

**TRABAJO DE FIN DE MÁSTER**

**Máster Universitario en Rendimiento Deportivo y Salud**

**Universidad Miguel Hernández de Elche**

**Centro de Investigación del Deporte**

**Control de la carga de entrenamiento de la fuerza en  
jugadores de baloncesto mediante el análisis de la  
variabilidad de la fuerza**



**Tutora académica: Carla Caballero Sánchez**

**Alumno: Oscar Feltrer Hernández**

**Curso 2023-2024**



## Índice

Introducción .....	2
Método .....	5
Participantes .....	5
Instrumental .....	5
Procedimiento .....	5
Tratamiento y análisis de datos .....	8
Variables.....	8
Variables independientes.....	8
Variables dependientes: Pre y post entrenamiento.....	8
Variables contaminantes.....	8
Análisis estadístico.....	9
Discusión.....	9
Referencias.....	11

## Introducción

La fatiga se puede definir como un proceso complejo en el que intervienen múltiples factores, y que resulta en una menor capacidad del músculo para contraerse (Gandevia, 2001; Enoka y Duchateau, 2008; Carroll et al., 2017). Algunos de sus efectos son la reducción de la habilidad para realizar una tarea motora (Taylor y Gandevia, 2008; Ament y Verkerke, 2009; Boyas y Guével, 2011; Carroll et al., 2017), el decremento de la función contráctil y de la activación muscular (Enoka y Duchateau, 2016). Además, se asocia a un incremento del riesgo de lesión (Almonroeder et al., 2018). Teniendo en cuenta sus efectos y las posibles consecuencias en que pueden derivar, resulta de vital interés estudiar los mecanismos de actuación de este fenómeno y el cómo cuantificarlo.

La carga del entrenamiento se divide tradicionalmente en externa e interna (Malone et al., 2015). La externa se refiere al trabajo físico realizado, como por ejemplo, la potencia generada o la distancia recorrida durante la sesión de entrenamiento. La interna es el estrés psicológico y fisiológico impuesto al atleta por la carga externa. Por lo tanto, entender cómo la carga afecta a la aparición de la fatiga, y aplicar métodos efectivos que la midan son cuestiones fundamentales en el ámbito del ejercicio físico.

La elección del método con el que se mide depende de la tarea (Zwarts et al., 2008; Place y Millet, 2020). Por otra parte, la tasa, la magnitud y los mecanismos de la fatiga dependen de las características de la actividad contráctil del músculo (Fitts, 1994), incluyendo la duración/intensidad, el modo de contracción y/o la masa muscular implicada en el ejercicio (Rossman et al., 2012; Rossman et al., 2014).

Los métodos clásicos para medir la fatiga, como la máxima contracción voluntaria (MVC) o la producción de energía (Enoka y Duchateau, 2016), tienen la limitación de que no proporcionan información acerca de la intensidad de ésta (García-Aguilar et al., 2022). La principal ventaja de la MVC es que se basa en el análisis de la electromiografía. Con ello se obtiene una medición muy directa de la actividad muscular, pero la desventaja es que resulta ciertamente invasiva y costosa. Entre los métodos tradicionales para cuantificar la carga interna se encuentran la frecuencia cardíaca, las concentraciones de lactato, la percepción del esfuerzo (RPE) o el impulso de entrenamiento (TRIMP) (Halsen, 2014). A pesar de las virtudes que presentan estos métodos por separado, comparten un mismo inconveniente: determinan el estado de fatiga a través de consecuencias indirectas, limitando su precisión y comprensión a cerca del estado real del deportista. Sin embargo, cada vez surgen sistemas más novedosos que permiten comprender mejor en qué grado los atletas se encuentran fatigados.

El análisis de tiempo-movimiento (TMA) y el de patrones de movimiento a través de vídeo, así como los sistemas de posicionamiento global (GPS) se han popularizado en los deportes de equipo (Taylor, 2012). Otro ejemplo son las mediciones de la función neuromuscular en pruebas de salto, rendimiento en aceleración y en dinamometría isocinética e isoinercial (Twist y Highton, 2013). La variabilidad de la frecuencia cardíaca (VFC) es una medida muy práctica, fiable y con buena validez; que refleja varios parámetros de los deportistas, entre ellos los procesos de estrés-recuperación (Márquez et al., 2018). Si bien es cierto que son herramientas muy útiles, están sujetas a ciertos aspectos condicionales (máxima

velocidad de ejecución en el caso del TMA, o estrés psicológico en la VFC). La variabilidad motora (VM) también se ha utilizado en varios estudios para investigar el nivel de fatiga (Slifkin y Newell, 2000; Contessa et al., 2009; Cortes et al., 2014).

La VM se define como las variaciones o fluctuaciones que se manifiestan en el comportamiento motor durante la ejecución repetitiva de una acción (Stergiou, 2004). La medida de la VM se ha propuesto como una herramienta para estudiar las estrategias del sistema nervioso central para explorar el entorno en busca de las situaciones óptimas en función de las demandas del contexto (Vaillancourt y Newell, 2003). Teniendo en cuenta que la producción de fuerza muscular implica la interacción de múltiples elementos a través de varios mecanismos (Badillo, 2002), y que la fatiga es un elemento que determina cómo se producen estas interacciones (García-Aguilar et al., 2022), la VM podría resultar una herramienta útil a la hora de estudiar la fatiga y otros fenómenos.

Varias investigaciones sugieren que la principal dificultad reside en cómo se mide y analiza la VM (Caballero et al., 2013; Goldberger et al., 2002; Vaillancourt y Newell, 2003). Según la literatura, se han establecido dos dimensiones para abordar la VM. Por un lado, se encuentra la magnitud o cantidad de la variabilidad, y por el otro, está su estructura o dinámica (Stergiou et al., 2006). Para conocer estas dimensiones, se deben aplicar herramientas matemáticas lineales y no lineales, respectivamente.

Cuando se mide la variabilidad de la fuerza a través de la dispersión de los datos usando la desviación estándar (Harbourne y Stergiou, 2009) o con el coeficiente de variación (Christou y Carlton, 2001), se obtiene información acerca de la magnitud de la variabilidad, pero ambas medidas asumen que las variaciones registradas son aleatorias e independientes entre sí (Caballero et al., 2014; Lomax y Hahs-Vaughn, 2013). Las mediciones lineales no tienen en cuenta la escala múltiple de cambios que se producen durante una contracción muscular, ocultando la acción de los elementos motores que intervienen en el proceso (Newell et al., 2001).

En cambio, las herramientas no lineales (NLTs, por sus siglas en inglés) permiten medir la evolución temporal de estas fluctuaciones. A esto se le conoce como estructura o dinámica de la variabilidad (Caballero et al., 2014). Las NLTs se han aplicado a distintas señales, tanto fisiológicas como cinemáticas (Stergiou, 2004, 2016). De hecho, son varios los estudios que han analizado la variabilidad desde esta perspectiva (Fino et al., 2015; Borg y Laxaback, 2010; Buzzi et al., 2003; Duarte y Sternad, 2008; Stergiou et al., 2004).

Existen múltiples herramientas no lineales que aportan información sobre diversas propiedades de la variabilidad (Shelhamer, 2007). Por ejemplo, las mediciones de entropía como la entropía aproximada (ApEn), entropía muestral (SampEn) o entropía borrosa (FuzzyEn), cuantifican la probabilidad de que se repita un patrón en una serie temporal (Pincus, 1991; Richman y Moorman, 2000; Costa et al., 2005). También se han utilizado otras NLTs para medir la predictibilidad de series temporales, como el porcentaje de determinismo (%DET) (Bauer et al., 2017) o el Exponente de Lyapunov (LyE), que miden la extensión en que la serie de datos representa un patrón similar a lo largo tiempo (Wolf et al., 1985). Por último, resultan interesantes aquellas herramientas que analizan la autocorrelación de una serie

temporal, como el Detrended Fluctuation Analysis (DFA), ya que aportan información sobre la complejidad de las señales fisiológicas (Peng et al., 1995). Así pues, gracias a las NLTs se pueden extraer conclusiones mucho más profundas sobre la VM que usando únicamente herramientas lineales.

En condiciones de fatiga, diversas investigaciones han aplicado las NLTs para analizar variables cinemáticas (Mann et al., 2015), electromiográficas (Farina et al., 2002; González-Izal et al., 2012; Beretta-Piccoli et al., 2015) y la producción de fuerza (Slifkin y Newell, 1999, 2000; Forrest et al., 2014).

Dentro de este marco teórico, y según la revisión sistemática de García-Aguilar et al. (2022), la mayoría de los estudios reportaron una pérdida en la complejidad en la variabilidad de la fuerza en estado de fatiga. Sin embargo, no todos los estudios obtuvieron los mismos resultados. La revisión expone que se necesita investigar más acerca de los mecanismos que causan la pérdida de complejidad, así como los factores que modulan los resultados (intensidad, tipo de contracción, frecuencia de registro y procesamiento de la señal). Además, subraya la heterogeneidad de los procedimientos empleados en las investigaciones seleccionadas. Cabe destacar la escasez de estudios donde se analizan acciones dinámicas. Esto se debe a la dificultad de llevar a cabo análisis no lineales en este tipo de acciones, conduciendo a resultados controvertidos. Según Stergiou (2016), algunas NLTs asumen un grado de estacionariedad de la señal mayor del que se registran en las acciones dinámicas (no estacionarias).

No se sabe con seguridad si el origen de la fatiga reside en el sistema central, en el periférico o en ambos, ya que están interrelacionados (Gandevia, 2001; Boyas y Guével, 2011). A pesar de esto, se ha teorizado acerca de la pérdida de complejidad en la variabilidad de la fuerza. La pérdida podría estar provocada (o por lo menos afectada) por el daño muscular causado por las contracciones excéntricas (Pethick et al., 2019), por la reducción en la capacidad de producción de fuerza en las unidades motoras (Pethick et al., 2015) o por el aumento de la tasa metabólica (Pethick et al., 2016). La fatiga periférica inducida por la acumulación de metabolitos podría conducir a cambios en las descargas de las unidades motoras, haciéndose así responsable de los cambios en la complejidad (Pethick et al., 2021).

Varios estudios indican que los cambios en la organización y el funcionamiento de las unidades motoras pueden influir en las fluctuaciones del movimiento (Lin et al., 2014; Pethick et al., 2015; Pethick et al., 2021; Taylor et al., 2003). Al disminuir la capacidad de producción de fuerza se requiere una mayor sincronización de las motoneuronas, y una mayor sincronización implica una reducción en los grados de libertad del sistema; explicándose de esta forma la pérdida de complejidad en la producción de fuerza (García-Aguilar et al., 2022).

Teniendo en cuenta este marco teórico, el objetivo de la presente investigación será observar el comportamiento de la VM en función del estado de fatiga, en acciones isométricas y dinámicas. Para ello, se analizará la variabilidad motora en la acción de la media sentadilla antes y después de un entrenamiento de fuerza que induzca a la fatiga muscular. De esta forma, comprobaremos si dicha fatiga provoca cambios en la variabilidad del movimiento, pudiendo ser esta una nueva herramienta para valorar la fatiga de deportistas.

## Método

### Participantes

La muestra de este estudio estuvo formada por 3 jugadores de baloncesto (edad  $16,7 \pm 4,0$  años, altura  $1,8 \pm 0,1$  m, peso  $71,8 \pm 2,7$  kg). Todos los participantes firmaron un consentimiento informado previo al estudio, donde se detallaban los objetivos de la investigación. El procedimiento experimental usado en este estudio se encuentra acorde con el Comité de ética de la Universidad Miguel Hernández.

### Instrumental

Para medir la repetición máxima (RM) de cada deportista en la media sentadilla, se usó el encoder lineal (Vitrube). Este permite determinar el 1RM al alcanzar altas velocidades.

Durante las ejecuciones del protocolo que se detalla a continuación, se registró la aceleración con el dispositivo inercial del teléfono móvil Redmi Note 12 Pro 5G, usando la aplicación Phyphox (Versión 1. 1. 13), registrando datos a una frecuencia establecida en 100 Hz.

Para determinar la altura del salto se realizaron saltos con contramovimiento (CMJ), y se usó Chronojump (Versión 2.1.1) y una plataforma de contacto.

### Procedimiento

Los participantes fueron citados en dos ocasiones, preferiblemente lunes o martes con el fin de garantizar las 72 horas de descanso de actividad física

El primero de los días se les realizó una valoración de aspectos antropométricos (peso y talla), se les explicó detalladamente los protocolos a realizar y finalmente se repartió un informe de consentimiento avalado por la OEP de la Universidad Miguel Hernández de Elche.

Ese mismo día los participantes realizaron un test para determinar la repetición máxima (RM) en la tarea de media sentadilla (flexión de rodilla  $90^\circ$ ). Previo al test de RM, los participantes llevaron a cabo un calentamiento de 15 minutos del tren inferior consistente en movilidad, desplazamientos variados y saltos.

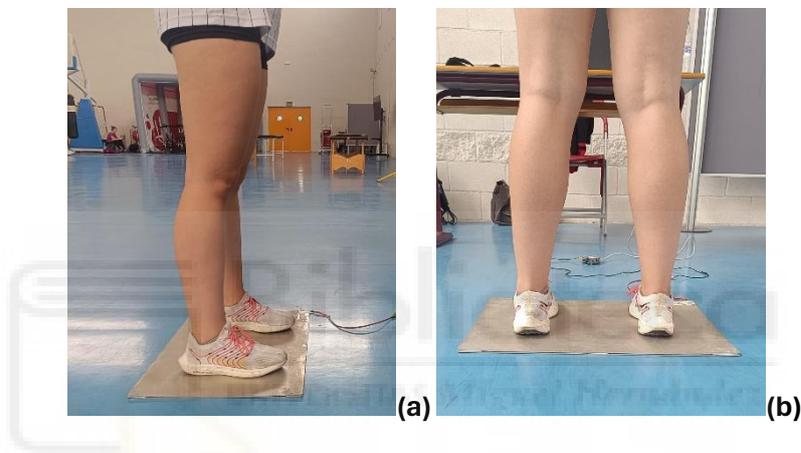
Tras ese calentamiento, los participantes realizaron el test del 1RM. Previamente se estableció con una barra horizontal la profundidad con la que cada jugador debía ejecutar la media sentadilla para llegar a los  $90^\circ$  de flexión de rodilla. Los participantes iniciaron la sentadilla con una separación de los pies similar a la anchura de los hombros, las rodillas y cadera completamente extendidas y con la barra colocada en la parte superior de la espalda, aproximadamente a la altura del acromion. Cada participante descendió hasta que su ángulo de rodilla llegó a los  $90^\circ$  y posteriormente ascendieron hasta la posición vertical. Se indicó a los participantes que volvieran a la posición erguida a máxima velocidad. Se empezó con una carga del 50% del peso corporal y fue aumentando progresivamente de manera que pudieran hacer 10, 8 y 6 repeticiones con cada peso. La estimación del 1RM fue calculada automáticamente

por la aplicación de Vitruve (Versión 2. 4. 3) y se registró con el encoder lineal (Vitruve) (González-Badillo y Sánchez-Medina, 2010; Loturco et al., 2016).

El segundo día, los participantes realizaron el mismo calentamiento descrito anteriormente, y a continuación se les midió la altura de salto mediante el CMJ, utilizando una plataforma de contacto y chronojump. Los participantes realizaron 3 repeticiones de calda salto, dejando un mínimo de 15 segundos de descanso entre salto y salto (Kennedy y Drake, 2021). A continuación, se muestra la Figura 1, donde se aprecia la perspectiva a y b de la plataforma de contacto con la que realizaron las mediciones del CMJ.

**Figura 1a y 1b. [CMJ]. (a) Perspectiva en el eje sagital. (b) Perspectiva en el eje frontal**

*Posición inicial del CMJ en la plataforma de contacto.*



A continuación, se midió la aceleración triaxial durante 1 serie de 10 repeticiones al 60% RM de medias sentadillas a velocidad preferida. Por último, se registraron 40 segundos en posición de sentadilla isométrica, a 90° de flexión de rodilla y sin carga externa. Véase en la Figura 2a y 2b la posición de 90° de flexión de rodilla.

**Figura 2a y 2b. [Media sentadilla]. (a) Perspectiva en el eje sagital. (b) Perspectiva en el eje frontal**

*Posición de la media sentadilla a 90° de flexión de rodilla.*



*Nota: Estas imágenes corresponden a la acción isométrica, puesto que se realizan con el propio peso corporal. En la ejecución dinámica, este momento de flexión correspondería al final del rango de movimiento.*

El teléfono se colocó a nivel de la vértebra L3 (Figura 3), ubicación teórica del centro de masas (Tzagarakis et al., 2010). El dispositivo se calibró antes de proceder con la medición de cada participante. Cada medición del acelerómetro contó de una cuenta atrás de 5 segundos, acompañada de una señal acústica que marcará el inicio de la prueba y del registro.

**Figura 3.**

*Posición del teléfono en cinturón, sujeto a la altura aproximada del centro de masas.*



A continuación, los jugadores llevaron a cabo un entrenamiento de fuerza de tren inferior de fuerza combinado con pliometría con el objetivo de provocar fatiga. Por último, los participantes realizaron el mismo procedimiento de evaluación descrito anteriormente, a excepción del calentamiento, y se tomaron los datos post-entrenamiento.

## **Tratamiento y análisis de datos**

Los datos de aceleración y aceleración lineal se exportaron directamente de la aplicación a Excel. Se calculó el módulo de las acciones isométricas. Posteriormente se convirtieron los archivos de Excel a archivos de texto delimitado por tabulaciones.

Se cortaron las señales con el software LabVIEW (Versión 11.0.1). Para la señal isométrica se seleccionaron los datos a partir de los 5 segundos y se seleccionaron los 30 segundos posteriores. Para la señal dinámica el criterio se estableció a partir del eje vertical (y), iniciando el corte antes del primer valle (inicio de la serie de sentadillas) hasta después del décimo valle (última repetición de la serie). Dicho criterio se aplicó a través de la inspección visual.

A continuación, se calculó el DFA y la entropía borrosa de las señales dinámicas e isométricas con el programa desarrollado en el Centro de Investigación del Deporte de la Universidad Miguel Hernández.

Por último, se introdujeron los datos de DFA, FuzzyEn y CMJ en un Excel. Para el CMJ se calculó la media de los tres saltos de cada participante. Para estas tres variables y en las mediciones de antes y de después del entrenamiento, se calculó la variación porcentual, la desviación estándar y el coeficiente de variación en los tres ejes y el módulo de cada sujeto. Este análisis se llevó a cabo discriminando entre acciones isométricas y dinámicas. Se estudió el cambio de estas variables en las mediciones antes y después del entrenamiento de fuerza, y se compararon las acciones isométricas frente a las dinámicas.

## **Variables**

### ***Variables independientes***

- 1- Estado de fatiga del deportista tras el entrenamiento.
- 2- Tipo de ejercicio: media sentadilla dinámica y media sentadilla isométrica.

### ***Variables dependientes: Pre y post entrenamiento.***

- 1- Altura de salto, CMJ.
- 2- Variables de magnitud de la VM durante la ejecución de las tareas (desviación típica y coeficiente de variación).
- 3- Variables que describen la estructura de la VM. En este caso se calculará la entropía borrosa (FuzzyEn) para el estudio de la regularidad de la señal, el “*Detrend fluctuation analysis*” (DFA) para el estudio de la autocorrelación de la señal.

### ***Variables contaminantes***

- 1- Fatiga del participante previo a la toma de datos. Se realizarán los registros siempre con un descanso previo de al menos 72 horas para garantizar la recuperación completa.

- 2- Evaluación en el mismo momento del día. Dado que los ritmos circadianos pueden modificar el rendimiento, las evaluaciones se realizarán siempre por la tarde entre las 17 y las 21 horas.
- 3- Condiciones de calor y humedad. Para evitar la influencia de estas variables en las sesiones de valoración, se mantendrán constantes durante todo el protocolo estableciendo una temperatura de 20° y una humedad entre el 30-40%.
- 4- Uso de ayudas ergogénicas. Durante las 5 horas previas a las sesiones, los participantes no tomarán sustancias que pueda modificar su capacidad de generar fuerza como cafeína o creatina.

### **Análisis estadístico**

Se analizará la normalidad mediante el test de Kolmogorov-Smirnov y Levene. Tras comprobar la normalidad de los datos se realizó un T-Test de medidas repetidas. Para esas comparaciones se realizó un análisis post-hoc con ajuste de Bonferroni, estableciendo el nivel de significación estadística en  $p < 0.05$ . Para complementar los resultados del T-Test, el tamaño del efecto se calculó mediante la  $d$  de Cohen e interpretado en función de los valores sugeridos por Rhea (2004). Para estos análisis estadísticos, se utilizó el paquete ofimático SPSS 20.0 (IBM Inc, Armonk, NY, EE.UU).

### **Discusión**

La medición de la VM a través de las NLTs parece ser un nuevo método de valoración de la función neuromuscular, que podría determinar el estado de fatiga de los deportistas. A través de este tipo de análisis, se pueden extraer conclusiones que permiten teorizar sobre el funcionamiento de los mecanismos subyacentes al movimiento humano.

El objetivo de este estudio ha sido observar el comportamiento de la variabilidad motora en la acción de la media sentadilla, en función de la fatiga. La principal hipótesis de este estudio sostiene que la fatiga debería manifestarse de tres formas. En primera instancia, debería observarse un decremento en el rendimiento de los deportistas en el CMJ (Gathercole et al., 2015). En segunda instancia, debería acontecer un aumento de la magnitud (desviación típica y coeficiente de variación) de la VM tras el entrenamiento debido a la disminución del control neuromuscular provocado por la fatiga. En última instancia, se prevé un decremento de la complejidad de la señal. En presencia de fatiga, se espera que los deportistas recurran a patrones más repetitivos y rígidos, lo que se traduciría en un mayor DFA y una menor FuzzyEn, sugiriendo a su vez una menor capacidad de adaptación a las demandas de la tarea (García-Aguilar et al., 2022).

La principal contribución de esta investigación radica en determinar si el análisis de la VM es equivalente para acciones isométricas y dinámicas, similares en términos de posición articular y grupos musculares involucrados. Con esto se pretende mejorar la comprensión acerca de la viabilidad de este tipo de medición para conocer el efecto de la fatiga en

movimientos dinámicos con altas demandas de fuerza. Tal y como se ha mencionado anteriormente en la introducción, varias investigaciones coinciden en cómo se comporta la VM en acciones isométricas. Sin embargo, parece no haber un consenso cuando se trata de acciones dinámicas.

Las implicaciones prácticas en esta área del conocimiento podrían contribuir a perfeccionar y ofrecer alternativas para el monitoreo de la fatiga y el diseño de programas de entrenamiento. Utilizando los acelerómetros de los teléfonos móviles y las NLTs, podrían desarrollarse aplicaciones móviles útiles para deportistas y entrenadores que contribuyeran a la mejora del proceso de entrenamiento y del rendimiento deportivo de los atletas.

La principal limitación de este estudio ha sido el bajo tamaño muestral, así como la heterogeneidad entre los sujetos. Otra limitación es la falta de procedimientos validados para las mediciones que se han llevado a cabo. Esto implica que las posibles comparaciones que se puedan hacer con otros estudios tengan que ser reforzadas con más análisis.

Es necesario continuar investigando sobre la VM y la información que aportan las NLTs. Con un mayor número de estudios y muestras más amplias podría establecerse un criterio unificado al respecto. Futuras líneas de investigación podrían centrarse en buscar correlaciones entre la VM y CMJ.



## Referencias

- Almonroeder, T. G., Tighe, S. M., Miller, T. M. y Lanning, C. R. (2018). The influence of fatigue on decision-making in athletes: a systematic review. *Sports Biomechanics*, 19(1), 76-89. <https://doi.org/10.1080/14763141.2018.1472798>
- Ament, W. y Verkerke, G. J. (2009). Exercise and Fatigue. *Sports Medicine*, 39(5), 389-422. <https://doi.org/10.2165/00007256-200939050-00005>
- Badillo, J. J. G. y Serna, J. R. (2002). *Bases de la programación del entrenamiento de fuerza* (Vol. 308). Barcelona: INDE.
- Bauer, C., Rast, F., Ernst, M., Meichtry, A., Kool, J., Rissanen, S., Suni, J. y Kankaanpää, M. (2017). The effect of muscle fatigue and low back pain on lumbar movement variability and complexity. *Journal Of Electromyography And Kinesiology*, 33, 94-102. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2017.02.003>
- Beretta-Piccoli, M., D'Antona, G., Barbero, M., Fisher, B., Dieli-Conwright, C. M., Clijsen, R. y Cescon, C. (2015). Evaluation of Central and Peripheral Fatigue in the Quadriceps Using Fractal Dimension and Conduction Velocity in Young Females. *PloS One*, 10(4), e0123921. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0123921>
- Borg, F. G. y Laxåback, G. (2010). Entropy of balance - some recent results. *Journal Of Neuroengineering And Rehabilitation*, 7(1). <https://doi.org/10.1186/1743-0003-7-38>
- Boyas, S. y Guével, A. (2011). Neuromuscular fatigue in healthy muscle: Underlying factors and adaptation mechanisms. *Annals Of Physical And Rehabilitation Medicine*, 54(2), 88-108. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2011.01.001>
- Buzzi, U. H., Stergiou, N., Kurz, M. J., Hageman, P. A. y Heidel, J. (2003). Nonlinear dynamics indicates aging affects variability during gait. *Clinical Biomechanics*, 18(5), 435-443. [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(03\)00029-9](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(03)00029-9)
- Caballero, C., Barbado, D. y Moreno, F. (2013). El procesado del desplazamiento del centro de presiones para el estudio de la relación complejidad/rendimiento observada en el

- control postural en bipedestación. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 6(3), 101-107. [https://doi.org/10.1016/s1888-7546\(13\)70043-1](https://doi.org/10.1016/s1888-7546(13)70043-1)
- Caballero, C., Barbado, D. y Moreno, F. J. (2014). *Non-linear tools and methodological concerns measuring human movement variability*. <https://hdl.handle.net/11000/30892>
- Carroll, T. J., Taylor, J. L. y Gandevia, S. C. (2017). Recovery of central and peripheral neuromuscular fatigue after exercise. *Journal Of Applied Physiology*, 122(5), 1068-1076. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00775.2016>
- Christou, E. A. y Carlton, L. G. (2001). Old adults exhibit greater motor output variability than young adults only during rapid discrete isometric contractions. *The Journals Of Gerontology. Series A, Biological Sciences And Medical Sciences*, 56(12), B524-B532. <https://doi.org/10.1093/gerona/56.12.b524>
- Contessa, P., Adam, A. y De Luca, C. J. (2009). Motor unit control and force fluctuation during fatigue. *Journal Of Applied Physiology*, 107(1), 235-243. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00035.2009>
- Cortes, N., Onate, J. y Morrison, S. (2014). Differential effects of fatigue on movement variability. *Gait y Posture*, 39(3), 888-893. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.11.020>
- Costa, M., Goldberger, A. L. y Peng, C. (2002). Multiscale Entropy Analysis of Complex Physiologic Time Series. *Physical Review Letters*, 89(6). <https://doi.org/10.1103/physrevlett.89.068102>
- Duarte, M. y Sternad, D. (2008). Complexity of human postural control in young and older adults during prolonged standing. *Experimental brain research*, 191, 265-276.
- Enoka, R. M. y Duchateau, J. (2008). Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. *Journal Of Physiology*, 586(1), 11-23. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2007.139477>

- Enoka, R. M. y Duchateau, J. (2016). Translating Fatigue to Human Performance. *Medicine And Science In Sports And Exercise*, 48(11), 2228-2238. <https://doi.org/10.1249/mss.0000000000000929>
- Farina, D., Fattorini, L., Felici, F. y Filligoi, G. (2002). Nonlinear surface EMG analysis to detect changes of motor unit conduction velocity and synchronization. *Journal Of Applied Physiology*, 93(5), 1753-1763. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00314.2002>
- Fino, P. C., Mojdehi, A. R., Adjerid, K., Habibi, M., Lockhart, T. E. y Ross, S. D. (2015). Comparing Postural Stability Entropy Analyses to Differentiate Fallers and Non-fallers. *Annals Of Biomedical Engineering*, 44(5), 1636-1645. <https://doi.org/10.1007/s10439-015-1479-0>
- Fitts, R. H. (1994). Cellular mechanisms of muscle fatigue. *Physiological Reviews*, 74(1), 49-94. <https://doi.org/10.1152/physrev.1994.74.1.49>
- Forrest, S. M., Challis, J. H. y Winter, S. L. (2014). The effect of signal acquisition and processing choices on ApEn values: towards a “gold standard” for distinguishing effort levels from isometric force records. *Medical Engineering y Physics*, 36(6), 676-683.
- Gandevia, S. C. (2001). Spinal and Supraspinal Factors in Human Muscle Fatigue. *Physiological Reviews*, 81(4), 1725-1789. <https://doi.org/10.1152/physrev.2001.81.4.1725>
- García-Aguilar, F., Caballero, C., Sabido, R. y Moreno, F. J. (2022). The use of non-linear tools to analyze the variability of force production as an index of fatigue: A systematic review. *Frontiers In Physiology*, 13. <https://doi.org/10.3389/fphys.2022.1074652>
- Gathercole, R., Sporer, B., Stellingwerff, T. y Sleivert, G. (2015). Alternative countermovement-jump analysis to quantify acute neuromuscular fatigue. *International journal of sports physiology and performance*, 10(1), 84-92.

- Goldberger, A. L., Peng, C. y Lipsitz, L. A. (2002). What is physiologic complexity and how does it change with aging and disease? *Neurobiology Of Aging*, 23(1), 23-26. [https://doi.org/10.1016/s0197-4580\(01\)00266-4](https://doi.org/10.1016/s0197-4580(01)00266-4)
- González-Badillo, J. J. y Sánchez-Medina, L. (2010). Movement Velocity as a Measure of Loading Intensity in Resistance Training. *International Journal Of Sports Medicine*, 31(05), 347-352. <https://doi.org/10.1055/s-0030-1248333>
- González-Izal, M., Malanda, A., Gorostiaga, E. y Izquierdo, M. (2012). Electromyographic models to assess muscle fatigue. *Journal Of Electromyography And Kinesiology*, 22(4), 501-512. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.02.019>
- Halson, S. L. (2014). Monitoring Training Load to Understand Fatigue in Athletes. *Sports Medicine*, 44(S2), 139-147. <https://doi.org/10.1007/s40279-014-0253-z>
- Harbourne, R. T. y Stergiou, N. (2009). 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>
- Kennedy, R. A. y Drake, D. (2021). Improving the Signal-To-Noise Ratio When Monitoring Countermovement Jump Performance. *Journal Of Strength And Conditioning Research*, 35(1), 85-90. <https://doi.org/10.1519/jsc.0000000000002615>
- Lin, Y. T., Kuo, C. y Hwang, I. (2014). Fatigue Effect on Low-Frequency Force Fluctuations and Muscular Oscillations during Rhythmic Isometric Contraction. *PloS One*, 9(1), e85578. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0085578>
- Lomax, R. G. y Hahs-Vaughn, D. L. (2013). *Statistical concepts: A Second Course*.
- Loturco, I., Pereira, L. A., Abad, C. C. C., Gil, S., Kitamura, K., Kobal, R. y Nakamura, F. Y. (2016). Using Bar Velocity to Predict Maximum Dynamic Strength in the Half-Squat Exercise. *International Journal Of Sports Physiology And Performance*, 11(5), 697-700. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2015-0316>

- Malone, J. J., Di Michele, R., Morgans, R., Burgess, D., Morton, J. P. y Drust, B. (2015). Seasonal Training-Load Quantification in Elite English Premier League Soccer Players. *International Journal Of Sports Physiology And Performance*, 10(4), 489-497. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2014-0352>
- Mann, R., Malisoux, L., Urhausen, A., Statham, A., Meijer, K. y Theisen, D. (2015). The effect of shoe type and fatigue on strike index and spatiotemporal parameters of running. *Gait y Posture*, 42(1), 91-95. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.04.013>
- Márquez, J. M. O., Garrido, R. E. R., Mendo, A. H. y Chaves, G. A. C. (2018). Variabilidad de la frecuencia cardíaca: investigación y aplicaciones prácticas para el control de los procesos adaptativos en el deporte. *Revista Iberoamericana de Psicología del Ejercicio y el Deporte*, 13(1), 121-130. <https://dialnet.unirioja.es/descarga/articulo/6195000.pdf>
- Newell, K. M., Liu, Y. T. y Mayer-Kress, G. (2001). Time scales in motor learning and development. *Psychological Review*, 108(1), 57-82. <https://doi.org/10.1037/0033-295x.108.1.57>
- Peng, C., Havlin, S., Stanley, H. E. y Goldberger, A. L. (1995). Quantification of scaling exponents and crossover phenomena in nonstationary heartbeat time series. *Chaos*, 5(1), 82-87. <https://doi.org/10.1063/1.166141>
- Pethick, J., Casselton, C., Winter, S. L. y Burnley, M. (2021). Ischemic Preconditioning Blunts Loss of Knee Extensor Torque Complexity with Fatigue. *Medicine And Science In Sports And Exercise*, 53(2), 306-315. <https://doi.org/10.1249/mss.0000000000002475>
- Pethick, J., Whiteaway, K., Winter, S. L. y Burnley, M. (2019). Prolonged depression of knee-extensor torque complexity following eccentric exercise. *Experimental physiology*, 104(1), 100-111.
- Pethick, J., Winter, S. L. y Burnley, M. (2015). Fatigue reduces the complexity of knee extensor torque fluctuations during maximal and submaximal intermittent isometric contractions

in man. *Journal Of Physiology*, 593(8), 2085-2096.  
<https://doi.org/10.1113/jphysiol.2015.284380>

Pethick, J., Winter, S. L. y Burnley, M. (2016). Loss of knee extensor torque complexity during fatiguing isometric muscle contractions occurs exclusively above the critical torque. *American Journal Of Physiology. Regulatory, Integrative And Comparative Physiology/American Journal Of Physiology. Regulatory, Integrative, And Comparative Physiology*, 310(11), R1144-R1153.  
<https://doi.org/10.1152/ajpregu.00019.2016>

Pincus, S. M. (1991). Approximate entropy as a measure of system complexity. *Proceedings Of The National Academy Of Sciences Of The United States Of America*, 88(6), 2297-2301. <https://doi.org/10.1073/pnas.88.6.2297>

Place, N. y Millet, G. Y. (2019). Quantification of Neuromuscular Fatigue: What Do We Do Wrong and Why? *Sports Medicine*, 50(3), 439-447. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01203-9>

Rhea, M. R. (2004). Determining the magnitude of treatment effects in strength training research through the use of the effect size. *The Journal of Strength y Conditioning Research*, 18(4), 918-920.

Richman, J. S. y Moorman, J. R. (2000). Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. *American Journal Of Physiology. Heart And Circulatory Physiology*, 278(6), H2039-H2049. <https://doi.org/10.1152/ajpheart.2000.278.6.h2039>

Rossmann, M. J., Garten, R. S., Venturelli, M., Amann, M. y Richardson, R. S. (2014). The role of active muscle mass in determining the magnitude of peripheral fatigue during dynamic exercise. *American Journal Of Physiology. Regulatory, Integrative And Comparative Physiology/American Journal Of Physiology. Regulatory, Integrative,*

*And Comparative Physiology*, 306(12), R934-R940.

<https://doi.org/10.1152/ajpregu.00043.2014>

Rossmann, M. J., Venturelli, M., McDaniel, J., Amann, M. y Richardson, R. S. (2012). Muscle mass and peripheral fatigue: a potential role for afferent feedback? *Acta Physiologica*, 206(4), 242-250. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.2012.02471.x>

Shelhamer, M. (2007). *Nonlinear dynamics in physiology: a state-space approach*. World Scientific.

Slifkin, A. B. y Newell, K. M. (1999). Noise, information transmission, and force variability. *Journal Of Experimental Psychology. Human Perception And Performance*, 25(3), 837-851. <https://doi.org/10.1037/0096-1523.25.3.837>

Slifkin, A. B. y Newell, K. M. (2000). Variability and Noise in Continuous Force Production. *Journal Of Motor Behavior*, 32(2), 141-150. <https://doi.org/10.1080/00222890009601366>

Stergiou, N. (2004). *Innovative Analyses of Human Movement*. Human Kinetics Publishers.

Stergiou, N. (Ed.). (2016). *Nonlinear analysis for human movement variability*. CRC press.

Stergiou, N., Harbourne, R. T., y Cavanaugh, J. T. (2006). Optimal movement variability. *Journal Of Neurologic Physical Therapy*, 30(3), 120-129. <https://doi.org/10.1097/01.npt.0000281949.48193.d9>

Taylor, A. M., Christou, E. A. y Enoka, R. M. (2003). Multiple Features of Motor-Unit Activity Influence Force Fluctuations During Isometric Contractions. *Journal Of Neurophysiology*, 90(2), 1350-1361. <https://doi.org/10.1152/jn.00056.2003>

Taylor, J. L. y Gandevia, S. C. (2008). A comparison of central aspects of fatigue in submaximal and maximal voluntary contractions. *Journal Of Applied Physiology*, 104(2), 542-550. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01053.2007>

- Taylor, K., Chapman, D., Cronin, J., Newton, M. J. y Gill, N. (2012). Fatigue monitoring in high performance sport: a survey of current trends. *J Aust Strength Cond*, 20(1), 12-23.
- Twist, C. y Highton, J. (2013). Monitoring Fatigue and Recovery in Rugby League Players. *International Journal Of Sports Physiology And Performance*, 8(5), 467-474. <https://doi.org/10.1123/ijsp.8.5.467>
- Tzagarakis, C., Ince, N. F., Leuthold, A. C. y Pellizzer, G. (2010). Beta-Band Activity during Motor Planning Reflects Response Uncertainty. *The Journal Of Neuroscience*, 30(34), 11270-11277. <https://doi.org/10.1523/jneurosci.6026-09.2010>
- Vaillancourt, D. E. y 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/jappphysiol.00166.2002>
- Wolf, A., Swift, J. B., Swinney, H. L. y Vastano, J. A. (1985). Determining Lyapunov exponents from a time series. *Physica. D, Nonlinear Phenomena*, 16(3), 285-317. [https://doi.org/10.1016/0167-2789\(85\)90011-9](https://doi.org/10.1016/0167-2789(85)90011-9)
- Zwarts, M., Bleijenberg, G. y Van Engelen, B. (2008). Clinical neurophysiology of fatigue. *Clinical Neurophysiology*, 119(1), 2-10. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2007.09.126>