espaciales fueron normalizadas mediante norma L2 para eliminar diferencias de escala entre sinergias y facilitar comparaciones consistentes entre sujetos. Posteriormente, las sinergias fueron alineadas utilizando similitud coseno, que cuantifica el grado de semejanza entre patrones espaciales independientemente de su magnitud, y el algoritmo Húngaro, un método de optimización que encuentra automáticamente la correspondencia óptima entre sinergias de distintos sujetos. Este procedimiento permitió comparar componentes equivalentes entre sujetos y ensayos experimentales.

Para facilitar la comparación entre sujetos, las señales temporales fueron segmentadas en ciclos funcionales completos de apertura y cierre de mano utilizando información cinemática sincronizada. Cada ciclo fue posteriormente acotado entre 0 % y 100 % del movimiento.

2.4. Métricas de evaluación

La calidad de reconstrucción se evaluó mediante Variance Accounted For (VAF) (Ec. 2), una métrica ampliamente utilizada en estudios de sinergias musculares (D'Avella et al., 2003).

$$VAF = 1 - \frac{\sum (X - \hat{X})^2}{\sum (X - \bar{X})^2} \quad (2)$$

donde X representa la señal original y $\hat{X}$ la reconstrucción obtenida mediante NMF. Valores próximos a 1 indican una reconstrucción más precisa de la señal original.

Además del VAF, se evaluó la similitud coseno entre la distribución espacial de las sinergias alineadas. La segmentación temporal de las activaciones musculares se realizó utilizando ciclos funcionales completos de apertura y cierre de mano obtenidos a partir de información cinemática sincronizada.

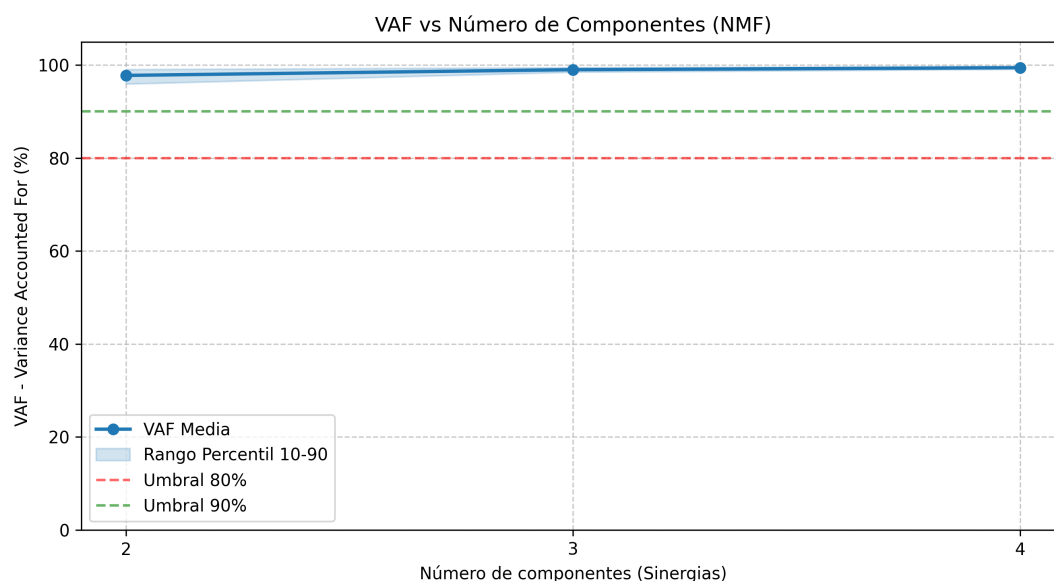


Figura 2: Variación del VAF medio de reconstrucción en función del número de sinergias extraídas mediante NMF. El criterio de selección empleado fue escoger el menor número de componentes capaz de superar el 90 % de varianza explicada.

2.5. Determinación del número de sinergias

El número de sinergias se determinó evaluando la calidad de reconstrucción obtenida para diferentes valores del número de sinergias k . Como criterio de selección se utilizó el índice Variance Accounted For (VAF), seleccionando el menor valor de k que permitiera explicar al menos el 90 % de la varianza de la señal original, umbral ampliamente utilizado como criterio estándar en el análisis de sinergias musculares (Torres-Oviedo et al., 2006; D'Avella et al., 2006). Este criterio permitió obtener una representación compacta de la actividad muscular preservando una elevada fidelidad de reconstrucción de las señales HD-EMG.

3. Resultados

El número de sinergias se determinó siguiendo el criterio descrito en la sección anterior, evaluando la capacidad de reconstrucción del modelo para diferentes valores de k . La Figura 2 muestra la evolución del VAF medio obtenido al incrementar el número de componentes.

Con dos sinergias se alcanzó un VAF superior al 97 %, superando ampliamente el umbral del 90 % establecido como criterio de selección. El aumento del número de componentes hasta tres y cuatro produjo únicamente mejoras marginales en la reconstrucción, alcanzando valores medios de VAF del 99.00 % y 99.43 %, respectivamente. Por ello, se seleccionó una representación compacta basada en dos sinergias musculares.

Las condiciones M212 y M215 se emplean a lo largo de esta sección como ejemplos representativos del comportamiento observado en el conjunto de condiciones experimentales. Ambas corresponden a la pinza de un dedo en posición proximal y se diferencian únicamente en la orientación de pronosupinación (45° y 180°, respectivamente), lo que permite ilustrar la robustez de los patrones espaciales y temporales ante un cambio de orientación del antebrazo.

3.1. Resultados espaciales

La distribución espacial de los pesos asociados a cada sinergia mostró patrones coherentes con la organización funcional de la musculatura del antebrazo.

La primera sinergia (Fig. 3(a)) presentó una activación predominante sobre compartimentos flexores, asociándose principalmente al cierre de la mano y mantenimiento del agarre. Además, mostró una elevada estabilidad inter-sujeto, sugiriendo la existencia de un patrón motor relativamente conservado entre individuos durante tareas funcionales de prensión.

Por el contrario, la segunda sinergia (Fig. 3(b)) mostró una distribución espacial más localizada y variable, predominando principalmente sobre regiones extensoras del antebrazo. Esta mayor variabilidad podría estar relacionada con estrategias individuales de estabilización de muñeca y control fino del movimiento durante las fases de apertura.

La similitud coseno media obtenida tras el alineamiento espacial fue de 0.76 para la sinergia 1 y 0.54 para la sinergia 2, lo que sugiere una mayor estabilidad y reproducibilidad espacial inter-sujeto de la primera componente.

Con el objetivo de visualizar la variabilidad espacial inter-sujeto, también se calcularon mapas de desviación estándar de la distribución espacial de las sinergias alineadas (Fig. 4). En general, las sinergias mostraron niveles relativamente bajos de dispersión espacial entre sujetos. La primera sinergia presentó una menor variabilidad, especialmente sobre las regiones flexoras del antebrazo, reforzando la hipótesis de un patrón motor compartido y consistente entre sujetos. Por el contrario, la segunda sinergia mostró una dispersión ligeramente superior, lo que podría reflejar diferencias individuales en las estrategias de estabilización y control fino durante las fases de apertura de la mano.

3.2. Resultados temporales

Además de la organización espacial, se analizaron las activaciones temporales obtenidas mediante la matriz H , las cua-

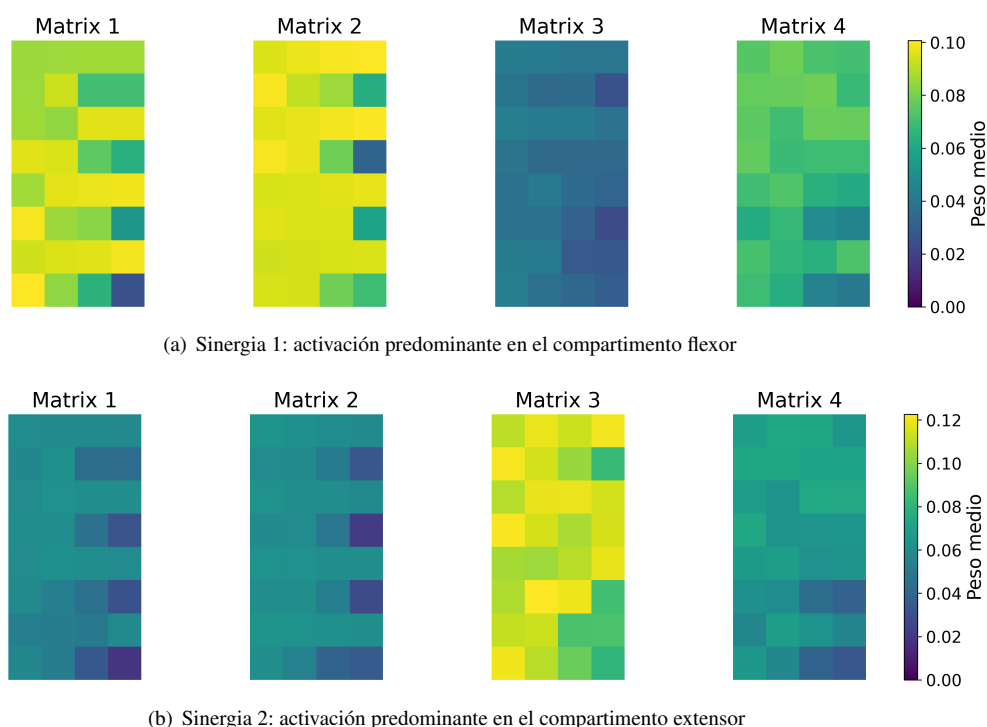


Figura 3: Distribución espacial media de los pesos asociados a las dos sinergias obtenidas mediante NMF, reorganizada según la disposición física de las cuatro matrices HD-EMG sobre el antebrazo. Condición M215 (posición proximal del brazo, pinza de un dedo y orientación de pronosupinación de 180°).

les representan la contribución temporal de cada sinergia durante la ejecución del movimiento.

Las activaciones temporales mostraron una elevada correlación con las distintas fases funcionales del movimiento. Durante las fases de cierre y prensión se observaron incrementos claros en la sinergia flexora principal, mientras que durante las fases de apertura aumentó la contribución de la componente extensora (Fig. 5). Estos resultados sugieren que las sinergias extraídas reflejan estrategias coordinadas de control motor utilizadas durante tareas funcionales complejas.

La Fig. 5 muestra la activación temporal promedio obtenida tras promediar todos los ciclos funcionales de un mismo sujeto para un movimiento determinado. Este proceso permitió obtener una curva representativa del comportamiento general de la sinergia flexora durante el cierre y prensión, mostrando las activaciones temporales individuales de cada sujeto, donde cada curva corresponde a la media de sus ciclos para un mismo movimiento, reflejando así la variabilidad inter-sujeto en la contribución de la componente extensora durante la apertura.

Si bien se observó una variabilidad inter-sujeto apreciable en la amplitud y en el instante de los picos de activación (Figura 5), la estructura general del patrón temporal se conservó entre sujetos (predominio flexor durante el cierre y aumento de la componente extensora durante la apertura), lo que sugiere una organización temporal compartida a nivel de fase más que una activación cuantitativamente idéntica entre individuos.

4. Discusión

Los resultados obtenidos muestran que NMF constituye una herramienta eficaz para la extracción de sinergias musculares en señales HD-EMG de antebrazo. La elevada recons-

trucción alcanzada con únicamente dos componentes sugiere que los movimientos funcionales analizados pueden describirse mediante un conjunto reducido de patrones musculares coordinados.

El número de sinergias obtenido resulta coherente con la literatura previa cuando se considera la complejidad de la tarea analizada. En estudios de generación de fuerza y alcance con el miembro superior, que involucran un mayor número de músculos y direcciones de movimiento, la reconstrucción suele requerir en torno a cuatro sinergias, de las cuales las dos primeras reflejan habitualmente una división funcional flexora-extensora (Roh et al., 2013). En el presente trabajo, centrado en un ciclo simple de apertura y cierre de la mano, esta dicotomía flexor-extensor concentra prácticamente toda la varianza, lo que explica que dos sinergias resulten suficientes para superar el 97 % de VAF. En el ámbito específico del HD-EMG de antebrazo, Geng et al. (2022) demostraron la viabilidad del análisis de sinergias sobre datos de alta densidad durante movimientos de muñeca, mostrando que la información de canal puede ampliar el concepto clásico de sinergia muscular a componentes submusculares. Por su parte, Ranaldi et al. (2025) extrajeron estructuras de tipo sinergia a partir de HD-EMG de antebrazo y observaron que la densidad de electrodos condiciona el número de sinergias identificadas, lo que sugiere que el número aquí obtenido debe interpretarse en relación tanto con la baja dimensionalidad de la tarea como con el criterio de VAF empleado.

Cabe señalar, además, que la elevada resolución espacial del HD-EMG no se tradujo en esta tarea en la identificación de patrones de activación localizados más allá de la división flexor-extensor, de modo que la organización observada podría haberse recuperado, en lo esencial, mediante un montaje bipolar convencional situado sobre ambos compartimentos.

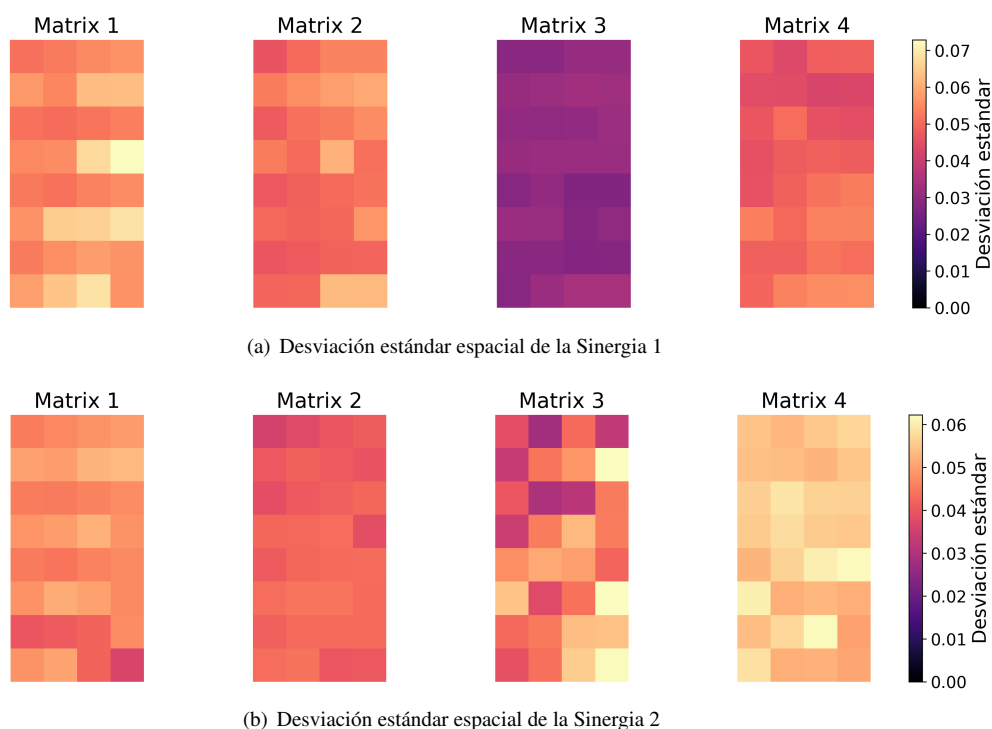


Figura 4: Mapas de desviación estándar de los pesos espaciales asociados a las sinergias alineadas obtenidas mediante NMF tras el alineamiento inter-sujeto. Las regiones con menor dispersión reflejan patrones musculares más consistentes entre sujetos, mientras que valores elevados indican mayor variabilidad espacial en la activación muscular. Condición M215 (posición proximal del brazo, pinza de un dedo y orientación de pronosupinación de 180°).

Para un movimiento de baja dimensionalidad como la apertura y el cierre de la mano, el HD-EMG no aportó por tanto una ventaja sustancial frente a configuraciones más sencillas, si bien cabe esperar que su resolución resulte más informativa en tareas de mayor complejidad o que impliquen un control más selectivo de los dedos. Este resultado es de interés práctico para la selección del sistema de registro en aplicaciones funcionales de prensión y rehabilitación.

Además de su elevada capacidad de reconstrucción, NMF proporcionó sinergias espacialmente organizadas y temporalmente coherentes con las tareas funcionales realizadas. La restricción de no negatividad favoreció una interpretación fisiológica más natural de los patrones musculares obtenidos frente a otros métodos clásicos de reducción de dimensionalidad (Lee and Seung, 1999; Tresch et al., 2006).

Los resultados espaciales permitieron diferenciar regiones funcionales asociadas principalmente a compartimentos flexores y extensores del antebrazo, mientras que las activaciones temporales reflejaron claramente las distintas fases biomecánicas del movimiento de agarre.

La distribución espacial de los pesos puede interpretarse en relación con la musculatura cubierta por cada par de matrices. Las matrices situadas sobre el compartimento flexor (M1 y M2) registran principalmente la actividad de los flexores superficiales del antebrazo (flexor carpi radialis, palmaris longus y flexor carpi ulnaris) y del flexor digitorum superficialis subyacente, con contribuciones atenuadas del flexor digitorum profundus, músculos responsables de la flexión de muñeca y dedos durante el cierre y el mantenimiento del agarre. Las matrices colocadas sobre el compartimento extensor (M3 y M4) recogen mayoritariamente la actividad de los extensores radiales del carpo (extensor carpi radialis longus y brevis), el exten-

sor digitorum, el extensor digiti minimi y el extensor carpi ulnaris, implicados en la apertura de la mano y la estabilización de la muñeca. Esta correspondencia regional es coherente con la organización de las dos sinergias obtenidas, en las que la primera componente, de predominio flexor, se asocia al cierre y la segunda, de predominio extensor, a la apertura y estabilización. No obstante, dada la elevada resolución espacial del HD-EMG y la proximidad entre vientres musculares, la atribución a músculos concretos debe considerarse aproximada y referida al nivel de compartimento, en línea con trabajos previos de mapeo topográfico de la actividad muscular del antebrazo mediante HD-EMG (Rojas-Martínez et al., 2012).

No obstante, el estudio presenta varias limitaciones. La elevada proximidad anatómica entre músculos superficiales y profundos del antebrazo dificulta el aislamiento muscular debido al fenómeno de *crossstalk*, por lo que la asignación de la actividad registrada a músculos concretos debe entenderse a nivel de compartimento y no de músculo individual; una atribución más precisa requeriría el registro de referencias anatómicas o técnicas de imagen complementarias. Asimismo, las diferencias anatómicas entre sujetos y la colocación relativa de las matrices HD-EMG pueden introducir variabilidad espacial adicional.

También, los resultados se ilustran sobre un subconjunto de condiciones representativas, sin un análisis sistemático de cómo el número y la estructura de las sinergias varían con el tipo de agarre, la posición del brazo o la orientación de pronosupinación. El estudio de la estabilidad de las sinergias a lo largo de las 30 condiciones experimentales constituye una línea de trabajo futura.

Por otra parte, los valores de similitud coseno se presentan como estadísticos descriptivos, sin un contraste inferencial

Inter-subject MEDIA $\pm$ STD — M212 — k=2

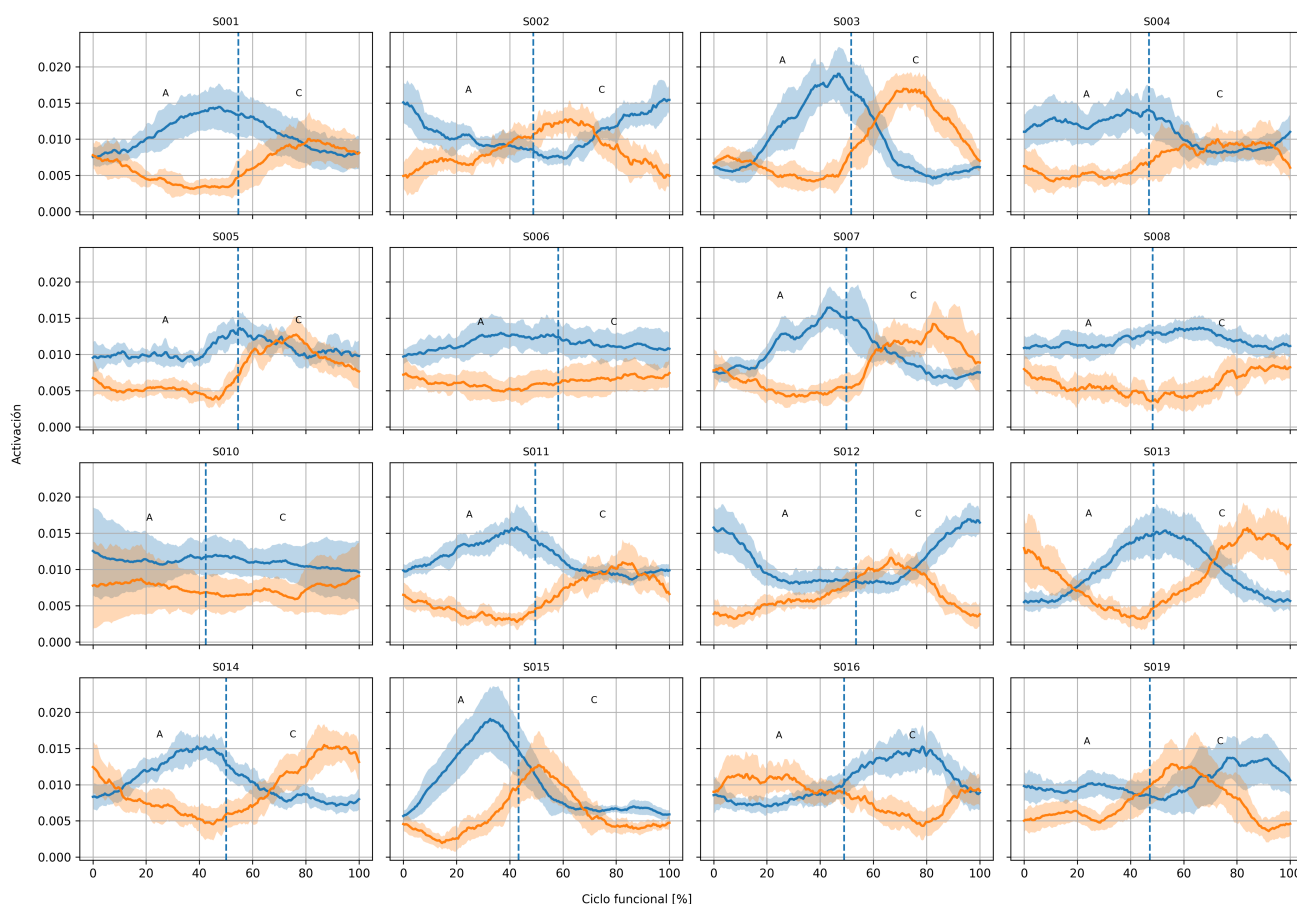


Figura 5: Activaciones temporales obtenidas mediante NMF para la condición M212 (posición proximal del brazo, pinza de un dedo y orientación de pronosupinación de 45°), representadas a lo largo de ciclos funcionales de apertura y cierre de la mano.

que evalúe la significación de la diferencia entre componentes ni entre condiciones experimentales. La incorporación de dicho análisis estadístico constituye una línea de trabajo futura.

A pesar de estas limitaciones, los resultados obtenidos evidencian el potencial del HD-EMG combinado con técnicas de extracción de sinergias musculares para estudiar estrategias de control motor durante tareas funcionales complejas y futuras aplicaciones en rehabilitación e interfaces mioeléctricas.

5. Conclusiones

En este trabajo se analizó la extracción de sinergias musculares del antebrazo utilizando señales HD-EMG obtenidas durante tareas funcionales de agarre y pinza.

Los resultados obtenidos muestran que NMF permitió reconstruir la actividad muscular con elevada precisión utilizando únicamente dos sinergias musculares.

Las sinergias espaciales obtenidas mostraron una organización funcional coherente con la biomecánica del movimiento, diferenciando principalmente patrones asociados al cierre de la mano y patrones relacionados con apertura y estabilización extensora. Además, pese a la variabilidad inter-sujeto

observada en las activaciones temporales, tanto el análisis espacial como el temporal revelaron una estructura de activación consistente a nivel de fase entre sujetos, lo que apoya la hipótesis de estrategias coordinadas de control motor compartidas a nivel cualitativo entre individuos.

En conjunto, los resultados confirman la utilidad de las técnicas basadas en NMF para estudiar la organización neuromuscular del antebrazo, si bien, para tareas de baja dimensionalidad como la analizada, la elevada densidad del HD-EMG no ofreció ventajas claras frente a un registro bipolar; su uso quedaría justificado en tareas más complejas o aplicaciones biomecánicas, de rehabilitación o control mioeléctrico, donde su mayor resolución espacial pueda aportar información adicional.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado por el Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades (MCIN) de España y la Agencia Estatal de Investigación (AEI) dentro del proyecto MYOREHAB (PCI2023-143405) [MCIN/AEI/10.13039/501100011033] y la ayuda predoctoral [FPU23/00279].

Referencias

- Chowdhury, R. H., Reaz, M. B., Ali, M. A. B. M., Bakar, A. A., Chellappan, K., Chang, T. G., 2013. Surface electromyography signal processing and classification techniques. *Sensors* 2013, Vol. 13, Pages 12431-12466 13, 12431–12466.
- D'Avella, A., Portone, A., Fernandez, L., Lacquaniti, F., 2006. Control of fast-reaching movements by muscle synergy combinations. *The Journal of Neuroscience* 26 (30), 7791–7810.
- D'Avella, A., Saltiel, P., Bizzi, E., 2003. Combinations of muscle synergies in the construction of a natural motor behavior. *Nature Neuroscience* 2003 6:3 6, 300–308.
- Geng, Y., Chen, Z., Zhao, Y., Cheung, V. C. K., Li, G., 2022. Applying muscle synergy analysis to forearm high-density electromyography of healthy people. *Frontiers in Neuroscience* 16, 1067925.
- Holobar, A., Farina, D., 2014. Blind source identification from the multichannel surface electromyogram. *Physiological Measurement* 35, R143.
- Ivanenko, Y. P., Poppele, R. E., Lacquaniti, F., 2004. Five basic muscle activation patterns account for muscle activity during human locomotion. *The Journal of Physiology* 556 (1), 267–282.
- Lee, D. D., Seung, H. S., 1999. Learning the parts of objects by non-negative matrix factorization. *Nature* 1999 401:6755 401, 788–791.
- Luca, C. J. D., 1997. The use of surface electromyography in biomechanics. *Applied Biomechanics* 13 (2), 135–163.
- Luca, C. J. D., Gilmore, L. D., Kuznetsov, M., Roy, S. H., 5 2010. Filtering the surface emg signal: Movement artifact and baseline noise contamination. *Journal of Biomechanics* 43, 1573–1579.
- Ranaldi, S., Forconi, F., Corvini, G., De Meis, I., Schmid, M., Conforto, S., 2025. Optimal extraction of synergy-like structures from hd-emg signals of the forearm. *ICNR 2024*. Springer, Cham 31.
- Roh, J., Rymer, W. Z., Perreault, E. J., Yoo, S. B., Beer, R. F., 2013. Alterations in upper limb muscle synergy structure in chronic stroke survivors. *Journal of Neurophysiology* 109 (3), 768–781.
- Rojas-Martínez, M., Mañanas, M., Alonso, J., 2012. High-density surface emg maps from upper-arm and forearm muscles. *Journal of NeuroEngineering Rehabilitation* 9 (85).
- 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.
- Torres-Oviedo, G., Ting, L. H., 2007. Muscle synergies characterizing human postural responses. *Journal of Neurophysiology* 98 (4), 2144–2156.
- Tresch, M. C., Cheung, V. C., D'Avella, A., 2006. Matrix factorization algorithms for the identification of muscle synergies: Evaluation on simulated and experimental data sets 95, 2199–2212.