

Superficies de apoyo en la activación del área cervical en parálisis cerebral infantil

Support surfaces in cervical area activation in infantile cerebral palsy

Jennifer Margoth Avila Lapo¹ <https://orcid.org/0009-0007-6920-5505>

Freddy Fernando Fajardo Taday¹ <https://orcid.org/0009-0008-0872-2522>

Marco Vinicio Vásquez Cabrera² <https://orcid.org/0009-0003-9296-3137>

Kleber Paul Enríquez Padilla² <https://orcid.org/0009-0004-8197-0136>

Lilia Magdalena Toalongo Rojas² <https://orcid.org/0009-0006-4102-7674>

Luis Javier Serpa Andrade^{1*} <https://orcid.org/0000-0003-1338-7868>

Freddy Leonardo Bueno Palomeque¹ <https://orcid.org/0000-0003-1626-0272>

¹Universidad Politécnica Salesiana. Cuenca, Ecuador.

²Instituto de Parálisis Cerebral del Azuay. Cuenca, Ecuador.

*Autor para la correspondencia: javilal1@est.ups.edu.ec

RESUMEN

Introducción: Las alteraciones electrofisiológicas en pacientes con parálisis cerebral infantil afectan el control motor de diferentes grupos musculares, y provocan movimientos involuntarios y rigidez en las extremidades. Las características de las señales electromiográficas permiten reconocer información muscular; sin embargo, la influencia de la postura en el registro de señales requiere una mayor exploración.

Objetivo: Cuantificar y contrastar el nivel de energía de las activaciones musculares en pacientes con parálisis cerebral infantil, mediante un ejercicio de flexión extensión cervical en diferentes superficies de apoyo.

Métodos: El registro electromiográfico se obtuvo en una cohorte de siete pacientes con parálisis cerebral infantil durante dos sesiones diferentes de registro. El valor de la energía de las señales se estudió a través del análisis numérico en los dominios de tiempo y frecuencia.

Resultados: La energía por superficie de apoyo resultó 0,17 (0,08-0,77) con rodillo; 0,19 (0,08-0,64) con cuña; 0,21 (0,14-0,44) con una pelota; y 0,32 (0,12-1,43) sin superficie de apoyo. Al comparar los resultados por paciente, la superficie de apoyo generó mayor variabilidad, con un valor $p > 0,05$ en 19 de 28 mediciones realizadas.

Conclusiones: La metodología aplicada constituye una prometedora herramienta para complementar el proceso de diagnóstico y la evaluación muscular en distintas áreas de la fisioterapia y la rehabilitación.

Palabras clave: electromiografía; parálisis cerebral infantil; variación angular cervical; energía de la señal; superficie de apoyo.

ABSTRACT

Introduction: Electrophysiological alterations in patients with infantile cerebral palsy affect motor control of different muscle groups, and cause involuntary movements and limb stiffness. The characteristics of electromyographic signals allow the recognition of muscular information; however, the influence of posture on signal recording requires further exploration.

Objective: To quantify and contrast the energy level of muscle activations in patients with infantile cerebral palsy by means of a cervical flexion-extension exercise on different support surfaces.

Methods: Electromyographic recording was obtained in a cohort of seven patients with infantile cerebral palsy during two different recording sessions. The energy value of the signals was studied through numerical analysis in the time and frequency domains.

Results: The energy per support surface was 0.17 (0.08-0.77) with a roller; 0.19 (0.08-0.64) with a wedge; 0.21 (0.14-0.44) with a ball and 0.32 (0.12-1.43) without a support surface. When comparing the results per patient, the support surface generated greater variability, with a p-value > 0.05 in 19 of 28 measurements performed.

Conclusions: The applied methodology constitutes a promising tool to complement the diagnostic process and muscle assessment in different areas of physiotherapy and rehabilitation.

Keywords: electromyography; infantile cerebral palsy; cervical angular variation; signal energy; support surface.

Recibido: 22/06/2023

Aceptado: 13/08/2023

Introducción

El análisis de la actividad eléctrica muscular permite conocer el estado fisiológico de los músculos, y su caracterización cuantitativa contribuye a determinar el origen y la complejidad de afecciones del sistema nervioso. Las características en tiempo y frecuencia de las señales electromiográficas se obtienen a partir de su procesamiento digital, y se utilizan en el reconocimiento de patrones musculares para el manejo de actores electromecánicos a través de dispositivos protésicos,^(1,2) la evaluación y el monitoreo de la recuperación muscular en pacientes infartados,⁽³⁾ la rehabilitación para realimentar de forma objetiva los procesos de recuperación muscular^(4,5) o la supervisión de actividades diarias gracias al desarrollo de dispositivos vestibles, cuya aplicación clínica gana terreno día a día.⁽⁶⁾

El análisis de las señales electromiográficas y su integración a procesos de rehabilitación constituyen un apoyo fundamental en el diagnóstico y el

seguimiento dentro del estudio de la parálisis cerebral infantil (PCI). Los cambios de las señales en los campos temporal y frecuencial de estos pacientes⁽⁷⁾ se determina con la aplicación de la Transformada Wavelet⁽⁸⁾ junto con herramientas numéricas y estadísticas, como la determinación del valor cuadrático medio (RMS) y el de la energía de una señal. El análisis de las variaciones de las características con respecto a los patrones normales de cada músculo se complementa con otros datos neurofisiológicos y el contexto clínico de cada caso.⁽⁹⁾

El comportamiento muscular en la PCI presenta características electrofisiológicas, como reflejos anormales, rigidez en las extremidades, postura anormal del cuerpo, movimientos involuntarios, entre otras, que afectan el control motor.⁽¹⁰⁾ Particularmente en la zona cervical, se observan contracciones involuntarias con espasmos relativamente grandes. La diferenciación entre una contracción voluntaria y una espástica resulta fundamental en su análisis.

El objetivo de este estudio fue cuantificar y contrastar el nivel de energía de las activaciones musculares en pacientes con parálisis cerebral infantil, mediante un ejercicio de flexión-extensión cervical en diferentes superficies de apoyo.

Métodos

En este estudio participaron siete niños con parálisis cerebral infantil espástica (6,5 + - 1,5 años) del Instituto de Parálisis Cerebral del Azuay (IPCA). Sus padres fueron previamente informados de los objetivos del estudio y accedieron a participar voluntariamente.

Se registraron las señales electromiográficas y la variación angular (Δa) durante la flexo-extensión cervical en un promedio de dos minutos. Se analizaron dos sesiones de rehabilitación con cinco semanas de diferencia entre ellas. La información se recopiló durante el proceso de rehabilitación cervical con los participantes en posición decúbito prono. Se utilizaron cuatro superficies diferentes: un rodillo, una cuña, una pelota y una superficie plana sin elementos (fig. 1) con la finalidad de determinar si el método de apoyo, al registrar las señales, afectaría los niveles de actividad muscular y los resultados del proceso

de rehabilitación. Las superficies se manipularon teniendo en cuenta el centro de gravedad de los participantes al momento de realizar los ejercicios. Las pruebas se efectuaron en días diferentes.



Fig. 1 - Los electrodos y el giroscopio se conectaron sobre los sujetos. Se utilizaron cuatro superficies de apoyo: a) rodillo, b) cuña, c) pelota y d) plana sin elementos.

Seleccionada la posición del sujeto y la superficie de apoyo, se colocaron los electrodos de acuerdo con el siguiente protocolo:⁽⁷⁾ se localizaron los músculos para una adecuada fijación de tres electrodos por canal, limpieza de la piel (área cervical, sobre el trapecio) con alcohol al 70 % y ubicación de electrodos 3M RED DOT (40 x 33 mm, material AgCl) con adhesivo hipoalergénico con bajo contenido de cloro.

Los electrodos se ubicaron de forma paralela a las fibras musculares en una configuración bipolar con una separación de 30 mm aproximadamente; la sonda de referencia se conectó en el codo del paciente con el mismo tipo de electrodo y se controló el reposo, alrededor de un minuto, para la adhesión correcta de los electrodos que, en la región cervical derecha e izquierda, debían registrar simultáneamente las señales electromiográficas. Adicionalmente, se colocó un sensor inercial sobre la frente de los pequeños para observar la variación angular durante la ejecución de las pruebas. El sistema de adquisición de datos se programó para emitir una señal auditiva cuando iniciara el registro. Este sistema emite alertas sonoras cada 10 segundos si no se reconoce la variación angular; si se alcanza la tercera alarma, el sistema se detiene.

Las señales electromiográficas se adquirieron a través de un protocolo supervisado por fisioterapeutas del IPCA, mediante el equipo Biopac MSL. La variación angular se computó con un dispositivo electrónico embebido, basado en un giroscopio de tres ejes MPU 6050 y un microcontrolador ATmega328, con la finalidad de sincronizarla con las señales electromiográficas. Estas tuvieron una frecuencia de muestreo de 1000 Hz y la variación angular, 50 Hz. Los datos se consignaron en una laptop Lenovo con Windows 10 como sistema operativo.

Constatado el correcto registro de los datos, se solicitó al paciente levantar la cabeza, mediante la extensión y la flexión de los músculos cervicales (el fisioterapeuta asistió la ejecución del ejercicio). Posteriormente, los infantes descansaron por un tiempo promedio de 20 segundos antes de repetir el ejercicio. Se reconocieron al menos cinco activaciones musculares en cada una de las pruebas.

Las señales electromiográficas adquiridas se filtraron con la Transformada Wavelet, se descompusieron en detalles D1-D3 y una aproximación A3 mediante Daubechies Wavelet "db5". En el nivel del detalle 3 de la descomposición de la señal se encontró la mayor cantidad de información de una señal electromiográfica (62,5Hz-125Hz). La Transformada Wavelet aplicada a cada una de las señales electromiográficas se definió como:

$$C(\tau, s) = \int f(t) \varphi_{\tau, s}(t) dt \quad (1)$$

Donde $f(t)$ fue la señal analizada, y φ representó la wavelet madre, τ y s constituyeron los parámetros de traslación y escalado, respectivamente. El valor de \bar{E} del detalle 3 de la señal se calculó de la siguiente manera:

$$E = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{N_3} |x_3|^2 \quad (2)$$

Donde N_3 fue la longitud del vector y x_3 representó la amplitud de la señal.

Para la cuantificación y la evaluación de las señales electromiográficas se utilizó una aplicación desarrollada en Matlab para procesar y contrastar pruebas por paciente o grupos de pacientes.⁽⁵⁾ El sistema permite verificar el nivel de energía, el valor promedio frecuencial y el valor RMS de las señales. Para el actual estudio se empleó \bar{E} para contrastar las distintas pruebas, teniendo en cuenta que el valor promedio de frecuencia entre pacientes y sujetos controles no se diferenció.⁽⁷⁾

El análisis de las señales requiere que se seleccionen en el *software*, de forma manual, tres activaciones musculares, una a la vez. El *software* promedia el nivel de energía entre las tres activaciones. También debe escogerse una sección de reposo muscular, con el nivel del potencial del registro mínimo, para considerarse como referencia en la cuantificación de las activaciones musculares. Las diferentes selecciones se normalizaron a un tamaño similar de muestras para no influir en el valor energético calculado.

Resultados

El registro simultáneo de las señales electromiográficas y la variación angular de la cabeza permitió reconocer de forma objetiva las activaciones musculares voluntarias y diferenciarlas de los espasmos involuntarios. En la figura 2 se observan las señales electromiográficas del área cervical, trapecios superiores derechos del paciente 1, sesión 1, en la posición decúbito prono en la superficie plana sin elementos. La región marcada con verde señala dos de las activaciones musculares voluntarias; y la sección roja, un espasmo involuntario, porque la activación muscular no genera un cambio en el ángulo de la cabeza.

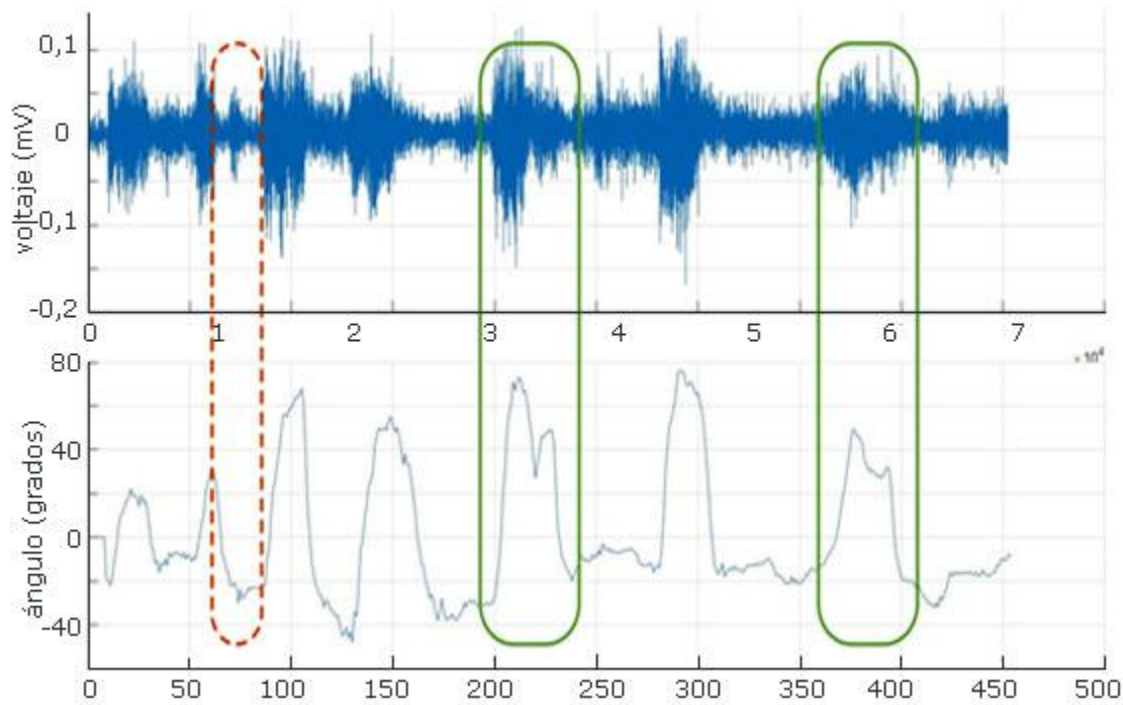


Fig. 2 - Señales electromiográficas correspondientes al lado derecho del área cervical del paciente 1 en la sesión 1 (parte superior) y la variación angular en la parte inferior.

Se cuantificó la energía en reposo del área cervical derecha e izquierda en cada una de las pruebas para contrastar los cambios de energía durante el ejercicio sobre la base del reposo. Se generaron 16 mediciones por paciente y el nivel de \bar{E} en reposo resultó estadísticamente similar entre los sujetos, con valores de $p = 0,0069; 0,0035; 0,0009; 0,0003; 0,0042, < 0,0001$ y $0,0001$ para cada uno de ellos. Se utilizó como referencia para todas los cálculos un valor de \bar{E} de $2,03 \pm 1,03 \times 10^{-5} \text{ mV}^2$.

La figura 3 muestra el cálculo de \bar{E} correspondiente a un paciente en particular, su magnitud en el lado izquierdo, el derecho y la variación angular durante las dos sesiones de registro. Esto permitió contrastar los valores de las diferentes sesiones. También se observan en esta figura los registros del paciente 7 durante el proceso de rehabilitación en la superficie de apoyo plana sin elementos. En esta prueba se registró una mayor variación angular entre sesiones; simultáneamente, el lado izquierdo manifestó una reducción de energía considerable y el lado derecho, un incremento importante.

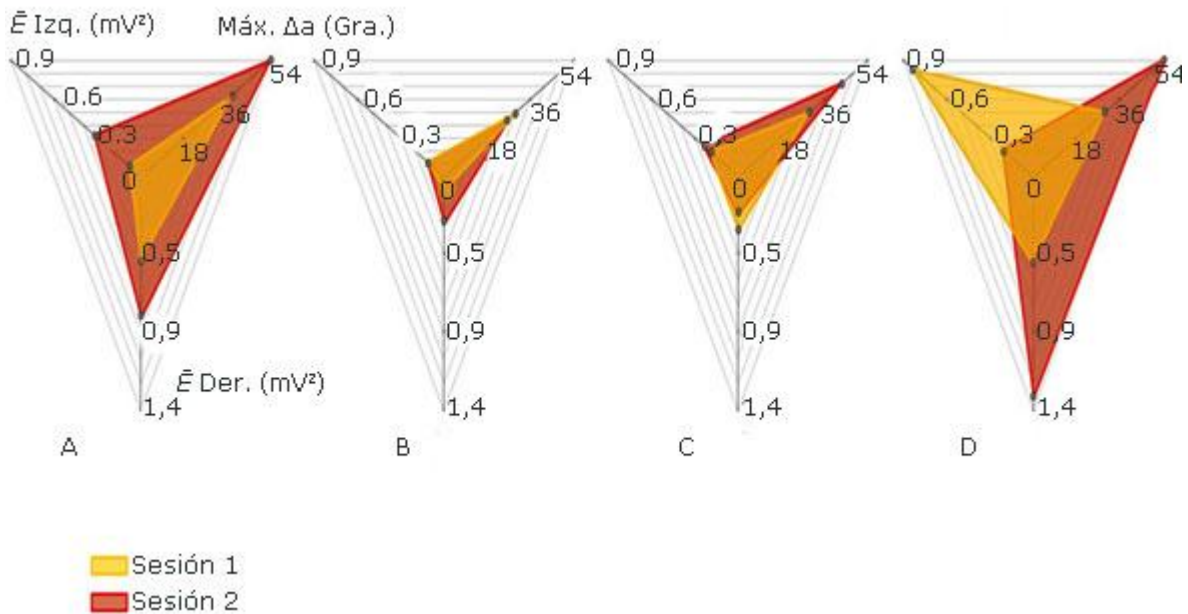


Fig. 3 - Contraste entre \bar{E} de la región cervical izquierda, derecha y el máximo ángulo de flexión alcanzado para las dos sesiones evaluadas. a) postura con rodillo, b) cuña, c) pelota y d) superficie plana sin elementos.

La figura 4 amplía la visión de los resultados para los siete sujetos. En ella se pueden contrastar \bar{E} y la variación angular; además, presenta los resultados al utilizar el rodillo y los niveles de energía por cada paciente durante la sesión 1 y 2. En el sujeto 6 disminuyó considerablemente la energía en el lado derecho (parte superior de la figura) y el izquierdo (gráfica intermedia) desde la sesión 1 a la 2. Los sujetos 4 y 5 también presentaron una baja en cuanto a \bar{E} . El resto de los participantes redujo en un lado y aumentó en el otro. La mayoría de los sujetos incrementó el ángulo de variación de la cabeza.

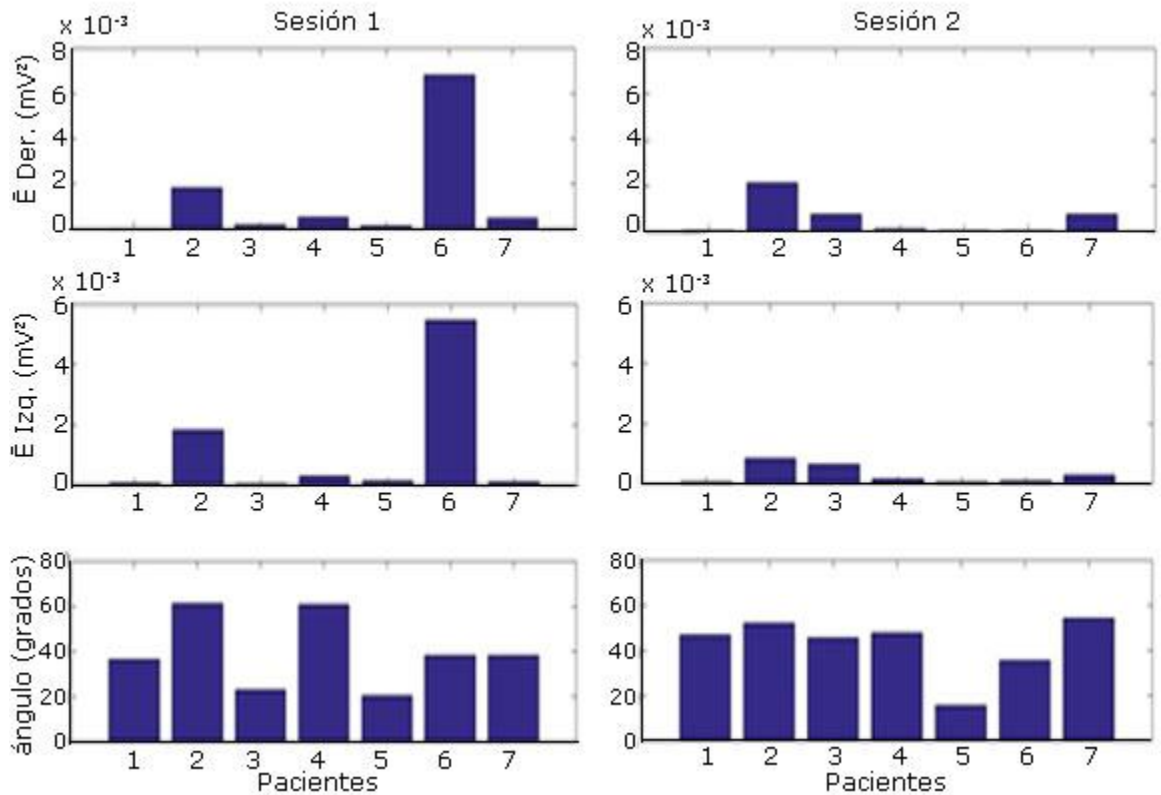


Fig. 4 - Comparación proporcionada por el *software*, enfocada en los tipos de apoyo utilizados. La gráfica superior muestra los resultados para el área cervical derecha y la intermedia para el área izquierda.

La tabla resume los niveles de \bar{E} de las señales electromiográficas de la sección cervical derecha e izquierda durante las dos sesiones con las cuatro superficies de apoyo. Al comparar los resultados de los siete sujetos, considerando los dos lados del área cervical, se obtuvo un valor de $p < 0,05$. Esto llevó a la conclusión de que todos los registros con un mismo apoyo resultaron estadísticamente similares: rodillo ($p = 0,0075$), cuña (0,0024), pelota (0,0012) y superficie plana sin elementos (0,0019). Se compararon los datos de registro entre pacientes con un mismo nivel de referencia de reposo en las pruebas.

Si se observan los valores de \bar{E} calculados al utilizar el rodillo y una superficie plana sin elementos, los resultados variaron de forma significativa (0,69 y 1,30 mV^2 rango intercuartil para rodillo y una superficie plana sin elementos, respectivamente), lo cual se asoció a los sujetos de prueba y su nivel de parálisis. Con respecto al sujeto 1 y 6, indistintamente del tipo de apoyo, el valor p mayor

que $0,05$ ($p > 0,05$) indicó una diferencia estadística; o sea, el tipo de apoyo utilizado en las evaluaciones influyó en los registros obtenidos. Por tanto, se debe tomar en cuenta para una evaluación de los pacientes.

En el sujeto 2 el valor de \bar{E} en la sesión S1, tanto para el lado derecho como izquierdo, independientemente del apoyo utilizado, se consideró similar. Para el sujeto 3, solo el lado derecho en la sesión 1 mostró un valor $p = 0,0055$.

Tabla - Valor de \bar{E} de cada uno de los sujetos durante las diferentes pruebas

Sujeto	Lado	Sesión	Rodillo (mV ²)	Cuña (mV ²)	Pelota (mV ²)	Superficie plana (mV ²)	\bar{E} Mediana y rango intercuartil (mV ²)	<i>p-value</i>
1	D	S1	0,02	0,02	0,14	0,14	0,08 (0,02 – 0,14)	0,1041
		S2	0,07	0,03	0,18	0,02	0,05 (0,02 – 0,12)	0,1331
	I	S1	0,07	0,04	0,03	0,33	0,05 (0,03 – 0,20)	0,1981
		S2	0,08	0,38	0,03	0,04	0,06 (0,03 – 0,23)	0,2095
2	D	S1	1,82	1,17	0,75	1,49	1,33 (0,96 – 1,65)	0,0106
		S2	2,13	3,86	0,46	6,10	2,99 (1,29 – 4,98)	0,0804
	I	S1	1,2	0,28	2,08	1,52	1,36 (0,74 - 1,80)	0,0434
		S2	1,83	1,97	0,12	3,19	1,90 (0,97 – 2,58)	0,0670
3	D	S1	0,17	0,24	0,18	0,12	0,17 (0,14 – 0,21)	0,0055
		S2	0,77	0,05	0,21	1,60	0,49 (0,13 – 1,18)	0,1569
	I	S1	0,05	0,26	0,37	0,64	0,31 (0,15 – 0,50)	0,0746
		S2	0,67	0,09	0,47	0,31	0,39 (0,20 – 0,57)	0,0519
4	D	S1	0,51	0,41	0,15	0,10	0,28 (0,12 – 0,46)	0,0603
		S2	0,13	0,08	0,19	0,13	0,13 (0,10 – 0,16)	0,0098
	I	S1	0,31	0,70	0,11	0,40	0,35 (0,21 – 0,55)	0,0534
		S2	0,17	0,09	0,25	0,06	0,13 (0,07 – 0,21)	0,0445
5	D	S1	0,16	0,14	0,19	0,03	0,15 (0,08 – 0,17)	0,0336
		S2	0,05	0,09	0,07	0,17	0,08 (0,06 – 0,13)	0,0364
	I	S1	0,14	0,05	0,23	0,01	0,09 (0,03 – 0,18)	0,1161
		S2	0,07	0,03	0,07	0,32	0,07 (0,05 – 0,19)	0,1627

6	D	S1	6,8	0,76	0,43	0,79	0,77 (0,59 – 3,79)	0,2486
		S2	0,08	2,77	1,44	1,90	1,67 (0,76 – 2,33)	0,0704
	I	S1	5,40	0,58	1,13	5,10	3,11 (0,85 – 5,25)	0,0964
		S2	0,10	2,04	3,10	0,13	1,08 (0,11 – 2,57)	0,1677
7	D	S1	0,47	0,09	0,26	0,48	0,36 (0,17 – 0,47)	0,0400
		S2	0,78	0,27	0,22	1,37	0,52 (0,24 – 1,07)	0,0909
	I	S1	0,10	0,12	0,19	0,87	0,15 (0,11 – 0,53)	0,1810
		S2	0,31	0,12	0,22	0,20	0,21 (0,16 – 0,26)	0,0122
\bar{E} Mediana y rango intercuartil (mV^2)			0,17 (0,08-0,77)	0,19(0,08 – 0,64)	0,21(0,14 – 0,44)	0,32(0,12 – 1,43)		
<i>p-value</i>			0,0075	0,0024	0,0012	0,0019		

Discusión

La caracterización de ondas eléctricas aporta información, de forma objetiva y cuantificable, para el diagnóstico y el monitoreo de patologías neuromusculares.^(7,11) Diferenciar una contracción muscular voluntaria y un espasmo muscular en el procesamiento de estas transmisiones resulta fundamental. Su complejidad se incrementa no solo por la naturaleza de las señales biológicas sino por el comportamiento estocástico de los espasmos en pacientes con parálisis cerebral infantil.

Los resultados angulares mostraron un error máximo de 0,7 grados en las pruebas de laboratorio. Este parámetro permitió registrar de forma confiable la variación angular de la cabeza. La frecuencia de muestreo del sistema (50Hz) aportó la información necesaria para identificar una activación voluntaria y una involuntaria.

Los sujetos involucrados en este estudio tienen individualidades clínicas y forman parte de un proceso de rehabilitación con terapias de distintas frecuencias y rutinas. Para profundizar en el conocimiento del comportamiento muscular en pacientes con parálisis cerebral infantil se requieren pruebas con un número mayor de participantes.

Ningún apoyo favorece de igual manera a todos los pacientes, debido a las diferentes variables involucradas en la parálisis cerebral infantil que afectan al comportamiento motor.⁽¹¹⁾ Sin embargo, al utilizar una pelota se obtuvo una mediana con un rango intercuartil de 0,21 (0,14 - 0,44), menor con respecto a los otros elementos de apoyo.

El sistema y la metodología propuesta para la comparación del nivel de \bar{E} y el ángulo máximo del sujeto podría evaluar el avance de un proceso de fisioterapia entre diferentes sesiones. Un escenario de rehabilitación resulta más favorable para los pacientes cuando se alcanza un mayor rango de movimiento de variación angular con un menor gasto de energía.

Cada individuo respondió de diferente manera en las distintas pruebas; por consiguiente, si se asigna el apoyo adecuado se desarrollaría de una manera más eficiente el ejercicio de rehabilitación. Sin embargo, se necesitan estudios más extensos para confirmar estos hallazgos. En el mismo contexto, se puede evaluar la actividad muscular del paciente en un escenario desfavorable y los efectos eclipsarían su avance.

El análisis de los resultados se desarrolló en conjunto con la evaluación clínica de cada participante. El registro de datos durante cada sesión se limitó a dos minutos para evitar fatiga en el paciente y que dicha alteración provocara datos erróneos. Como objetivo futuro el seguimiento del estudio abarcará un período mayor.

Las pruebas utilizaron una aplicación computacional desarrollada específicamente para el IPCA. Esta calculó la variación electromiográfica en conjunto con la variación angular de la cabeza para detectar una contracción voluntaria y un espasmo muscular. Los registros electromiográficos mostraron una amplitud diferente con cada elemento incorporado en la terapia física y se cuantificó su amplitud con el fin de aportar al personal médico un parámetro adicional en la rehabilitación del área cervical. La metodología aplicada en este estudio se presenta como una prometedora herramienta para complementar el proceso de diagnóstico, y la evaluación muscular en distintas áreas de la fisioterapia.

Referencias bibliográficas

1. Pinto RA, Coronel FS, Bueno FL, Galán J. Reconocimiento de tres patrones básicos de movimiento de la mano usando electromiografía de superficie y algoritmos inteligentes. Rev Cub Invest Bioméd. 2020 [20/04/2023];39(2):1-14. Disponible en: <https://revibiomedica.sld.cu/index.php/ibi/article/view/226/901>
2. Proaño D, Procel J, Zhingre J, Serpa L. Biomimetical arm prosthesis: A new proposal. Adv Intell Systems Comp. 2018;590:549-58. DOI: http://dx.doi.org/10.1007/978-3-319-60483-1_57
3. Steele KM, Papazian C, Feldner H. Muscle activity after stroke: perspectives on deploying surface electromyography in acute care. Front Neurol. 2020;11:576757. DOI: <https://doi.org/10.3389%2Ffneur.2020.576757>
4. Lauer RT, Stackhouse CA, Shewokis PA, Smith BT, Tucker CA, McCarthy J. A time-frequency based electromyographic analysis technique for use in cerebral palsy. Gait Posture. 2007;26(3):420-7. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.10.015>
5. Quizhpe C, Ortiz F, Bueno F, Cabrera MVV. Computational feedback tool for muscular rehabilitation based in quantitative analysis of sEMG signals. Adv Intell Systems Comp. 2019;789:94-101. DOI: https://doi.org/10.1007/978-3-319-94484-5_10
6. Milosevic B, Benatti S, Farella E. Design challenges for wearable EMG applications. Design, Automation & Test in Europe Conference & Exhibition (DATE). 2017;1432-7. DOI: <https://doi.org/10.23919/DATE.2017.7927217>
7. Ortiz FJ, Quizhpe CE, Bueno FL, Vasquez M, da Rocha AF. Electromyographic assesment of cervical motor control in children with cerebral palsy. Anais do V Congresso Brasileiro de Eletromiografia e Cinesiologia e X Simpósio de Engenharia Biomédica. 2018. DOI: <https://doi.org/10.29327/cobecseb.78843>
8. Lauer RT, Stackhouse C, Shewokis PA, Smith BT, Orlin M, McCarthy JJ. Assessment of wavelet analysis of gait in children with typical development and cerebral palsy. J Biomech. 2005;38(6):1351-7. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.07.002>

9. Gila L, Malanda A, Rodríguez I, Rodríguez J, Navallas J. Métodos de procesamiento y análisis de señales electromiográficas. *Anales Sis San Navarra*. 2009 [20/04/2023];32:27-43. Disponible en: https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1137-66272009000600003
10. Heyrman L, Molenaers G, Desloovere K, Verheyden G, De Cat J, Monbaliu E, *et al*. A clinical tool to measure trunk control in children with cerebral palsy: The Trunk Control Measurement Scale. *Res Dev Disabil*. 2011;32(6):2624-35. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ridd.2011.06.012>
11. Heyrman L, Desloovere K, Molenaers G, Verheyden G, Klingels K, Monbaliu E, *et al*. Clinical characteristics of impaired trunk control in children with spastic cerebral palsy. *Res Dev Disabil*. 2013;34(1):327-34. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ridd.2012.08.015>

Conflicto de intereses

Los autores declaran que no existe conflicto de intereses.

Contribución de los autores

Conceptualización: Lilia Magdalena Toalongo Rojas, Luis Javier Serpa Andrade y Freddy Leonardo Bueno Palomeque.

Curación de contenidos y datos: Jennifer Margoth Ávila Lapo, Freddy Fernando Fajardo Taday y Freddy Leonardo Bueno Palomeque.

Análisis formal: Freddy Leonardo Bueno Palomeque.

Adquisición de fondos: Luis Javier Serpa Andrade y Freddy Leonardo Bueno Palomeque.

Investigación: Jennifer Margoth Ávila Lapo, Freddy Fernando Fajardo Taday, Marco Vinicio Vásquez Cabrera y Kleber Paul Enríquez Padilla.

Metodología: Marco Vinicio Vásquez Cabrera, Kleber Paul Enríquez Padilla, Lilia Magdalena Toalongo Rojas y Freddy Leonardo Bueno Palomeque.

Administración del proyecto: Freddy Leonardo Bueno Palomeque.

Recursos: Freddy Leonardo Bueno-Palomeque.

Software: Jennifer Margoth Ávila Lapo y Freddy Fernando Fajardo Taday.

Supervisión: Marco Vinicio Vásquez-Cabrera, Kleber Paul Enríquez Padilla y Freddy Leonardo Bueno Palomeque.

Validación: Luis Javier Serpa Andrade y Freddy Leonardo Bueno Palomeque.

Visualización: Freddy Leonardo Bueno Palomeque.

Redacción-borrador original: Freddy Leonardo Bueno Palomeque.

Redacción-revisión y edición: Lilia Magdalena Toalongo Rojas y Freddy Leonardo Bueno Palomeque.