



## Dinámica muscular del tronco en lanzamiento paralímpico: integración de simulación computacional y electromiografía

*Trunk muscle dynamics in paralympic throwing: integration of computational simulation and electromyography*

**Perez-Trejos, LE<sup>1ABCF</sup>; Osorio Toro, S<sup>2BC</sup>; Gómes Salazar, L<sup>3BC</sup>**

<sup>1</sup> Docente Departamento de Morfología. Facultad de Salud. Universidad del Valle. Santiago de Cali. Valle del Cauca. Colombia. Correo: luz.perez@correounivalle.edu.co

<sup>2</sup> Docente Departamento de Morfología. Facultad de Salud. Universidad del Valle. Santiago de Cali. Valle del Cauca. Colombia. Correo: sonia.osorio@correounivalle.edu.co

<sup>3</sup> Docente Departamento de Morfología. Facultad de Salud. Universidad del Valle. Santiago de Cali. Valle del Cauca. Colombia. Correo: lessby.gomez@correounivalle.edu.co

Responsabilidades. (A Diseño de la investigación; B Recolector de datos; C Redactor del trabajo; D Tratamiento estadístico; E Apoyo económico; F Idea original y coordinador de toda la investigación)

Recibido el 26 de febrero de 2025

Aceptado el 13 de diciembre de 2025

DOI: 10.24310/riccafd.14.3.2025.21368

**Correspondencia:** Luz Edith Perez Trejos. Correo: luz.perez@correounivalle.edu.co

### RESUMEN

El análisis muscular tradicionalmente se basa en la observación cualitativa para identificar activación y tipo de contracción durante un movimiento. Sin embargo, en atletas con discapacidad, las adaptaciones biomecánicas dificultan una evaluación precisa. Este estudio analizó la activación muscular del tronco en un sujeto entrenado en el lanzamiento de bala en silla, empleando electromiografía de superficie y simulación computacional musculoesquelética. La EMG mostró que los músculos del dorso se activaron al inicio y final del gesto, mientras que los músculos del abdomen alcanzaron su máxima activación en la fase intermedia. Para la simulación, se utilizó captura de movimiento con cámaras infrarrojas y análisis en AnyBody, incorporando datos antropométricos del atleta. La comparación entre EMG y simulación permitió una mejor comprensión de los patrones de activación muscular durante el gesto deportivo, aportando información relevante para el entrenamiento y la optimización del rendimiento en atletas con discapacidad.

**PALABRAS CLAVE:** Electromiografía, simulación computacional, deporte paralímpico, activación muscular.

### **ABSTRACT**

Muscle analysis is traditionally based on qualitative observation to identify activation and type of contraction during a movement. However, in athletes with disabilities, biomechanical adaptations make accurate assessment difficult. This study analysed trunk muscle activation in a subject trained in wheelchair shot put, using surface electromyography and musculoskeletal computer simulation. EMG showed that the dorsal muscles were activated at the beginning and the end of the gesture, while the abdominal muscles reached their maximum activation in the intermediate phase. For the simulation, motion capture with infrared cameras and analysis in AnyBody was used, incorporating anthropometric data of the athlete. The comparison between EMG and simulation allowed a better understanding of muscle activation patterns during the sporting gesture, providing relevant information for training and performance optimisation in athletes with disabilities.

**KEY WORDS:** Electromyography, computational simulation, paralympic sport, muscle activation.

### **INTRODUCCIÓN**

En la organización paralímpica, los deportistas elegibles para participar en actividades deportivas son aquellos con discapacidad física, visual o intelectual. Cada atleta recibe una clasificación médico-funcional, compuesta por una letra ("F" o "T") seguida de dos números, que indican el tipo de discapacidad, el grado de afectación y la categoría en la que compiten. Este sistema garantiza una competencia equitativa, asegurando que los deportistas participen en igualdad de condiciones. Dentro de las disciplinas paralímpicas, el atletismo incluye pruebas de carreras, saltos, lanzamientos, marcha y pruebas combinadas. En la modalidad de lanzamientos, los deportistas se agrupan en las categorías F51 a F57, que abarcan eventos como lanzamiento de martillo, disco, bala y jabalina, entre otros (1,2).

El gesto deportivo en el lanzamiento paralímpico comprende las modalidades de lanzamiento desde silla y en posición bípeda. Ambas requieren un alto nivel de exigencia muscular para mantener la estabilidad corporal durante la ejecución. En el lanzamiento desde silla, la estabilidad se concentra en el tronco y la pelvis, debido a los amplios desplazamientos que ocurren durante los movimientos de extensión, flexión anterior del tronco, inclinaciones laterales y rotaciones. Estos gestos demandan una activación coordinada de los músculos anteriores y posteriores del tronco, asegurando un control postural óptimo y una ejecución eficiente del movimiento. Los deportistas paralímpicos de lanzamiento en silla, no realizan el impulso con los miembros inferiores como los deportistas convencionales, por lo que la transferencia de energía debe hacerse desde el tronco hacia el miembro superior del lanzamiento (1,3–6).

El análisis de la funcionalidad muscular ha sido tradicionalmente un proceso basado en la observación cualitativa, en el cual un experto evalúa visualmente qué grupos musculares se activan durante un movimiento, determinando además si la contracción es concéntrica o excéntrica según la fase del gesto deportivo. Sin embargo, este enfoque presenta limitaciones significativas, especialmente en atletas con discapacidad, cuyas adaptaciones biomecánicas y patrones motores compensatorios pueden dificultar la identificación precisa del rol funcional de cada músculo. En estos casos, la observación subjetiva no es suficiente para describir con exactitud los niveles de activación muscular ni la contribución de cada grupo muscular en la ejecución del movimiento (7,8).

Para abordar estas limitaciones, se han desarrollado metodologías objetivas que permiten un análisis más detallado de la actividad muscular. Entre ellas, la electromiografía de superficie (EMG) se ha convertido en una herramienta clave, ya que permite registrar y analizar la actividad eléctrica generada por los músculos durante la excitación neuromuscular. Este método ofrece información valiosa sobre la intensidad y el patrón de activación muscular, la coordinación intermuscular y la aparición de fatiga, proporcionando así un enfoque cuantificable y reproducible del desempeño neuromuscular. En el contexto del deporte paralímpico, la EMG es particularmente útil para identificar estrategias compensatorias, optimizar la técnica deportiva y prevenir lesiones derivadas de sobrecargas musculares (9–11).

Sin embargo, la EMG por sí sola no ofrece una visión completa de las dinámicas musculoesqueléticas, ya que solo mide la actividad eléctrica superficial y no permite cuantificar directamente las fuerzas musculares internas ni la carga articular. Es aquí donde la simulación computacional musculoesquelética ha cobrado gran relevancia en los últimos años, permitiendo estimar patrones de activación a partir de datos cinemáticos y dinámicos obtenidos mediante captura de movimiento (12).

Uno de los programas más utilizados en este campo es el AnyBody Modeling System, que permite simular el comportamiento del sistema musculoesquelético con alta precisión. Este software recrea el funcionamiento del cuerpo humano en distintas condiciones de carga y movimiento y permite predecir el impacto de variaciones técnicas o adaptaciones biomecánicas en el desempeño del deportista. En el caso de los atletas paralímpicos, la combinación de EMG y simulación computacional ofrece una oportunidad para comprender cómo la activación muscular se ajusta a sus necesidades funcionales, facilitando así el desarrollo de estrategias de entrenamiento y rehabilitación más efectivas (13,14).

Al integrar estos enfoques tecnológicos, la biomecánica del deporte ha evolucionado hacia un análisis más preciso y personalizado, permitiendo mejorar el rendimiento deportivo y reducir el riesgo de lesiones en atletas con y sin discapacidad. En el contexto del lanzamiento de bala paralímpico, estas herramientas brindan información clave para optimizar la estabilidad del tronco,

mejorar la eficiencia del gesto deportivo y maximizar la transferencia de fuerza, aspectos fundamentales para el éxito competitivo.

El objetivo de la presente investigación es analizar la actividad muscular del tronco en atletas paralímpicos durante la ejecución del gesto deportivo de lanzamiento de bala mediante electromiografía de superficie y simulación computacional musculoesquelética, con el fin de evaluar los patrones de activación muscular.

## MATERIAL Y METODOS

Se realizó un estudio descriptivo de tipo estudio de caso, con el objetivo de analizar la activación muscular del tronco durante el gesto deportivo del lanzamiento paralímpico de bala y jabalina en silla en un atleta entrenado. La elección de un diseño de estudio de caso ( $n = 1$ ) se fundamentó en la naturaleza exploratoria del estudio, en la especificidad funcional del gesto deportivo paralímpico y en la variabilidad biomecánica asociada a esta población, lo cual ha sido reportado previamente en estudios biomecánicos y electromiográficos en deporte adaptado.

Previo a la evaluación, el participante fue informado sobre los objetivos, procedimientos y posibles riesgos del estudio, y otorgó su consentimiento informado por escrito.

### Consideraciones éticas

El estudio se desarrolló conforme a los principios éticos de la Declaración de Helsinki y fue aprobado por un comité de ética institucional (código 002-018). Se garantizó la confidencialidad de la información y el derecho del participante a retirarse del estudio en cualquier momento.

### Instrumentos y procedimiento

Para la evaluación de la activación muscular, se utilizó un equipo de Electromiografía de superficie de cuatro canales (BTS FREE EMG Bioengineering) con el fin de registrar la actividad eléctrica de los músculos del tronco durante la ejecución de los lanzamientos. Se colocaron electrodos de superficie siguiendo las recomendaciones del protocolo SENIAM en los siguientes músculos: Recto abdominal derecho, Oblicuo externo del abdomen izquierdo, Longísimo derecho e Iliocostal derecho

### Toma de datos de Electromiografía de Superficie

Los electrodos fueron ubicados en la piel tras la limpieza de la zona para minimizar la impedancia. La señal electromiográfica fue adquirida a una frecuencia de muestreo de 1000 Hz y posteriormente procesada mediante filtrado para eliminar artefactos de movimiento (30 Hz y 450 Hz) y un RMS o media cuadrática de 500 ms.

El atleta realizó tres intentos de lanzamiento de peso desde la posición de competencia en silla. Se registraron los datos de activación muscular durante la fase de preparación, impulso y finalización del gesto deportivo para analizar los

patrones de activación y posibles diferencias entre los dos tipos de lanzamiento. Los pasos para la toma de datos de EMG se registraron en la tabla 1.

**Tabla 1.** Pasos para la toma de datos

<b>PASOS</b>	<b>EXPLICACIÓN</b>
Se le pidió al sujeto usar ropa adecuada	Necesidad de acceder a algunos músculos que podían estar cubiertos por la ropa, además la ropa rígida podía causar interferencia
Se identificó la ubicación del electrodo y se marcó regiones prominentes.	Marcar puntos de referencia y líneas de orientación. Se empleó una cinta métrica flexible para medir distancias.
Se limpió la piel con un fluido abrasivo / conductivo.	Mejorar la adherencia de los electrodos
Se conectaron los electrodos paralelos a las fibras musculares a una distancia de 2 cm entre ellos, usando el tipo de electrodo más pequeño disponible	Ubicar los electrodos en el vientre muscular aumenta la selectividad
Se esperó aproximadamente 3 minutos mientras el sujeto realizaba calentamiento	Los electrodos en el contacto de la piel requieren tiempo para alcanzar una condición eléctrica (impedancia) estable.
Se solicitó al sujeto ubicarse en la silla de lanzamiento y adoptar la posición de lanzamiento	Espacio donde se desarrolla la actividad
Se inició el monitor de señal y se verificó cada traza de EMG: verificación de línea de base.	Se debe verificar el nivel de ruido, la compensación de cero y los posibles cambios.
Se comprobaron las ráfagas de actividad EMG: ¿Se observó señal EMG?	Al usar pruebas musculares manuales, la apariencia general de las ráfagas de EMG debería verificarse

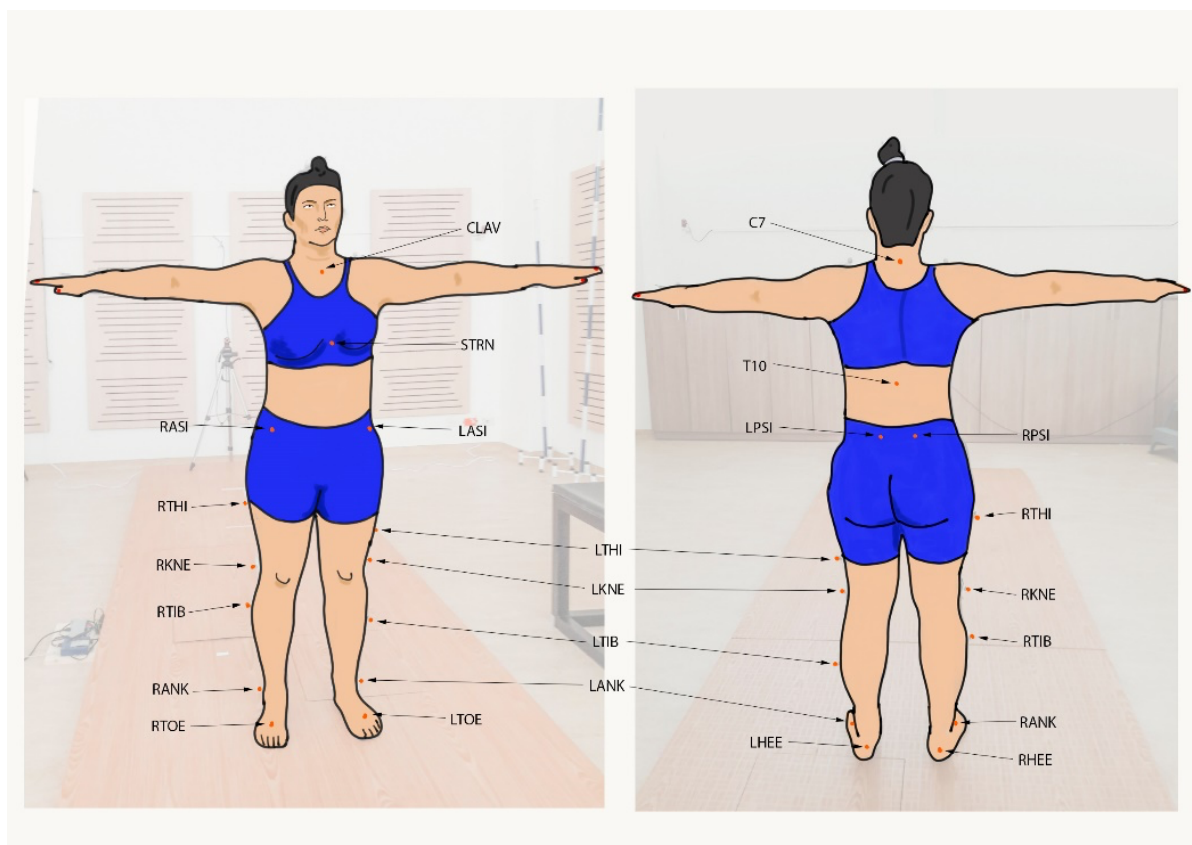
#### Toma de datos de Simulación Computacional Musculoesquelética

La toma de datos se llevó a cabo en el laboratorio de análisis del movimiento de una universidad del Valle del Cauca (Colombia). El gesto deportivo fue registrado mediante un sistema de captura óptica tridimensional compuesto por seis cámaras infrarrojas (OptiTrack®, Finlandia), siguiendo el protocolo VICON Plug-in Gait modificado para análisis de tronco.

Se colocaron marcadores reflectivos sobre puntos anatómicos específicos (Figura 1) con el fin de garantizar una reconstrucción precisa del movimiento:

- Tronco – posterior: vértebra C7, vértebra T10, espinas ilíacas posterosuperiores derecha e izquierda.

- Tronco – anterior: escotadura yugular, apófisis xifoides, espinas ilíacas anterosuperiores derecha e izquierda.
- Miembros inferiores: se colocaron marcadores adicionales para mejorar la estabilidad del modelo cinemático, aunque estos no fueron considerados en el análisis final.



**Figura 1.** Ubicación de marcadores reflectivos sobre puntos anatómicos específicos según protocolo VICOM

El sujeto realizó tres intentos válidos de lanzamiento de peso desde un banco similar al utilizado en competencia oficial, asegurando la representatividad del gesto deportivo. Los datos fueron procesados en el software Motive (OptiTrack) y exportados en formato C3D.

Posteriormente, los archivos C3D fueron importados al software AnyBody Modeling System® (versión 6.0) para la simulación musculoesquelética. El modelo fue escalado utilizando medidas antropométricas específicas del atleta (estatura, masa corporal, ancho pélvico, altura del tronco, longitud de muslo y pierna). En la simulación, los segmentos corporales fueron modelados como cuerpos rígidos interconectados por articulaciones y actuados por músculos, empleando un enfoque de dinámica inversa para la estimación de fuerzas musculares y patrones de activación durante el gesto deportivo.

#### Registro de electromiografía de superficie

De manera simultánea a la captura del movimiento, se registró la actividad electromiográfica mediante un sistema de electromiografía de superficie



inalámbrico de cuatro canales (BTS FREE EMG®, Bioengineering). Se evaluaron los siguientes músculos del tronco, seleccionados por su rol estabilizador y generador de fuerza durante el lanzamiento en silla:

- Recto abdominal derecho
- Oblicuo externo izquierdo
- Longísimo derecho
- Iliocostal derecho

La colocación de los electrodos se realizó siguiendo estrictamente las recomendaciones del protocolo SENIAM, previa limpieza de la piel para reducir la impedancia cutánea. Una figura esquemática ilustra la localización exacta de los electrodos.

#### Procesamiento y normalización de la señal EMG

La señal electromiográfica fue adquirida a una frecuencia de muestreo de 1000 Hz. Posteriormente, se aplicó un filtrado pasa banda entre 30 y 450 Hz para eliminar artefactos de movimiento y ruido de alta frecuencia. La amplitud de la señal fue procesada mediante el cálculo de la media cuadrática (RMS) utilizando una ventana móvil de 500 ms.

Dado que se trata de un estudio de caso, la señal EMG fue normalizada respecto al valor máximo registrado durante el gesto deportivo (normalización dinámica al pico máximo), estrategia metodológica recomendada cuando la obtención de contracciones voluntarias máximas estandarizadas puede verse limitada por condiciones funcionales específicas. Esta normalización permitió la comparación intra-sujeto de los patrones de activación muscular entre los distintos intentos y entre ambos tipos de lanzamiento.

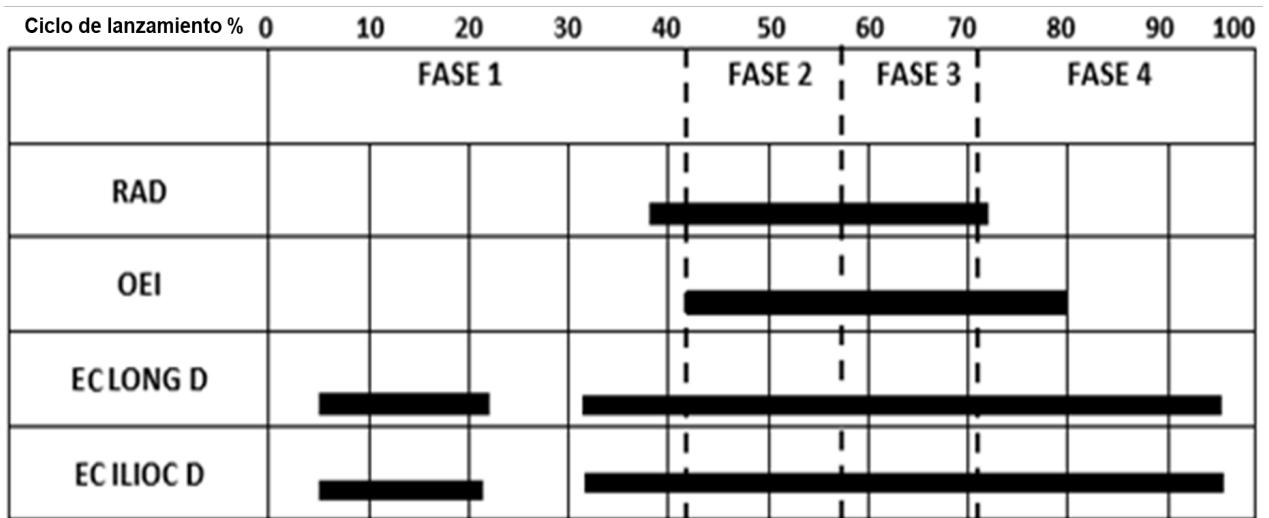
#### Comparación EMG – simulación musculoesquelética

Los patrones de activación muscular obtenidos mediante EMG de superficie fueron comparados cualitativa y temporalmente con los patrones musculares estimados por la simulación computacional, con el objetivo de analizar la coherencia entre ambas metodologías y profundizar en la comprensión del comportamiento muscular del tronco durante el lanzamiento paralímpico.

## RESULTADOS

El análisis de la electromiografía de superficie (EMG) reveló la participación de todos los músculos evaluados durante la ejecución del gesto deportivo. En la figura 1 se presenta la secuencia de activación muscular dividida por fases, evidenciando que el recto abdominal derecho (RAD) y el oblicuo externo del abdomen izquierdo (OEI) mostraron activación predominante entre el 40% y el 70% del ciclo del movimiento, correspondiente a las fases 2 y 3. Por su parte, los músculos longuísimo derecho (EC LONG D) e iliocostal derecho (EC ILIOC D) se activaron inicialmente entre el 10% y el 20% del ciclo en la fase 1, para luego incrementar su actividad entre el 30% y el 90%, abarcando las fases 2, 3 y 4, lo que indica que estuvieron activos a lo largo de casi todo el gesto

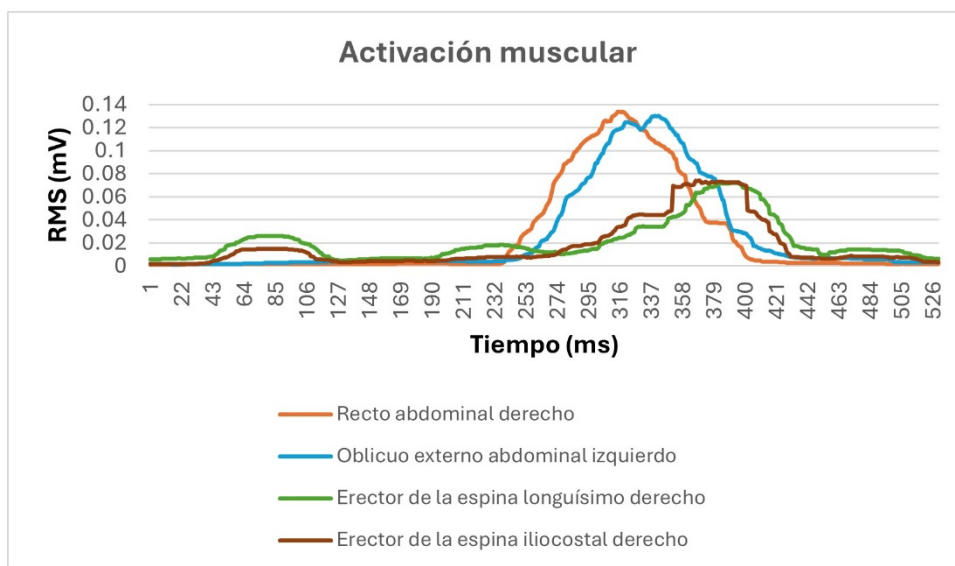
deportivo. En la fase final, todos los músculos mostraron una disminución progresiva en su activación.



**Figura 2.** Actividad muscular por fases a partir de EMG

**RAD:** músculo recto abdominal derecho, **OEI:** músculo oblicuo externo izquierdo, **EC LONG D:** Erector de la espina longuísimo derecho **EC ILIOC D:** Erector de la espina iliocostal derecho. **Fase 1:** preparación del movimiento. **Fase 2:** construcción del movimiento. **Fase 3:** descarga. **Fase 4:** recuperación

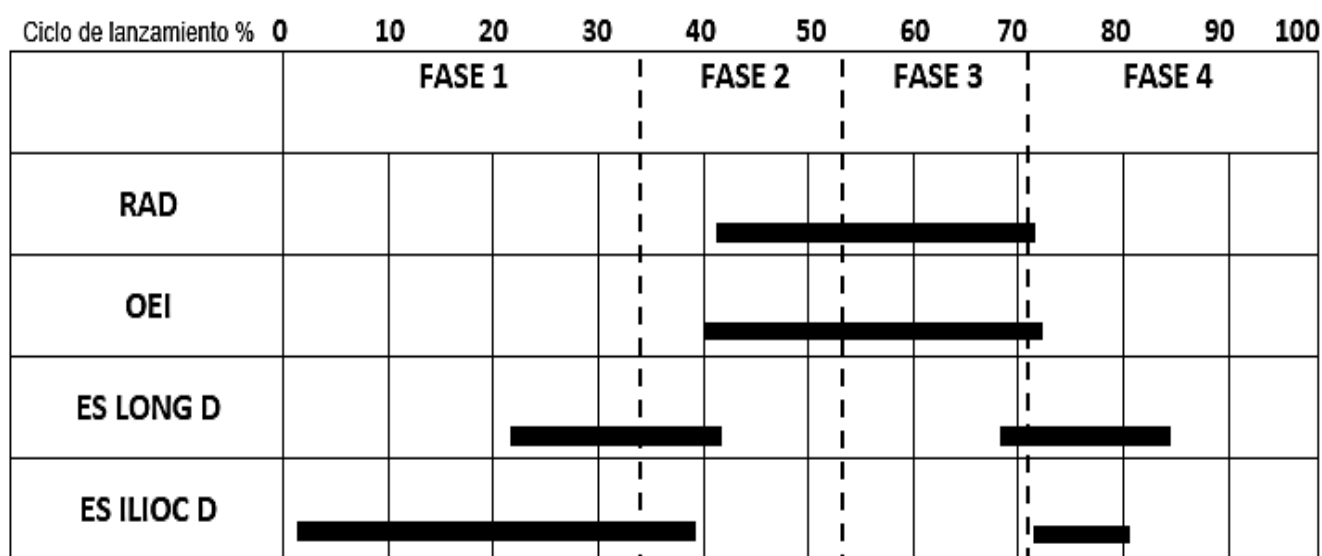
En el análisis de la señal se observó que durante el tiempo comprendido entre 0 y 220 milisegundos (ms), el músculo longuísimo derecho registró activación alrededor de 0,03 milivoltios (mV) y el músculo iliocostal derecho estuvo por debajo de 0,02 mV. Los músculos recto abdominal y oblicuo externo del abdomen alcanzaron su pico máximo entre los 300 a 340 ms alcanzando una RMS de 0,14 mV aproximadamente. A partir de ese tiempo empezaron a disminuir su actividad. En los 380 ms los músculos longuísimo e iliocostal alcanzaron el pico máximo de activación logrando alrededor de 0,07 mV (figura 2).



**Figura 3.** Registro de señal de EMG



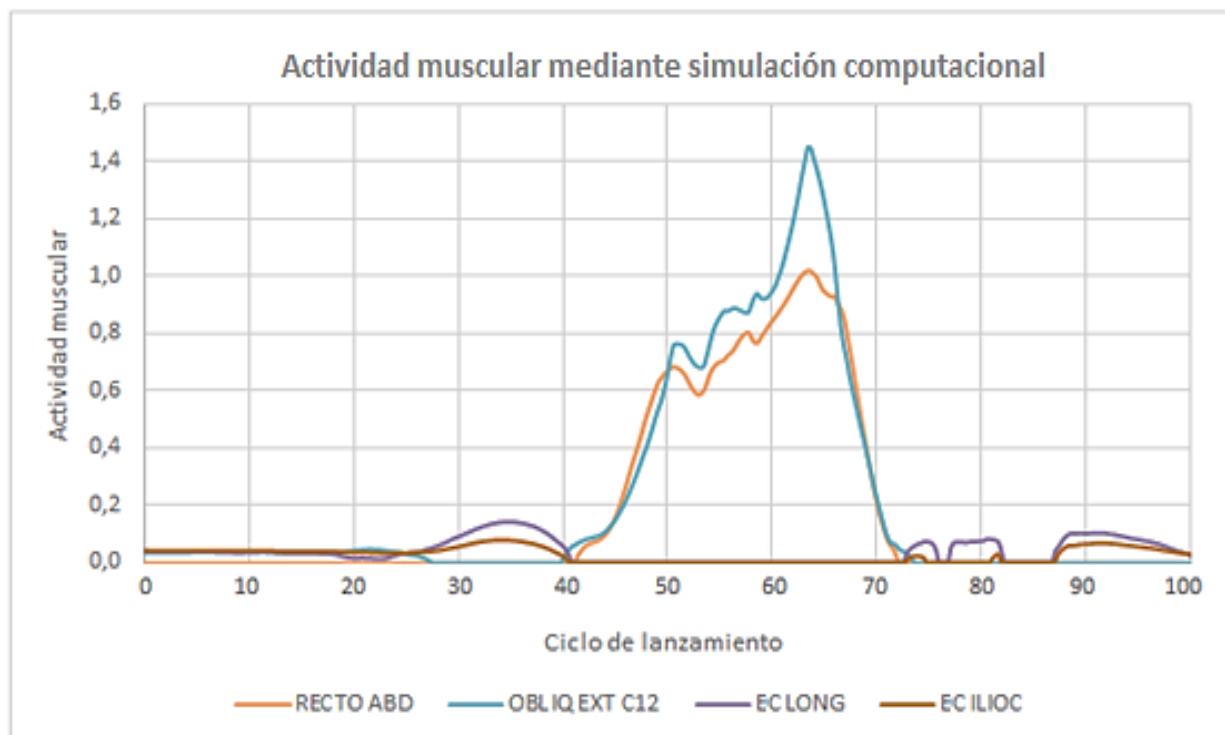
En la actividad de los músculos reportada por el modelo de simulación computacional según las fases del gesto deportivo (figura 3), se puede observar que los cuatro músculos analizados registran actividad de diferente magnitud. Teniendo en cuenta que los resultados del software de AnyBody se expresan en término de porcentaje de activación, se puede determinar que los músculos abdominales: recto abdominal y oblicuo externo del abdomen, obtuvieron el mayor porcentaje de activación cuando ejecutó entre el 40 y el 70 % del gesto deportivo, mientras que el porcentaje de activación de los músculos dorsales: iliocostal y longuísimo fue menor y se activaron en 2 tiempos: entre el 30 y 40% y entre el 70 y 90% del gesto (figura 4).



**Figura 4.** Actividad muscular por fases del modelo de simulación computacional

**RAD:** músculo recto abdominal derecho, **OEI:** músculo oblicuo externo izquierdo, **EC LONG D:** Erector de la espina longuísimo derecho **EC ILIOC D:** Erector de la espina iliocostal derecho. **Fase 1:** preparación del movimiento.

**Fase 2:** construcción del movimiento. **Fase 3:** descarga. **Fase 4:** recuperación



**Figura 5.** Registro de señal según simulación computacional

Se apreció en las gráficas tanto de la simulación como de EMG que hay una similitud en la forma y en los tiempos de activación de los músculos en ambas evaluaciones, con excepción del músculo iliocostal derecho que muestra un patrón de activación diferente en los resultados de la simulación

## DISCUSIÓN

La simulación computacional constituye una herramienta tecnológica cada vez más utilizada para el análisis del comportamiento biomecánico del cuerpo humano, particularmente en el estudio de la función muscular. No obstante, su aplicación requiere conocimientos técnicos específicos y condiciones de laboratorio controladas para la captura del movimiento, lo que puede representar limitaciones en términos de accesibilidad. A pesar de ello, diversos estudios han validado su uso para el análisis de la actividad muscular, demostrando una correspondencia aceptable con los registros obtenidos mediante electromiografía de superficie (12–18).

En estudios previos, como los reportados por Kunze et al. y Ji et al., se ha descrito una concordancia entre los patrones de activación muscular estimados mediante simulación computacional y aquellos obtenidos por EMG durante gestos funcionales y deportivos, tanto en términos temporales como en la identificación de fases de mayor demanda muscular (12–18). En concordancia con estos hallazgos, en el presente estudio de caso se observaron similitudes en el patrón temporal de activación muscular entre ambos métodos durante la ejecución del lanzamiento paralímpico en silla, especialmente en los músculos abdominales durante las fases de mayor exigencia mecánica del gesto.

Si bien el software AnyBody expresa la activación muscular como un porcentaje relativo a una contracción máxima, mientras que la electromiografía de superficie registra la señal en unidades de voltaje, los cambios en la amplitud de la señal y los momentos de incremento y disminución de la activación fueron comparables entre ambos métodos en este caso particular. Esta coincidencia temporal ha sido descrita previamente como uno de los principales criterios de validación entre simulación computacional y EMG (18,19).

No obstante, en el músculo iliocostal se identificaron discrepancias entre los periodos de activación registrados mediante EMG y los estimados por la simulación computacional, aunque se mantuvo una secuencia general de activación similar. Estas diferencias pueden atribuirse, en parte, a la forma en que los músculos del erector de la columna son representados en el modelo musculoesquelético de AnyBody, donde el longísimo y el iliocostal se modelan como múltiples vectores de fuerza distribuidos a lo largo de diferentes segmentos de la columna vertebral. En este contexto, la necesidad de seleccionar el vector de fuerza más cercano a la ubicación del electrodo de EMG puede limitar la representación completa de la actividad muscular, reflejando únicamente una porción del comportamiento funcional del músculo (18–20).

El análisis del gesto deportivo en atletas paralímpicos presenta desafíos adicionales debido a la complejidad funcional asociada a la lesión medular y a las adaptaciones biomecánicas propias de esta población. En este sentido, la integración de la simulación computacional con la electromiografía de superficie permitió una aproximación complementaria al análisis de la activación muscular del tronco durante el lanzamiento en silla, aunque los resultados deben interpretarse con cautela y de manera contextualizada a las características específicas del atleta evaluado.

## CONCLUSIONES

La electromiografía de superficie permitió describir el comportamiento de la activación muscular del tronco durante el lanzamiento paralímpico de bala y jabalina en silla en el atleta evaluado. En este estudio de caso, se observó una mayor activación de la musculatura abdominal durante las fases del gesto que implican flexión y extensión del tronco, mientras que los músculos erectores de la columna presentaron una activación más sostenida y de menor amplitud, lo que sugiere una función predominantemente estabilizadora en este sujeto.

La simulación computacional musculoesquelética mostró patrones temporales de activación comparables a los registrados mediante electromiografía de superficie, lo que indica que, en este caso particular, ambos métodos aportaron información complementaria para el análisis del gesto deportivo. No obstante, las diferencias observadas entre ambas técnicas resaltan la necesidad de interpretar los resultados de la simulación con cautela cuando se aplican a atletas con lesión medular, dada la complejidad funcional de esta población.

Los hallazgos presentados deben interpretarse como resultados preliminares, propios de un estudio de caso con tamaño muestral limitado. Si bien los resultados aportan información descriptiva relevante sobre el comportamiento muscular durante el lanzamiento paralímpico, no permiten establecer inferencias generalizables ni conclusiones causales. Se recomienda la realización de estudios futuros con un mayor número de participantes, así como diseños longitudinales, que permitan profundizar en la relación entre activación muscular, técnica de lanzamiento y posibles adaptaciones funcionales en atletas paralímpicos.

## LIMITACIONES

La principal limitación del presente trabajo es su diseño como estudio de caso ( $n = 1$ ), lo cual restringe la posibilidad de generalizar los resultados a otros atletas paralímpicos. En consecuencia, los hallazgos deben considerarse de carácter descriptivo y exploratorio, útiles para la generación de hipótesis, pero no para establecer inferencias poblacionales.

## AGRADECIMIENTOS

A quienes participaron del estudio y lo hicieron posible.

## REFERENCIAS

1. Reina R, Vilanova-periz N. Guía sobre clasificación de la discapacidad en deporte paralímpico. In: Limencop S.L., editor. España; 2016. p. 31–7.
2. Vailló RR, Pérez NV. Bases para una estrategia nacional de clasificación en deporte Paralímpico en España. Revista Española de Discapacidad (REDIS). 2017;5(1):195–216.
3. Koprivová DPJ, Beras CsALG. Management of Paralympics Games: Problems and perspectives Bachelor Thesis.
4. Ruiz S. Deporte paralímpico: una mirada hacia el futuro. Revista UDCA Actualidad & Divulgación Científica. 2012;15:97–104.
5. Morriën F, Taylor MJD, Hettinga FJ. Biomechanics in Paralympics: implications for performance. Int J Sports Physiol Perform. 2017;12(5):578–89.
6. Anwer S, Li H, Antwi-Afari MF, Umer W, Mehmood I, Wong AYL. Effects of load carrying techniques on gait parameters, dynamic balance, and physiological parameters during a manual material handling task. Engineering, Construction and Architectural Management. 2022 Nov 24;29(9):3415–38.
7. Kyriazis TA, Terzis G, Boudolos K, Georgiadis G. Muscular power, neuromuscular activation, and performance in shot put athletes at preseason and at competition period. The Journal of Strength & Conditioning Research. 2009;23(6):1773–9.
8. Pazmiño Borja LE. Relación de la fuerza muscular y la amplitud articular con las lesiones de hombro en atletas paralímpicos. Quito: Universidad de las Américas, 2016; 2016.
9. Hidalgo Gomez E. La Electromiografía (EMG) como método de valoración de la Fatiga Muscular. [Internet] [Grado en Enfermería]. Universidad de

Valladolid. Escuela Universitaria de Enfermería; 2015 [cited 2023 Feb 12]. Available from: <https://uvadoc.uva.es/handle/10324/14822>

10. Fernández JM, Acevedo RC, Tabernig CB. Influencia de la fatiga muscular en la señal electromiográfica de músculos estimulados eléctricamente. *Revista EIA*. 2007;(7):111–9.

11. Pérez-Trejos LE, Gómez-Salazar L, Osorio-Toro S, Pivetta-Carpes F, De la Fuente-Cancino CI. Análisis electromiográfico de la actividad muscular de tronco durante el lanzamiento de bala paralímpico. *Entramado*. 2020;16(2):286–97.

12. Alfonso R, Carbonell G, Nápoles Padrón E, Calderín Pérez B, Cisneros Hidalgo Y, Landín Sorí M. Carácter interdisciplinario de la modelación computacional en la solución de problemas de salud. *Humanidades Médicas*. 2014;14(3):646–58.

13. Beret JA, Muñoz A, Crespo M, Formento PC, Ravera EP, Etse JG, et al. Estudio de la Sensibilidad de los Modelos Musculoesqueléticos ante Variaciones en Parámetros Antropométricos. *Mecánica Computacional [Internet]*. 2018 Dec 4 [cited 2023 Oct 20];36(39):1703–11. Available from: <http://venus.ceride.gov.ar/ojs/index.php/mc/article/view/5696>

14. Seth A, Hicks JL, Uchida TK, Habib A, Dembia CL, Dunne JJ, et al. OpenSim: Simulating musculoskeletal dynamics and neuromuscular control to study human and animal movement. *PLoS Comput Biol*. 2018;14(7):e1006223.

15. Tarifa EE. *Teoría de Modelos y Simulación*.

16. Lewis AR, Phillips EJ, Robertson WSP, Grimshaw PN, Portus M. Injury Prevention of Elite Wheelchair Racing Athletes Using Simulation Approaches.

17. Kunze M, Fischer M, Voigt C, Scholz R, Strauss G. Comparison of multi-body simulations and EMG measurements on the M. deltoideus acromialis. 2012; Available from: [https://www.researchgate.net/profile/Mario\\_Kunze/publication/233378727](https://www.researchgate.net/profile/Mario_Kunze/publication/233378727)

18. Ji Z, Wang H, Jiang G, Li L. Analysis of muscle activity utilizing bench presses in the anybody simulation modelling system. *Modelling and Simulation in Engineering*. 2016;2016.

19. Lund ME, Rasmussen J, Andersen MS. AnyPyTools: A Python package for reproducible research with the AnyBody Modeling System. *J Open Source Softw*. 2019;4(33):1108.

20. Damsgaard M, Rasmussen J, Christensen ST, Surma E, De Zee M. Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System. *Simul Model Pract Theory*. 2006;14(8):1100–11.