

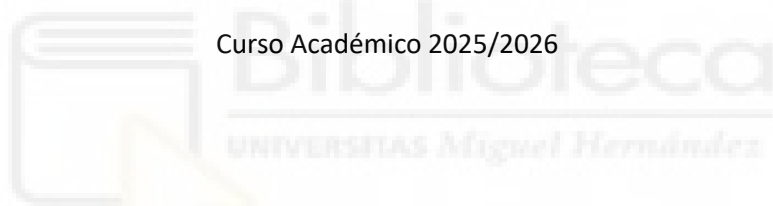


UNIVERSITAS
Miguel Hernández

Grado en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte

Trabajo de Fin de Grado

Curso Académico 2025/2026



Título: Análisis de la variabilidad y complejidad de la aceleración y la fuerza en diferentes formas de ejecución isométrica en el ejercicio de sentadilla

Alumno: Sergio Mérida Colmenero

Tutor Académico: Rafael Sabido Solana

Centro: Facultad de Ciencias Sociosanitarias

ÍNDICE

1 Introducción	3
2 Método	4
2.1 Participantes	4
2.2 Instrumental.....	5
2.3 Procedimiento	5
3 Análisis de datos	7
4 Referencias Bibliográficas	7



1 Introducción

La variabilidad del movimiento humano ha sido objeto de estudio durante décadas, ya que refleja la capacidad de un sistema para organizarse, adaptarse y responder a la demandas del entorno (Harbourne & Stergiou, 2009a). Bernstein, 1967 ya propuso que el movimiento no es una ejecución rígida y repetitiva, sino el resultado de la interacción de múltiples grados de libertad que involucran el sistema nervioso, la musculatura y las articulaciones, generando distintos patrones de control según las características de la tarea y el individuo. Desde esta perspectiva, la variabilidad no debe únicamente como error, sino también como una manifestación de adaptabilidad funcional del sistema motor.

En el ámbito del rendimiento deportivo y el control motor, tradicionalmente la variabilidad ha sido tratada como una característica indeseable, asociada a una menor estabilidad y una ejecución menos eficiente (Slifkin & Newell, 1998). Sin embargo, investigaciones posteriores han mostrado que una cierta cantidad de variabilidad es necesaria para mantener el funcionamiento saludable del sistema neuromuscular y para favorecer la adaptación a distintas restricciones mecánicas y funcionales (Lipsitz, 1992). En este sentido, las fluctuaciones en la ejecución motora pueden aportar información relevante sobre la estabilidad del sistema, su flexibilidad y su capacidad de reorganización ante cambios en la intensidad o en el tipo de esfuerzo (López-Fernández et al., 2024)

El análisis de la variabilidad del movimiento se ha realizado tradicionalmente mediante medidas lineales, como la desviación estándar (SD) o el coeficiente de variación, que permiten cuantificar la magnitud de las fluctuaciones de una señal. No obstante, este tipo de indicadores no describen la estructura temporal de esas variaciones ni permiten conocer si la señal presenta un comportamiento más regular, más impredecible o complejo (Harbourne & Stergiou, 2009b). Por ello, en los últimos años se han incorporado herramientas no lineales (Caballero et al., 2014) como la entropía muestral o la entropía aproximada, que permiten analizar la organización interna de una serie temporal y estimar su complejidad. Estas medidas ofrecen una visión más completa del control motor ya que informan no sólo de cuánto varía una señal, sino también de cómo lo hace a lo largo del tiempo (Harbourne & Stergiou, 2009c).

En tareas de producción de fuerza, diversos autores han señalado que la complejidad de la señal puede considerarse un indicador de la adaptabilidad del sistema neuromuscular (Vaillancourt & Newell, 2003). Cuando aparece la fatiga o aumenta la exigencia de la tarea, la señal de la fuerza suele volverse más regular o en algunos casos, más predecible (Pethick et al., 2018), lo que refleja cambios en la organización del control motor. Este fenómeno adquiere especial interés en tareas isométricas, donde la producción de fuerza de mantenerse estable durante un periodo de tiempo y donde pequeñas oscilaciones pueden revelar importantes ajustes en la estrategia neuromuscular (Hunter & Enoka, 2001).

La sentadilla isométrica constituye una tarea especialmente relevante en el entrenamiento de fuerza, ya que exige un alto nivel de control postural y una producción sostenida de fuerza en una posición determinada. Dentro de este tipo de ejercicio, pueden diferenciarse distintas formas de ejecución. Por un lado, la acción muscular isométrica de mantenimiento (Holding Isometric Muscle Action, HIMA), también denominada “yielding isometric”, en la que el sujeto mantiene una posición fija resistiendo una carga o la gravedad sin desplazamiento articular visible. Por otro lado, la acción muscular isométrica de empuje (Pushing Isometric Muscle Action, PIMA), también denominada “overcoming isometric”, en la que el sujeto aplica fuerza máxima contra un objeto inamovible, intentando una acción concéntrica que

no llega a producirse por la magnitud de la resistencia externa. Aunque ambas tareas comparten la naturaleza isométrica representan demandas mecánicas distintas, lo que puede afectar al comportamiento de la señal de aceleración y a fuerza producida (Schaefer & Bittmann, 2017).

Analizar estas diferencias resulta útil para comprender como responde el sistema motor ante distintas intensidades relativas de esfuerzo. En este sentido, la literatura ha mostrado que la complejidad de la señal de fuerza durante contracciones isométricas no evoluciona de forma lineal con la intensidad, si no que siguen una relación en forma de U invertida, alcanzando su valor máximo en torno al 30-50% de la MVC y disminuyendo a medida que aumentan las demandas de producción de fuerza (Bodkin et al., 2023).

Además estudios recientes han demostrado que la naturaleza de la acción isométrica ya sea de empuje (PIMA) o de mantenimiento (HIMA), también modifica la complejidad de la variabilidad de la señal de la fuerza: la tarea de empuje isométrico mostró mayor complejidad y menor variabilidad en comparación con la tarea de mantenimiento, lo que evidencia que ambas modalidades exigen estrategias de control diferentes (Bauer et al., 2023). Sin embargo, existe escasa evidencia sobre cómo interactúan conjuntamente la naturaleza de la contracción y la intensidad relativa en tareas multiarticulares como la sentadilla isométrica.

Un estudio reciente analizó como diferentes intensidades de sentadilla isométrica influyen en la variabilidad y la complejidad de la fuerza y de la aceleración, observando que la variabilidad de la fuerza aumento significativamente con la intensidad, mientras que la complejidad mostró un comportamiento diferencial en función del nivel de carga (López-Fernández et al., 2024).

El propósito de este estudio es analizar las diferencias en la variabilidad y la complejidad de la señal de aceleración de fuerza en dos variantes de sentadilla isométrica, realizadas a diferentes intensidades. La hipótesis planteada es que el aumento de la intensidad modificara los patrones de variabilidad y complejidad de ambas señales, y que estas diferencias dependerán también del tipo de contracción isométrica empleada.

2 Método

2.1 Participantes

Un total de once participantes, cinco mujeres y seis hombres, formaron parte del estudio. La muestra presentó una edad media de 22.8 ± 2.9 años, un masa corporal de 68.1 ± 8.0 kg y una altura de 170.2 ± 7.2 cm. Todos los participantes eran físicamente activos, sin lesión de rodilla ni patología musculoesquelética que pudiera interferir en la ejecución de las tareas o en la producción de fuerza. Todos los participantes fueron informados de los procedimientos del estudio y firmaron un consentimiento informado antes de su participación. El estudio contó con la autorización ética de la Oficina de Investigación Responsable de la Universidad Miguel Hernández de Elche (código COIR: TFG.GAF.RSS.SMC.360528).

Los criterios de inclusión fueron: tener experiencia previa en el entrenamiento de fuerza y ser capaz de realizar ambas variantes de sentadilla isométrica en las intensidades establecidas en el protocolo. Además, cada participante debía completar las tareas sin presentar dolor, molestias o limitaciones funcionales en extremidades inferiores o tronco que interfirieran en la ejecución.

Los criterios de exclusión fueron: presentar lesión aguda o crónica en miembros inferiores, dolor significativo durante la ejecución, antecedentes recientes de cirugía o patología musculoesquelética que pudiera alterar la realización del ejercicio, así como cualquier condición física o médica que impidiera completar el protocolo de forma segura.

2.2 Instrumental

Para evaluar la producción de fuerza se utilizó una máquina, Myoquality (DynaSystem Research Funcional Dynamometer, SYMOTEC, Granada, España) con un desplazamiento de 3 mm, una frecuencia de muestreo de 1000Hz y un rango de velocidades de entre 0,05 m·s⁻¹ y 2,80 m·s⁻¹.

Asimismo, se empleó una Unidad de Medida Inercial (IMU) (STT-System, San Sebastián, España), ubicada en la región inferior medial de la espalda. Dicho dispositivo permitió registrar la variaciones de aceleración producidas durante la ejecución del ejercicio. La adquisición de datos se llevó a cabo mediante el software Isen Software Interface TM, el cual posibilitó la sincronización precisa entre los dispositivos, se administró un impulso mecánico sobre el acelerómetro en el instante en que el sujeto adoptaba la posición de ejecución correcta y comenzaba a ejercer fuerza. Este procedimiento permitió identificar con exactitud el inicio de cada registro, asegurando así que el análisis de los datos se circunscribiera al intervalo temporal correspondiente a la ejecución del ejercicio.

2.3 Procedimiento

Como variables dependientes se analizaron la aceleración y la variabilidad de la señal registradas de ambas variantes de sentadilla isométrica. La aceleración se obtuvo mediante el acelerómetro colocado en la parte inferior medial de la espalda, mientras que la variabilidad se calculó a partir de los registros de fuerza obtenidos con la máquina Myoquality, con el fin de comparar el comportamiento de ambas señales en función de la intensidad y del tipo de contracción.

En primer lugar, se realizó un calentamiento general que consistió en 3 minutos en la bicicleta estática, seguido de ejercicios de movilidad dinámica con movimientos balísticos de cadera, abducciones y aducciones y el ejercicio cat-camel.

Sesión 1: Test de fuerza isométrica máxima y familiarización

Con el fin de determinar la fuerza isométrica máxima (RM) de cada participante se llevó a cabo un protocolo de valoración mediante la ejecución de sentadilla de empuje de 10 segundos a intensidades subjetivas progresivas, 20, 40 60 y 80% del esfuerzo percibido, entendido este como el porcentaje de fuerza que cada sujeto estimaba estar aplicando. Concluido dicho calentamiento específico, se realizaron tres intentos de 6 segundos a máxima intensidad voluntaria, con un periodo de recuperación completa de 5 minutos entre intentos. El valor más elevado registrado entre los 3 intentos fue seleccionado como referencia de fuerza máxima. Al término de esta sesión, se llevó a cabo un protocolo de familiarización con las condiciones experimentales de las sesiones posteriores, consistente en la realización de dos series al 40% de la RM con una duración de entre 15 y 20 segundos, ejecutados en ambas variantes de sentadilla isométrica.



Figura 1. Análisis de datos después del protocolo de medida.

Sesión 2: Test de sentadilla isométrica de empuje.

Pasadas las 72 horas de se llevó a cabo la segunda sesión. El calentamiento específico de esta sesión consistió en la realización de contracciones isométricas de 10 segundos a las intensidades relativas establecidas en el protocolo, con el objetivo de preparar neuromuscularmente al participante para la prueba principal. La prueba se estructuró en 4 series, cuyo orden de intensidades fue aleatorizado para controlar los posibles efectos del orden sobre los resultados de la muestra. Durante cada serie, los participantes debían mantener la aplicación de fuerza durante 30 segundos, disponiendo de tiempos de recuperación completos entre series de 5 min.

Sesión 3: Test de sentadilla de mantenimiento.

Cuarenta y ocho horas más tarde, tuvo lugar la tercera sesión. El protocolo llevado a cabo en esta sesión fue análogo al descrito para la sesión anterior, introduciéndose únicamente como variación la modalidad de ejecución del ejercicio. Las condiciones de registro, la duración de los esfuerzos y la organización general del protocolo se mantuvieron invariables respecto a la sesión precedente, garantizando así la comparabilidad de los datos obtenidos entre ambas condiciones experimentales.

En las tres sesiones se empleó un goniómetro con el objetivo de estandarizar la posición de partida de los participantes, estableciéndose una angulación de $90^\circ \pm 3^\circ$. La utilización de este instrumento permitió controlar y homogeneizar las condiciones de ejecución entre los sujetos, garantizando que la totalidad de los participantes llevaran a cabo la tarea dentro del rango articular establecido para el estudio, minimizando así la variabilidad inter sujeto derivada de posibles diferencias posturales.

Durante toda la realización del protocolo, se registraron de forma simultánea los datos del acelerómetro en cada intento. Al finalizar cada esfuerzo, también se recogieron los valores obtenidos mediante la dinamometría.

3 Análisis de datos

Los datos fueron analizados utilizando el software SPSS (versión 25, IBM Statistics, Nueva York, EE. UU.). La normalidad fue evaluada mediante la prueba de Shapiro-Wilk. Se realizó una prueba t para determinar las diferencias entre variables de las dos situaciones de medida. El nivel de significación fue establecido en $p < 0.05$. Por último, se calculó el tamaño del efecto mediante el cuadrado parcial (η^2) obtenido del ANOVA. Según los umbrales convencionales el tamaño del efecto se interpretó como pequeño cuando $\eta^2_p \approx 0.01$, medio cuando $\eta^2_p \approx 0.06$ y grande cuando $\eta^2_p \approx 0.14$.

4 Referencias Bibliográficas

- Bauer, P., Gomes, J. S., Oliveira, J., Santos, P., Pezarat-Correia, P., & Vaz, J. R. (2023). Torque Regulation Is Influenced by the Nature of the Isometric Contraction. *Sensors*, 23(2), 726. <https://doi.org/10.3390/s23020726>
- Bernstein, N. A. (1967). *The coordination and regulation of movements*. Pergamon Press.
- Bodkin, S. G., Pethick, J. T., Dooley, E. A., Russell, S. D., & Hart, J. M. (2023). Torque complexity of maximal knee extensor isometric contraction in individuals following anterior cruciate ligament reconstruction. *Clinical Biomechanics*, 104, 105932. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2023.105932>
- Caballero, C., Barbado, D., Francisco, J., & Moreno Hernández, F. J. (2014). NON-LINEAR TOOLS AND METHODOLOGICAL CONCERNS MEASURING HUMAN MOVEMENT VARIABILITY: AN OVERVIEW. In *European Journal of Human Movement* (Vol. 32).
- Harbourne, R. T., & Stergiou, N. (2009a). Movement Variability and the Use of Nonlinear Tools: Principles to Guide Physical Therapist Practice. *Physical Therapy*, 89(3), 267–282. <https://doi.org/10.2522/ptj.20080130>
- Harbourne, R. T., & Stergiou, N. (2009b). Movement Variability and the Use of Nonlinear Tools: Principles to Guide Physical Therapist Practice. *Physical Therapy*, 89(3), 267–282. <https://doi.org/10.2522/ptj.20080130>
- Harbourne, R. T., & Stergiou, N. (2009c). Movement Variability and the Use of Nonlinear Tools: Principles to Guide Physical Therapist Practice. *Physical Therapy*, 89(3), 267–282. <https://doi.org/10.2522/ptj.20080130>
- Hunter, S. K., & Enoka, R. M. (2001). Sex differences in the fatigability of arm muscles depends on absolute force during isometric contractions. *Journal of Applied Physiology*, 91(6), 2686–2694. <https://doi.org/10.1152/jappl.2001.91.6.2686>
- Lipsitz, L. A. (1992). Loss of “complexity” and aging. Potential applications of fractals and chaos theory to senescence. *JAMA: The Journal of the American Medical Association*, 267(13), 1806–1809. <https://doi.org/10.1001/jama.267.13.1806>

- López-Fernández, M., García-Aguilar, F., Asencio, P., Caballero, C., Moreno, F. J., & Sabido, R. (2024). Motor variability during resistance training: Acceleration signal as intensity indicator. *PLoS ONE*, 19(9 September). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0307949>
- PETHICK, J., WINTER, S. L., & BURNLEY, M. (2018). Caffeine Ingestion Attenuates Fatigue-induced Loss of Muscle Torque Complexity. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 50(2), 236–245. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001441>
- Schaefer, L. V., & Bittmann, F. N. (2017). Are there two forms of isometric muscle action? Results of the experimental study support a distinction between a holding and a pushing isometric muscle function. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 9(1). <https://doi.org/10.1186/s13102-017-0075-z>
- Slifkin, A. B., & Newell, K. M. (1998). Is Variability in Human Performance a Reflection of System Noise? *Current Directions in Psychological Science*, 7(6), 170–177. <https://doi.org/10.1111/1467-8721.ep10836906>
- Vaillancourt, D. E., & Newell, K. M. (2003). Aging and the time and frequency structure of force output variability. *Journal of Applied Physiology*, 94(3), 903–912. <https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00166.2002>

