

ARTÍCULO DE REVISIÓN

Uso de Electromiografía de Alta Densidad en las Distrofias Musculares: una Mirada Actual

Ignacio Herrera-Silva¹; Rodolfo Cardonne-Rivera¹; Gonzalo Rivera-Lillo^{2,3,4}

Resumen

Introducción. Las distrofias musculares son trastornos genéticamente heredados que causan la degeneración progresiva de las fibras musculares. La electromiografía, especialmente la de alta densidad, se ha convertido en una herramienta valiosa para el diagnóstico y el estudio de la función muscular de trastornos neuromusculares. **Objetivo.** Describir y discutir el uso actual de esta técnica en las distrofias musculares. **Métodos.** Se realizó un *Scoping Review* sobre el uso de electromiografía de alta densidad en personas con distrofia muscular. Se buscó en *PubMed*, *ScienceDirect*, *Scopus*, *Web of Science* y Biblioteca Cochrane Plus, usando palabras clave en inglés y español. Se consideraron estudios desde 2015 a la fecha. Se identificaron tres artículos que cumplían con los criterios establecidos. **Resultados.** Los estudios se centraron en aplicaciones clínicas y de bioingeniería para personas con distrofia muscular de Duchenne y distrofia facioescapulohumeral. Los resultados sugieren que variables como la fatiga, la activación temporo-espacial y la dimensionalidad en gestos motores están determinados por la degeneración de las fibras musculares, el reemplazo por tejido fibrótico, los cambios adaptativos y la debilidad muscular progresiva característica de este grupo de condiciones. Se resalta la utilidad de la electromiografía de alta densidad en la evaluación y el manejo de la distrofia muscular. **Conclusiones.** El uso de esta técnica en estos trastornos neuromusculares sigue en aumento, pero se hace necesario explorar más aristas para ampliar su uso como herramienta en el estudio y en el desarrollo de intervenciones terapéuticas en esta condición por parte de profesionales de la salud.

Palabras claves: Distrofia Muscular, Electromiografía de Alta Densidad

Introducción

Las distrofias musculares son un grupo heterogéneo de trastornos degenerativos del músculo, genéticamente heredados, y que se caracterizan por una degeneración progresiva de las fibras musculares, compartiendo características clínicas de debilidad muscular y apariencia patológica distrófica en la biopsia muscular¹⁻⁶.

Estos trastornos se originan por mutaciones en diversos genes que codifican componentes estructurales y funcionales del músculo esquelético, produciendo una pérdida parcial o completa de la integridad del sarcolema^{6,7}. Es por ello, que hay una variación difusa en el tamaño de las miofibrillas tipo I y II, con una combinación de fibras hipertróficas, atróficas y redondeadas, además de la necrosis y fibrosis de las fibras musculares como

característica distintiva de las distrofias musculares^{6,8,9}.

Los estudios de genética molecular han permitido identificar, categorizar y diagnosticar los diversos tipos de distrofia muscular, permitiendo una mejor comprensión de los mecanismos fisiopatológicos de aparición y progresión implicados^{1,10,11}. Sin embargo, también se han diagnosticado de acuerdo a hallazgos clínicos como la edad de inicio, concentraciones séricas de creatina quinasa, biopsias musculares, resonancias magnéticas y estudios de electromiografía (EMG)^{3,5}.

Los estudios de EMG permiten el registro del potencial eléctrico generado por la despolarización de la membrana externa de la fibra muscular a través de electrodos intramusculares para estudiar la fisiología y patología de las unidades motoras, o de

electrodos superficiales que permiten observar el comportamiento muscular global, patrones de actividad temporal y fatiga de un músculo o un grupo muscular, a través de una señal que representa la suma de potenciales de acción de unidades motoras individuales activas en el músculo¹²⁻¹⁴.

Desde los primeros estudios realizados con EMG en personas con trastornos neuromusculares, como la distrofia muscular, hasta la actualidad, nos señalan que la pérdida progresiva de fibras musculares produce la descarga de múltiples unidades motoras para generar una pequeña cantidad de fuerza muscular¹⁵⁻¹⁸. Esta técnica de estudio, en particular la EMG de superficie (EMGs), se ha sugerido como un método no invasivo para la evaluación de la función muscular, desde la práctica clínica para el estudio del control mioeléctrico, los desequilibrios musculares y la fatiga, debido a la comodidad y seguridad de la persona de estudio, así como en la posibilidad de utilizar múltiples pares de electrodos para monitorizar porciones más grandes del músculo¹⁹⁻²².

La EMGs bipolar, a través del uso de pares de electrodos, ha permitido importantes avances en estudios electrofisiológicos como los mencionados anteriormente. Sin embargo, esta técnica ha presentado limitaciones en el estudio de la unidad motora, ya que estas se distribuyen de manera diversa en el espacio. Además, la activación de fibras musculares es poco homogénea, considerando la compartimentalización muscular anatómica y las estrategias de reclutamiento según el principio del tamaño de Henneman¹⁹.

Los avances en la técnica de EMGs han permitido el desarrollo de equipos que permiten el uso de múltiples electrodos, para así, aumentar la posibilidad de detectar características únicas de las unidades motoras. Así, la electromiografía de alta densidad (EMGs-HD), otorga una mayor resolución dada por una matriz de electrodos distribuidos en dos dimensiones del espacio, permitiendo el análisis simultáneo de variables como la descarga de unidades motoras, velocidad de conducción, zonas de inervación, longitud de fibras musculares y procesos de reinervación^{19,23,24}.

Durante los últimos años, la EMGs-HD se ha utilizado para el estudio de la unidad motora en términos de duración y fuerza de contracción, dolor, e incluso en patrones de actividad muscular en movimientos complejos^{19,25-28} y se plantea que las propiedades de las unidades motoras durante contracciones voluntarias son importantes en la

neurofisiología clínica, permitiendo el diagnóstico y tratamiento de diversos trastornos neuromusculares¹⁹, entre ellos, las distrofias musculares. Es por ello, que el objetivo de este estudio es describir y discutir el actual uso de la EMGs-HD en personas con distrofia muscular.

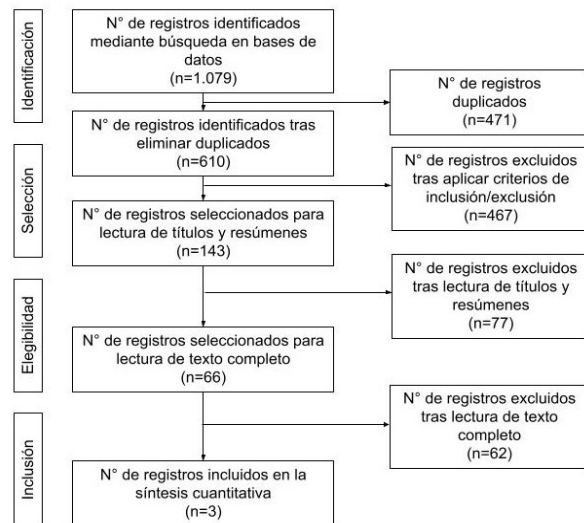


Figura 1. Estrategia de búsqueda.

Metodología

Se realizó un *Scoping Review* (Figura 1) de estudios sobre el uso de EMG-HD en personas con distrofia muscular, a través de la búsqueda en las bases de datos *PubMed*, *ScienceDirect*, *Scopus*, *Web of Science* y Biblioteca Cochrane Plus, utilizando las palabras claves en inglés “*muscular dystrophy*”, “*muscular dystrophies*”, “*high density electromyography*”, “*HD-EMG*” y en español “*distrofia muscular*”, “*distrofias musculares*”, “*electromiografía de alta densidad*”, “*EMG-HD*”. Se consideró la revisión de estudios desde 2015 a septiembre de 2023. Los resultados fueron descargados e importados al gestor de referencias Rayyan²⁹. Se realizó la detección y eliminación de duplicados y luego, se realizó la etapa de revisión y selección de estudios de acuerdo a criterios de inclusión (estudios en personas con distrofia muscular y uso de EMGs-HD) y exclusión (estudios en trastornos neuromusculares diversos, modelos animales y uso no específico de EMGs-HD). Posteriormente, se realizó la lectura de títulos y resúmenes, se levantó el ciego y se determinaron los textos a revisar para la fase de lectura completa para determinar su inclusión en el análisis final.

Resultados

A través de la metodología descrita, se encontraron tres artículos que cumplían con todos los criterios descritos. La tabla 1 muestra la información consolidada del autor y año de publicación, tipo de estudio, población de estudio, tipo de intervención, variables de EMG y Electrodo utilizados, músculos medidos, medición de resultados, *outcomes* y resultados.

Dos de los estudios seleccionados fueron realizados por los mismos autores y en la misma población (personas con distrofia facioescapulohumeral), en los que, a través del mismo protocolo de medición con EMGs-HD, exploraron la fatiga muscular a través del análisis de variables electrofisiológicas descritas.

El tercer estudio seleccionado se realizó en personas con distrofia muscular de Duchenne, en el que a través del uso de EMGs-HD, se caracterizó y se comparó, con sujetos control, la actividad muscular del antebrazo durante el desarrollo de siete tareas motoras que implicaron el uso de mano y muñeca.

A continuación, se detallan los estudios seleccionados, caracterizados como “aplicaciones clínicas” y estudios de “bioingeniería”.

Aplicaciones clínicas

Fatigabilidad

La fatiga está definida como un síntoma o percepción, caracterizada por sensación de cansancio y debilidad, donde las funciones físicas y cognitivas se afectan por las interacciones entre la fatiga de desempeño y la fatiga percibida. La primera se refiere a una disminución objetiva del rendimiento como, por ejemplo, se puede evidenciar en la generación de una fuerza voluntaria máxima, la capacidad de activación muscular voluntaria adecuada o la respuesta de contracción involuntaria³⁰⁻³².

Beretta-Piccoli et al., durante el 2021 publicó dos artículos que relacionan la fatigabilidad con variables clínicas en personas con distrofia facioescapulohumeral. El primer estudio³⁰ tenía por objetivo investigar las diferencias en la fatigabilidad en las personas con distrofia facioescapulohumeral y un grupo control, a través de una flexión isométrica de codo. Tras clasificar a las personas en

cuanto a las características de su debilidad muscular y de la asimetría de esta, se aplicó una encuesta de fatigabilidad percibida (*CIS-Fatigue*), para luego inducir la fatiga, a través de un protocolo de contracción voluntaria máxima y de contracciones submaximales isométricas de bíceps braquial, al 20%, por dos minutos, y al 60% de la CVM hasta que el nivel de fuerza disminuyera bajo el 90% del objetivo.

Así, a través de EMGs-HD se estimó la velocidad de conducción, el cual se plantea como una variable útil para caracterizar los componentes periféricos de la fatiga muscular durante tareas isométricas³³. El estudio reportó que las personas con distrofia facioescapulohumeral presentaron un nivel de contracción voluntaria máxima significativamente menor al grupo control, pero un menor nivel de fatigabilidad de rendimiento y un mayor tiempo hasta el agotamiento durante la contracción del 60% de la CVM.

El segundo estudio publicado el 2021 por Beretta-Piccoli et. al.³⁴, tenía por objetivo investigar si los índices de fatigabilidad podían predecir las características clínicas y genéticas en personas con distrofia facioescapulohumeral. A través del mismo protocolo del estudio mencionado previamente, se realizó una correlación entre la edad de las personas, la edad de inicio y la duración del trastorno, largo de la delección de D4Z4, *CIS-Fatigue* y la gravedad clínica de la distrofia, además del análisis de la velocidad de conducción. Los resultados mostraron que no hubo una correlación significativa entre estas variables, sin embargo, se encontró una correlación en la tasa de cambio de la velocidad de conducción en la contracción submáxima del 20% y la edad de inicio del trastorno, planteándose como un método para mostrar diferencias en la progresión del trastorno muscular en personas con distrofia facioescapulohumeral.

En ambos artículos, el protocolo de medición de las señales mioeléctricas se realizaron en el músculo bíceps braquial de la extremidad dominante con el uso de una matriz bidimensional de 64 electrodos adherido en la superficie muscular. Para ello, se utilizó una silla de altura ajustable con el uso de un ergómetro isométrico equipado con una celda de carga, que permite fijar la muñeca de la extremidad en un ángulo determinado, en este caso, de 120° de flexión de codo. Junto con ello, se realizó la medición del torque del movimiento, cuya señal se procesó y se utilizó como bio-retroalimentación en tiempo real.

Tabla 1. Estudios incluidos en revisión

Autor, Año de publicación	Tipo de estudio	Población de estudio y tipo de Distrofia	Tipo de intervención	Tiempo de intervención	Variables de EMG Electrodo	Músculos	Medición de resultados	Outcomes	Resultados
Beretta y cols. 2021	No Descrito	19 personas (10 mujeres y 9 hombres). Distrofia Facioescapulohumeral	MVC; luego al 20% durante 2 min, luego 60% hasta el agotamiento separadas por 5 min de descanso	Recopilación de datos desde el 2013 hasta el 2019.	CV; ARV; MNF; DF. 64 electrodos (8 x 8)	BB dominante	CIS-fatigue; CCEF; Celda de carga	Fatiga muscular; Gravedad del deterioro motor; MVC; Contracciones submáximas	Se observó una correlación significativa entre la fibra muscular CV y la edad de inicio. Además, se observó una disminución en las pendientes de MNF y FD durante la contracción de la resistencia en pacientes de categoría A en comparación con aquellos en las categorías B y D
Nizamis y cols. 2020	No Descrito	3 personas con Distrofia muscular de Duchenne (3 hombres) y 8 personas sanas (7 mujeres y 1 hombre)	Ejecución de 7 tareas (abrir/cerrar la mano, flexión/extensión del pulgar, flexión/extensión de la muñeca y extensión del índice).	En cada tarea se realizaron 10 repeticiones de contracciones de 3 segundos, con períodos de descanso de 3 segundos entre cada contracción	Mapa de calor; 64 electrodos monopares alrededor del antebrazo	Musculatura de antebrazo (no especificado)	Mapa de calor; LDA	Amplitud de la activación muscular; Reconocimiento de gestos/patrones	Los tres participantes con DMD mostraron alteraciones del control motor en términos de dimensionalidad y activaciones espaciotemporales en comparación con la población sana, apoyando la hipótesis de estudio
Beretta y cols. 2020	No Descrito	17 personas (8 mujeres y 9 hombres). Distrofia Facioescapulohumeral	MVC; luego al 20% durante 2 min, luego 60% hasta el agotamiento separadas por 5 min de descanso	Recopilación de datos desde el 2013 hasta el 2019.	CV; ARV; MNF; DF. 64 electrodos (8 x 8)	BB dominante	CIS-fatigue; CCEF; Celda de carga	Fatiga muscular; Gravedad del deterioro motor; MVC; Contracciones submáximas	Se mostraron diferencias significativas en todos los parámetros considerados entre los dos grupos; en particular, los pacientes con FSHD presentaron MVC más bajo y menor niveles de fatigabilidad del rendimiento (es decir, pendiente reducida de MNF, CV y FD), y aumento del tiempo hasta el agotamiento durante Contracción isométrica de la fatiga al 60% MVC

Nota. MVC: Contracción voluntaria máxima / CV: Velocidad de conducción / ARV: Valor rectificado promedio / MNF: Frecuencia de potencia media / FD: Dimensión fractal / BB: Biceps braquial / CIS-fatigue: Cuestionario de fatiga / CCEF: Formulario de Evaluación Clínica Integral / COG: Centro de gravedad / LDA: Análisis discriminante lineal / DMD: Distrofia muscular de Duchenne / FSHD: Distrofia Facioescapulohumeral

Para el procesamiento de la señal de EMGs-HD obtenida, se realizó una inspección visual de los canales a lo largo de las columnas de la matriz de electrodos, para lograr obtener señales diferenciales y ventanas de 1 segundo de señal no superpuestas de los canales seleccionados, que permitieron estimar la velocidad de conducción, el valor rectificado promedio, la frecuencia media del espectro de potencia y la dimensión fractal promediada de todos los canales analizados. Además, la fatiga del desempeño se cuantificó de manera indirecta como la pendiente de las variables mencionadas durante las contracciones isométricas.

Bioingeniería

Propiedades de control motor

El control mioeléctrico es el control de dispositivos de asistencia a través de la interpretación de la intención de movimiento de la persona, mediante EMGs, y se plantea que su uso potencial puede aplicarse a prótesis para miembros superiores³⁵. Así, comprendiendo la característica progresiva de las distrofias musculares, Nizam et al.³⁶ plantearon un estudio en tres personas con distrofia muscular de Duchenne (DMD) y ocho sujetos control que caracterizó patrones de activación espacio-temporal, analizó la repetibilidad de estos y estudió el potencial de la técnica para el control mioeléctrico, a través de la EMGs-HD.

Los participantes realizaron siete movimientos de mano y muñeca, con una contracción voluntaria máxima (CVM) de tres segundos de duración, tres segundos de descanso y diez intentos en total para cada gesto, y la actividad muscular fue medida con EMGs-HD y el uso de 64 electrodos monopares en el antebrazo. Para el logro de esta medición, se realizó un diseño personalizado para cada persona, en forma de funda flexible de antebrazo que permite colocar los 64 electrodos de manera longitudinal y circunferencial a través del antebrazo de cada participante.

El procesamiento de señal para el análisis de los 64 electrodos se realizó de manera off-line, y se utilizaron filtros consecutivos para un posterior análisis visual de la señal, segmentada en períodos de contracción de tres segundos de duración para la definición de umbrales de señal y normalización de esta para cada electrodo, con ventanas de 1 segundo, para tener en cuenta posibles artefactos o ruidos en la señal. Así, cada contracción de tres segundos fue

segmentada cada un segundo, considerando el segundo medio de la contracción para la construcción de diez mapas de calor por cada gesto.

En el estudio, se reportó que las personas con DMD presentaron alteraciones en la dimensionalidad y la activación temporo-espacial en comparación a los sujetos control. Además, las personas con DMD mostraron activaciones mioeléctricas absolutas más bajas, pero activaciones mioeléctricas normalizadas más altas que los sujetos control, debido a que deben realizar un esfuerzo mayor para realizar las tareas, sin embargo, producen una actividad eléctrica absoluta más baja en comparación a los participantes sanos. Por otro lado, la repetibilidad de patrones de activación por cada gesto realizado es similar en ambos grupos, lo que es fundamental en el reconocimiento de patrones para el control mioeléctrico, considerando las características específicas de cada persona.

Discusión

En este artículo describimos y discutimos sobre los actuales usos de la EMGs-HD en personas con distrofia muscular. Los estudios de “aplicación clínica”, realizados en personas con distrofia facioescapulohumeral, utilizaron el mismo protocolo de medición con EMGs-HD, en el que a través de la realización de contracciones isométricas de bíceps braquial, estudiaron la relación entre índices indirectos de fatigabilidad, y se realizaron correlaciones con variables clínicas de los participantes. Por otro lado, el estudio de “Bioingeniería” realizó la medición con EMGs-HD a través de un dispositivo personalizado en el antebrazo de los participantes, para caracterizar la actividad muscular en el desarrollo de tareas motoras, con el fin de caracterizar patrones de activación, repetibilidad, dimensionalidad y reconocimiento de gestos entre personas con distrofia muscular de Duchenne y personas sanas.

Respecto a las aplicaciones clínicas descritas, los resultados obtenidos en estos estudios, en términos de fatigabilidad en personas con distrofia facioescapulohumeral pueden explicarse por el proceso de fibrosis e infiltración grasa, que se asocia con cambios en la composición del músculo, específicamente, de fibras musculares de glucólisis rápida (fibras tipo IIX) a fibras de oxidación lenta (fibras tipo I)³⁰, dado por el proceso degenerativo

propio de las distrofias musculares. Este proceso, a nivel electrofisiológico, se traduce en una mayor complejidad en la señal de EMGs obtenida, dada por una alteración en la morfología del potencial de acción, asociada a un mayor reclutamiento de unidades motoras en contracciones isométricas de bajo nivel (10-20% CVM) en comparación con sujetos control, medido en el bíceps braquial^{30,37}. Esto se relaciona a cambios adaptativos, ya que se requiere de un mayor reclutamiento de unidades motoras por la progresión de la condición y la pérdida de fibras musculares³⁰. Así, el deterioro de la función neuromuscular en personas con esta condición, dada por la debilidad muscular característica, provocó alteraciones en la capacidad de contracción voluntaria máxima, así como en los índices indirectos de fatigabilidad estudiados^{30,34}.

En cuanto a los resultados obtenidos en el uso de esta técnica en Bioingeniería, la evidencia plantea que en personas con distrofia muscular de Duchenne, el sistema nervioso central está intacto, pero las vías neurales que actúan en la musculatura, es decir, el reclutamiento de las fibras musculares presenta alteraciones que se traducen en adaptaciones progresivas, con movimientos compensatorios, co-contracciones y disminución de la dimensionalidad del movimiento, los cuales han sido estudiados a través del uso de EMGs bipolar y EMGs-HD^{36,38,39}. En base a ello, se requiere que la técnica y el análisis realizado tenga en cuenta aspectos específicos como la progresión de la condición, la alteración de la señal asociada a los cambios en el reclutamiento de fibras musculares y las diversas estrategias de control motor en las personas³⁷.

Al igual que la distrofia facioescapulohumeral, la distrofia muscular de Duchenne también cursa con el reemplazo de la fibra muscular por tejido fibroso y graso, lo que genera una alteración en la impedancia de este tejido. Esto puede alterar el flujo de la corriente eléctrica y, por ende, de las señales de voltaje medidas en la superficie de la piel, por lo que debe ser considerado al momento de analizar e interpretar la relación entre la debilidad muscular y la activación en la señal de EMGs⁴⁰.

Considerando la naturaleza progresiva de las distrofias musculares, el uso del control mioeléctrico surge como alternativa para la disminución de la carga mecánica que realiza cada persona, para prevenir una mayor progresión de la debilidad muscular, fomentando el uso de las extremidades en las diversas actividades de la vida diaria³⁶.

El desarrollo de esta técnica y su aplicación en trastornos neuromusculares, y en particular, en las distrofias musculares, ha presentado una progresión en el tiempo, y el avance en las técnicas de análisis, permite proyectar su uso en estudios sobre la progresión natural de la condición, así como explorar los efectos de las intervenciones en esta población, de manera no invasiva, y con la capacidad de utilizarla incluso como *biofeedback*⁴¹.

El presente estudio permite visualizar las actuales aplicaciones de EMGs-HD en personas con distrofia muscular, con el fin de mostrar el potencial de esta herramienta en el estudio de estos trastornos neuromusculares. Una de las limitaciones de este estudio está dada por la poca especificidad de la literatura en cuanto a la técnica utilizada, la cual muchas veces simplemente es mencionada como EMGs, por lo que la búsqueda se limita a aquellos estudios que de forma explícita mencionen la EMGs-HD. Por otro lado, el estudio se enfocó en estudios exclusivos de distrofias musculares; de manera frecuente, los estudios abarcan una amplia variedad de trastornos neuromusculares, sin embargo, estos se ven reducidos al estudiar a las distrofias de manera individual.

Conclusiones

Actualmente, el uso de EMGs-HD nos muestra la capacidad de explorar variables electrofisiológicas claves, como índices indirectos de fatigabilidad muscular y patrones de activación muscular en el desarrollo de gestos motores, junto con la capacidad de correlacionar estos resultados con variables clínicas propias de cada persona, con fines como la caracterización actual de cada condición, así como la búsqueda de aplicaciones tecnológicas futuras en búsqueda de mejoras en la calidad de vida de las personas que portan trastornos neuromusculares.

En particular, los estudios que impliquen el uso de EMGs-HD son escasos, por lo que se requieren de mayores estudios para poder explorar más aristas de esta condición, a través de una técnica no invasiva, con el fin de caracterizar la progresión y los efectos de diversas intervenciones para un trastorno progresivo, con el fin, de proporcionar una herramienta que permita ser parte de las estrategias en el manejo de estas condiciones por parte de los profesionales de la salud.

En el estudio del TEC, el P300 ha sido usado como marcador de atención²⁸ a través de paradigmas auditivos^{19,30}, estudiando amplitud y latencia de los componentes P3a/P3b¹⁸ con estímulos infrecuentes para explorar sistemas neuronales responsables del cambio de atención mediante P3a³⁰ y procesamiento de estímulos relevantes (target) con P3b²⁸. Hasta hoy, no hay una conclusión clara respecto a la manera en que los procesos de atención se encuentran afectados en los pacientes, ya que en algunos estudios la orientación hacia un estímulo novedoso está intacta³⁰ o disminuida²⁸, mientras que en otros estudios la atención a estímulos relevantes suele ser la más afectada²⁸. La figura 2 muestra las características de amplitud y latencia del potencial P3b bajo una tarea de atención sostenida en un sujeto control (Figura 2A), mientras que la figura 2B muestra la ausencia de este marcador electrofisiológico en un paciente con TEC-MS, ayudando a soportar la idea que los errores de predicción a alto nivel jerárquico son los que se encuentran afectados.

De esta manera los marcadores electrofisiológicos tales como *mismatch negativity* (MMN) y P300 (P3a y P3b) ofrecen una manera de investigar esos procesos predictivos y diferenciar entre distintos niveles de procesamiento o complejidad, permitiéndonos identificar un límite de procesamiento jerárquico donde los pacientes con TEC fallan para dar cuenta de las demandas de la tarea que están ejecutando.

Financiamiento

Esta investigación no recibió financiamiento externo.

Conflicto de interés

Los autores no declaran conflictos de interés asociados a la realización de este estudio.

Detalles de los autores

- ¹ Escuela de Kinesiología, Facultad de Medicina, Universidad de Chile, Santiago de Chile.
- ² Departamento de Kinesiología, Facultad de Medicina, Universidad de Chile, Santiago de Chile
- ³ Departamento de Neurociencia, Facultad de Medicina, Universidad de Chile, Santiago de Chile
- ⁴ Unidad de Investigación y Desarrollo, Clínica Los Coihues, Santiago de Chile

Correspondencia a:

Gonzalo Rivera Lillo
Universidad de Chile, Departamento de Kinesiología.
Av. Independencia 1027. Independencia. Santiago. Chile
E-Mail: gbrivera@uchile.cl

Recibido: Noviembre 2023

Publicado: Diciembre 2023

Referencias

1. Mercuri E, Bönnemann CG, Muntoni F. Muscular dystrophies. *Lancet*. 2019;394(10213):2025-38.
2. Carter JC, Sheehan DW, Prochoroff A, Birnkrant DJ. Muscular Dystrophies. *Clin Chest Med*. 2018;39(2):377-89.
3. Mercuri E, Muntoni F. Muscular dystrophies. *Lancet*. 2013;381(9869):845-60.
4. Wicklund MP. The muscular dystrophies. *Continuum (Minneapolis)*. 2013;19(6 Muscle Disease):1535-70.
5. Herrera-Silva, I., Guzmán, C., Cardonne, R., Lara, O., Cruz, C., Rivera-Lillo, G. Distrofias Musculares en Adultos y Actividad Física: una Revisión Narrativa. *Revista Kinesiología* 2022; 41(2): 0-0 ISSN: 0716-4173 / e-ISSN: 2735-7481.
6. Narasimhaiah D, Uppin MS, Ranganath P. Genetics and muscle pathology in the diagnosis of muscular dystrophies: An update. *Indian J Pathol Microbiol* 2022; 65:259-270
7. Cohn RD, Campbell KD. Molecular basis of muscular dystrophies. *Muscle Nerve* 2000; 23:1456-71.
8. Selcen D. Myofibrillar myopathies. *Neuromuscul Disord* 2011; 21:161-71.
9. Sewry CA. Muscular dystrophies: An update on pathology and diagnosis. *Acta Neuropathol* 2010; 120:343-58.
10. Yiu EM, Kornberg AJ. Duchenne muscular dystrophy. *J Paediatr Child Health*. 2015;51(8):759-64.
11. Kaplan JC, Hamroun D. Corrigendum to "The 2016 version of the gene table of monogenic neuromuscular disorders (nuclear genome)": [Neuromuscular Disorders Volume 25 (2015) 991-1020]. *Neuromuscul Disord*. 2016;26(4-5):330.
12. Fernández, J. M., Acevedo, R. C., & Tabernig, C. B. Influencia de la fatiga muscular en la señal electromiográfica de músculos estimulados eléctricamente. *Revista EIA* 2007;(7), 111-119.
13. Farina, D.; Merletti, R. and Stegeman, D. Biophysics of the generation of EMG signals. En: Merletti, R. and Parker, P. *Electromyography: physiology, engineering and noninvasive applications*. USA. IEEE Press. Wiley-Interscience. (2004), p. 81-105.
14. Trontelj, J; Jabre, J. and Mihelin, M. Needle and wire detection techniques. En: Merletti, R. and Parker, P. *Electromyography: physiology, engineering and noninvasive applications*. USA. IEEE Press. Wiley-Interscience. (2004), p. 27-46.
15. Hilton-Brown, P., & Stålberg, E. The motor unit in muscular dystrophy, a single fibre EMG and scanning EMG study. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry* 1983; 46(11), 981-995.
16. Hilton-Brown, P., & Stålberg, E. Motor unit size in muscular dystrophy, a macro EMG and scanning EMG

- study. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry* 1983; 46(11), 996-1005.
17. Osuna, S., González, J., & Ilzarbe, A. *Procesado de señales EMG en Trastornos Neuromusculares*. Universitat de Barcelona, Barcelona 2013.
 18. Weiss, J. M., Weiss, L. D., & Silver, J. K. *Easy EMG-E-Book: A Guide to Performing Nerve Conduction Studies and Electromyography*. Elsevier Health Sciences 2021.
 19. Mañanas, M. A., Rojas-Martínez, M., & Alonso, J. F. Towards the application of HD-EMG decomposition in clinical practice. *Clinical neurophysiology: official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 2016; 127(6), 2532-2533.
 20. Larivière C, Forget R, Vadeboncoeur R, Bilodeau M, Mecheri H. The effect of sex and chronic low back pain on back muscle reflex responses. *Eur J Appl Physiol*. 2010; 109:577-90.
 21. Kim MH, Yi CH, Yoo WG, Choi BR. EMG and kinematics analysis of the trunk and lower extremity during the sit-to-stand task while wearing shoes with different heel heights in healthy young women. *Hum Mov Sci*. 2011; 30:596-605.
 22. Staudenmann D, van Dieën JH, Stegeman DF, Enoka RM. Increase in heterogeneity of biceps brachii activation during isometric submaximal fatiguing contractions: a multichannel surface EMG study. *J Neurophysiol*. 2014; 111:984-90.
 23. Drost, G., Stegeman, D. F., van Engelen, B. G., & Zwarts, M. J. Clinical applications of high-density surface EMG: a systematic review. *Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 2006; 16(6), 586-602. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.09.005>
 24. E. Martinez-Valdes et al., "Consensus for experimental design in electromyography (CEDE) project: Single motor unit matrix", *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 68, Feb. 2023.
 25. Tucker K, Falla D, Graven-Nielsen T, Farina D. Electromyographic mapping of the erector spinae muscle with varying load and during sustained contraction. *J Electromyogr Kinesiol*. 2009; 19:373-9.
 26. Holtermann A, Roeleveld K, Karlsson JS. Inhomogeneities in muscle activation reveal motor unit recruitment. *J Electromyogr Kinesiol*. 2005; 15:131-7.
 27. Falla D, Farina D. Muscle fiber conduction velocity of the upper trapezius muscle during dynamic contraction of the upper limb in patients with chronic neck pain. *Pain*. 2005; 116:138-45.
 28. [28] Rojas-Martínez M, Mañanas MA, Alonso JF, Merletti R. Identification of isometric contractions based on High Density EMG maps. *J Electromyogr Kinesiol*. 2013; 23:33-42.
 29. Mourad Ouzzani, Hossam Hammady, Zbys Fedorowicz, and Ahmed Elmagarmid. Rayyan — a web and mobile app for systematic reviews. *Systematic Reviews* (2016) 5:210, DOI: 10.1186/s13643-016-0384-4.
 30. Beretta-Piccoli, M., Calanni, L., Negro, M. et al. Increased resistance towards fatigability in patients with facioscapulohumeral muscular dystrophy. *Eur J Appl Physiol* 121, 1617–1629 (2021). <https://doi.org/10.1007/s00421-021-04650-3>
 31. Kluger BM, Krupp LB, Enoka RM. Fatigue and fatigability in neurologic illnesses: proposal for a unified taxonomy. *Neurology* 2013; 80(4):409–416. <https://doi.org/10.1212/WNL.0b013e31827f07be>
 32. Enoka RM, Duchateau J. Translating fatigue to human performance. *Med Sci Sport Exer* 2016; 48(11):2228–2238. <https://doi.org/10.1249/mss.0000000000000929>
 33. Merletti R, Farina D. *Surface electromyography: physiology, engineering, and applications*. John Wiley & Sons (2016)
 34. Beretta-Piccoli M, Negro M, Calanni L, Berardinelli A, Siciliano G, Tupler R, Soldini E, Cescon C, D'Antona G. Muscle Fiber Conduction Velocity Correlates with the Age at Onset in Mild FSHD Cases. *Front Physiol*. 2021 Jun 17; 12:686176. doi: 10.3389/fphys.2021.686176. PMID: 34220550; PMCID: PMC8247588.
 35. R. Meattini, M. Nowak, C. Melchiorri and C. Castellini, "Towards Improving Myocontrol of Prosthetic Hands: A Study on Automated Instability Detection," 2018 IEEE-RAS 18th International Conference on Humanoid Robots (Humanoids), Beijing, China, 2018, pp. 1-7, doi: 10.1109/HUMANOIDS.2018.8625021.
 36. Nizamis, K., Rijken, N. H., Van Middelaar, R., Neto, J., Koopman, B. F., & Sartori, M. Characterization of forearm muscle activation in duchenne muscular dystrophy via high-density electromyography: A case study on the implications for myoelectric control. *Frontiers in neurology*, 2020;11, 231.
 37. Derry KL, Venance SL, Doherty TJ. Decomposition-based quantitative electromyography in the evaluation of muscular dystrophy severity. *Muscle Nerve* 2012;45(4):507–513. <https://doi.org/10.1002/mus.22341>
 38. Singh RE, Iqbal K, White G, Hutchinson TE. A systematic review on muscle synergies: from building blocks of motor behavior to a neurorehabilitation tool. *Appl Bionics Biomech*. (2018). 2018:36153. doi: 10.1155/2018/3615368
 39. Martini J, Voos MC, Hukuda ME, de Resende MBD, Caromano FA. Movimentos compensatórios durante atividades funcionais em crianças deambuladoras com distrofia muscular de Duchenne. *Arq Neuropsiquiatr*. (2014) 72:5–11. doi: 10.1590/0004-282X20130196
 40. Ropars J, Lempereur M, Vuillerot C, Tiffreau V, Peudener S, Cuisset J-M, et al. Muscle Activation during Gait in Children with Duchenne Muscular Dystrophy. *PLoS ONE* (2016) 11(9): e0161938. doi: 10.1371/journal.pone.0161938
 41. Martinez-Valdes, E., Negro, F., Laine, C. M., Falla, D., Mayer, F., & Farina, D. (2017). Tracking motor units longitudinally across experimental sessions with high-density surface electromyography. *The Journal of physiology*, 595(5), 1479-1496.