



UNIVERSITAS
Miguel Hernández

**ESTUDIO DE LA VARIABILIDAD
MOTORA ANTE DIFERENTES
PORCENTAJES DE CARGA EN
UN MOVIMIENTO DE FUERZA**

ALUMNO: MIGUEL ÁNGEL LÓPEZ FERNÁNDEZ

**TUTORES ACADÉMICOS: RAFAEL SABIDO SOLANA Y FRANCISCO JAVIER
MORENO HERNÁNDEZ**

GRUPO DE INVESTIGACIÓN: APRENDIZAJE Y CONTROL MOTOR

TITULACIÓN: MASTER EN RENDIMIENTO DEPORTIVO Y SALUD

CENTRO DE ESTUDIOS: UNIVERSIDAD MIGUEL HERNANDEZ DE ELCHE

CURSO ACADÉMICO: 2020-2021

ÍNDICE

RESUMEN	3
1. INTRODUCCIÓN	3
2. MÉTODOS	6
2.1. MUESTRA	6
2.2. MATERIAL.....	6
2.3 DISEÑO DEL ESTUDIO	7
2.4 PROCEDIMIENTO.....	8
2.5. ANÁLISIS DE DATOS.....	11
3. LIMITACIONES, CONCLUSIONES E IMPLICACIONES DE ESTUDIO	11
4. REFERENCIAS	12

RESUMEN

La variabilidad motora se ha mostrado como un índice útil para identificar el grado en el que el sistema nervioso central (SNC) promueve la exploración del entorno para adaptarse. Esta capacidad del SNC se hace bajo características de manifestaciones de fuerza concretas generadas por distintos grupos musculares para llevar a cabo los movimientos. El estudio de la variabilidad en tareas de fuerza ha sido realizado principalmente mediante enfoques lineales. Sin embargo, en los últimos años, análisis más globales provenientes del enfoque no lineal han sido incorporados para analizar las exigencias que el movimiento de fuerza tiene para el Sistema Nervioso Central. En este trabajo, se estudiará la utilidad de análisis no lineales de la acelerometría del movimiento ante diferentes intensidades de carga en un ejercicio de media sentadilla.

1. INTRODUCCIÓN

El presente trabajo intentará abordar cómo puede influir la carga a un fenómeno cada vez más estudiado, que es la variabilidad motora, y cómo influye también según el nivel de experiencia de las personas. Para ello, la variabilidad será analizada en un movimiento que implique la manifestación de una alta cantidad de fuerza, es decir, será estudiada a través de un movimiento donde las personas puedan producir mucha fuerza. Esto puede ser muy interesante, ya que en los últimos años, la práctica del ejercicio físico ha ido creciendo, y, cada vez más, los programas de entrenamiento forman parte del día a día de las personas, tanto para deportistas profesionales como para personas que tan solo quieren mejorar su salud. Pero para analizar la variabilidad, primero debemos saber qué es, qué información nos da, y cómo la vamos a medir. Conocer cómo la medida de la variabilidad motora nos puede facilitar un índice de la influencia de la carga y del nivel de experiencia, podría ayudar a los entrenadores a prescribir ejercicio de fuerza a sus deportistas y al control de la carga de entrenamiento.

Desde la perspectiva de la Teoría de los Sistemas Dinámicos, la variabilidad en los sistemas de movimiento se considera un tema fundamental digno de estudio, y que se ha relacionado con la función sensoriomotora que surge de la cantidad de grados de libertad (GDL) que tiene el sistema motor y que caracteriza a un sistema complejo como lo es el cuerpo humano (Newell & Corcos, 1993). Desde esta perspectiva, la variabilidad en el desempeño de tareas se ha visto como un fenómeno funcional, ya que se puede lograr un resultado consistente mediante diferentes patrones de relaciones conjuntas de movimiento debido a la dinámica del conjunto biomecánico de los GDL (Davids et al., 2003). Por lo tanto, comprender esta variabilidad requiere interpretar cuidadosamente los datos por parte de los profesionales de la salud, ya que esa variabilidad puede ser un indicador de la capacidad de adaptación de los individuos a los constreñimientos cambiantes de los entornos dinámicos con los que interactúan (Davids et al., 2003). Entonces, la variabilidad puede ser un indicador del estado de salud de un sistema, ya que mantenerse en un estado de equilibrio dinámico puede indicar la capacidad del sistema para adaptarse (Harbourne y Stergiou, 2009). Además, la variabilidad motora puede ser un factor clave para describir las características de coordinación en las operaciones que realiza el sistema sensoriomotor y de los procesos de aprendizaje (Dhawale., 2017).

En los sistemas dinámicos se ha visto que la formación de patrones espontáneos entre cada una de las partes que componen un sistema surge a través de procesos de autoorganización. Estos sistemas realizan intercambios constantes de energía con el entorno que les rodea (Kugler & Turvey, 1987). Según Davids et al. (2003, p.247) la autoorganización “se manifiesta como transiciones entre diferentes estados organizacionales que surgen debido a constreñimientos

internos y externos que presionan a los componentes del sistema para que cambien". Los constreñimientos se definen como características del entorno o del propio sujeto que interactúan entre sí para condicionar los patrones de los sistemas biológicos cuando buscan estados óptimos de autoorganización (Davids et al., 2001; Emmerik & Wegen, 2002)

Para medir estos procesos de autoorganización de los sistemas, estudios previos han abordado el análisis de la complejidad del movimiento mediante herramientas no lineales como el análisis de la entropía (Richman & Moorman, 2000). Sabemos que los bajos niveles de entropía se han relacionado con un menor rendimiento en las tareas y, por tanto, en la complejidad (Muelas et al., 2014), viendo como estos autores interpretan que la disminución de la complejidad del control postural en los bailarines conlleva una disminución de la ejecución. Por lo tanto, parece ser que la reducción de la complejidad está asociada a una disminución del rendimiento y de la capacidad del cuerpo para adaptarse al estrés fisiológico, y la complejidad se está viendo que puede ser medida con la ayuda de herramientas no lineales (Ridgel et al., 2012). Esto tiene un interés creciente para poder predecir el estado del sistema nervioso de una persona, en cuanto a los niveles de fatiga neural, por lo que la medición de este fenómeno puede ser útil para el control de la carga y los efectos de un programa de entrenamiento. Además la variabilidad motora, no solo es útil en programas de entrenamiento, sino que puede ser de gran ayuda para predecir el estado de una patología, ya que estudios previos han relacionado un descenso de la complejidad del movimiento con estados no saludables o de enfermedad (Sethi et al., 2013).

Pero, ante esta nueva tendencia en el que parece que la variabilidad no es una característica negativa de los sistemas biológicos, habría que determinar cuándo es buena la variabilidad y cuánta sería la óptima, y para ello es necesario poder medirla. Tradicionalmente, la variabilidad se medía con herramientas lineales, en las que se incluyen los estadísticos de rango, la desviación estándar y el coeficiente de variación entre otros (Jones et al., 2002; Taylor et al., 2003). Estas herramientas lineales ofrecen información de la magnitud de la variabilidad, asumiendo que los datos son independientes unos de otros. No obstante, la variabilidad se puede medir de otra manera dándonos información más útil que saber la cantidad de esta, y esa información se refiere a cómo es la variabilidad, es decir, su estructura. Lo que se necesita es tener información sobre la naturaleza de la variación en el tiempo, y las herramientas lineales no nos proporcionan esa información. Para medir la estructura de la variabilidad, actualmente se están estudiando el uso de herramientas no lineales (Caballero et al., 2014), ya que nos informan de aspectos diferentes sobre la variabilidad que las medidas lineales no pueden analizar, y que puede ser complementario para enriquecer el conocimiento de este fenómeno. Entre estas herramientas no lineales se encuentran el análisis de cuantificación de recurrencia (RQA) (Riley et al., 1999), entropía multiescala (MSE) (Busa & Emmerik, 2016) la entropía aproximada (ApEn) (Richman & Moorman, 2000), Sample Entropy (SampEn) (Richman & Moorman, 2000), Entropía borrosa (FuzzyEn) (Chen et al., 2007; Murillo et al., 2012) o el análisis de fluctuaciones sin tendencia (DFA) (Delignières & Torre, 2009).

Como se ha dicho anteriormente, con el uso de herramientas no lineales es posible cuantificar la estructura de la variabilidad en distintos patrones de movimiento. Gracias a esas herramientas se puede obtener información sobre el control neuromuscular de las articulaciones durante la realización de tareas, y sobre las diferencias entre individuos con mayor o menor capacidad de rendir motrizmente (Preatoni et al., 2010). Así, por ejemplo, para la realización de ciertas tareas Scholz et al. (2000) defendían la existencia de una variabilidad funcional en gestos altamente cerrados. Se ha comprobado que la variabilidad de movimiento tiene aspectos beneficiosos y adaptativos durante movimientos que impliquen una demanda de fuerza. Skurvydas et al.

(2011) encontraron que la complejidad en el momento de fuerza en ejercicios isométricos de extensión de rodilla fue mayor en piernas sanas que en piernas con déficit de ligamento cruzado anterior, por lo que se concluye que la complejidad sería mayor en piernas sanas. También Fiogbé et al. (2018) encontraron que los adultos mayores y los jóvenes tenían una relación en la intensidad de contracción isométrica en el momento de fuerza de extensión de rodilla muy similar, pero la complejidad del momento de fuerza fue menor en los adultos mayores.

Los últimos estudios mencionados comienzan a hablar sobre la variabilidad en movimientos de fuerza, por lo que ya se empiezan a encontrar más estudios donde miden la complejidad del movimiento tras la realización de ejercicios con gran implicación de fuerza, como el grupo de investigación de Pethick et al. (2019a) quienes analizaron la complejidad del momento de fuerza en la extensión de rodilla después del ejercicio excéntrico y después de contracciones isométricas fatigantes de alta intensidad, para ver cuál de los dos métodos influye más en la reducción de la variabilidad motora. Para medir la complejidad y la escala fractal se utilizó la ApEn y el exponente alfa de análisis de fluctuación sin tendencia (DFA α). La complejidad, analizada mediante entropía, hace referencia a la interacción que surge entre las distintas partes de un sistema biológico, mientras que la escala fractal medida a través de DFA hace referencia a los valores de autocorrelación de la señal, donde una autocorrelación (autosimilitud) adecuada podría representar la robustez y la adaptabilidad de un sistema biológico. En este grupo, concluyeron que el ejercicio excéntrico redujo más la variabilidad motora, requiriendo 24h para recuperar los niveles iniciales, mientras que el ejercicio isométrico fatigante requería de diez minutos para recuperar los niveles iniciales. Este mismo grupo de investigación, en otro estudio, concluyeron que la pérdida de la variabilidad motora en tareas fatigantes ocurría tanto en contracciones isométricas aplicadas de manera intermitente y fatigantes, como con contracciones fatigantes sostenidas (Pethick et al., 2019b). Las anteriores investigaciones, a pesar de haberse realizado en tareas isométricas, proporcionaron información muy útil en relación a la variabilidad motora durante tareas de fuerza.

Otras aportaciones interesantes, desde el punto de vista de movimientos de fuerza dinámicos, describen la variabilidad analizando la entropía en desplazamientos de jugadores de rugby durante tareas de fuerza y viendo cómo la estructura de la variabilidad se ve modificada al añadir otros constreñimientos en las tareas de fuerza como lo es añadir un balón para que lo recepcionaran y lo pasaran (Moras et al., 2018). Además, este mismo grupo de investigación (Fernandez-Valdes et al., 2020) vio recientemente como se mostraban altos niveles de complejidad al ejecutar tareas de fuerza en una polea inercial, y esa complejidad aumentaba al añadir a la tarea un balón para recepcionarlo y pasarlo.

En cuanto a movimientos de interés para este trabajo, hay artículos que proporcionan información interesante al medir la variabilidad en movimientos complejos con alta demanda de fuerza, como la sentadilla. Moras et al. (2019), estudiaron la estructura de la variabilidad mediante herramientas no lineales como el SampEn, durante la realización de la sentadilla en polea cónica comparándolo entre superficies estables frente a inestables. Los resultados no indicaban diferencias en la entropía en superficie inestable frente a superficie estable. Concluyeron que los cambios en la estructura de la variabilidad de la fuerza entre superficies estables e inestables son similares cuando se cuantificó con una medida no lineal, aunque hay que señalar que tan solo se registró el eje vertical. Castillo et al. (2017) analizaron la relación entre la entropía aproximada y la pérdida de velocidad media propulsiva durante la sentadilla, encontrando un descenso en la entropía de manera proporcional al descenso de la velocidad

media propulsiva durante la ejecución de la sentadilla. Esto sugiere que la entropía aproximada (ApEn) es un método válido para la cuantificación de la fatiga local y del sobreentrenamiento.

La variabilidad motora venía siendo analizada durante la ejecución de diferentes acciones motrices como el saque en tenis, el lanzamiento de tiro libre en baloncesto, incluso en acciones de la vida cotidiana (Robins et al., 2006; Urbán et al., 2012; Perez & Nussbaum, 2006). Pero aún no está del todo claro cómo la carga influye en la variabilidad motora durante la realización de tareas que requieren una gran aplicación de fuerza, afectando consecuentemente a la capacidad de adaptación de las personas o deportistas a los que entrenemos o que sigan un programa de entrenamiento. Debemos tener en cuenta que el ejercicio de media sentadilla tiene una gran demanda de fuerza, además de ser uno de los ejercicios más utilizados en los programas de entrenamiento tanto para el entorno deportivo como para el de la salud (Slater & Hart, 2017). Este movimiento implica grupos musculares muy utilizados en la vida cotidiana, y su desarrollo está relacionado con valores generales de fuerza de las personas (Slater & Hart, 2017), por lo cual, será de especial interés analizar este movimiento bajo el concepto de la variabilidad motora y su complejidad.

Por tanto, el objetivo de este estudio es analizar la influencia de la intensidad de la carga y el nivel de experiencia sobre la estructura de la variabilidad motora de los participantes en un ejercicio de fuerza. La hipótesis de este trabajo es que la estructura de la variabilidad motora de los participantes se reducirá a medida que se aumenta el porcentaje de carga en el ejercicio de media sentadilla, y que en los participantes con mayor nivel de experiencia se verá menos afectada la estructura de la variabilidad.

2. MÉTODOS

2.1. MUESTRA

La muestra estuvo formada por 21 participantes en total, 11 fueron hombres y 10 fueron mujeres. La edad de los participantes fue de 24.57 ± 3.22 años. El peso de los participantes fue de 69.02 ± 12.05 kg de peso corporal. El RM (repetición máxima) fue de 94.33 ± 30.80 kg. Para el grupo de los hombres hubo seis participantes expertos en el entrenamiento de la fuerza y para el grupo de mujeres solo una de ellas se consideró experta, el resto noveles. Las condiciones que debía cumplir la muestra para que se considerase experta, era tener al menos 2 años de experiencia en entrenamiento de la fuerza y tener valores de fuerza relativa (RM/masa corporal) de 1.5 para el movimiento de media sentadilla, quienes no cumplieron ese criterio se les consideró noveles. La media y la desviación típica en la ratio RM/masa corporal fue de 1.35 ± 0.29 RM/kg.

2.2. MATERIAL

Se usó un encoder lineal (T-Force Dynamic Measurement System, Ergotech, Murcia, Spain) con el software asociado, para determinar el RM sin llegar a alcanzar el peso de 1RM, es decir, para no realizarlo de manera maximal. La velocidad de ejecución se registró en m/s a 1000 Hz.

En cada medición, se utilizó cuatro unidades de medida inercial IMU STT- IWS (STT-System, San Sebastián, España) los cuales registraban a 200Hz. Se ubicó un dispositivo en la barra, y tres en el propio sujeto. Se registraron los movimientos en los ejes verticales, antero-posterior y medio-laterales. También se registró las fuerzas de reacción en el suelo mediante una plataforma de fuerzas Kistler (Switzerland, Mode 9287BA). Las fuerzas ejercidas sobre la plataforma se registraron a 400Hz en los ejes verticales, antero-posteriores y medio-laterales a través del

software. Tanto los datos de los dispositivos IMU como de la plataforma de fuerzas se registraron con el software Isen (STT-System, San Sebastián, España).

Se utilizó una cámara de video para detectar y diferenciar cada momento de inicio de la ejecución, para interpretar las subidas y bajadas de la señal, y para controlar si hubo algún fallo en el protocolo. La colocación de la cámara de video fue en el plano lateral del participante.

2.3 DISEÑO DEL ESTUDIO

Estudio de carácter experimental. Como variables independientes fueron:

- Magnitud de la carga (cinco niveles: 10, 30, 50, 70 y 90% del RM).
- El nivel de experiencia de los participantes (dos niveles: participantes expertos y participantes inexpertos).
- El género de los participantes (hombres y mujeres).

Las variables experiencia y género se trataron como variables “manipuladas a priori” (o variable de selección) con los criterios especificados en el apartado de la muestra.

En cuanto a variables dependientes se analizaron:

- 1) Variables de magnitud de la variabilidad (desviación típica y coeficiente de variación) de las aceleraciones y las fuerzas ejercidas durante la ejecución de los movimientos de fuerza.
- 2) Variables que describen la estructura temporal de la variabilidad motora. Para ello se calculó la entropía difusa (FuzzyEn) para el estudio de la complejidad de la señal, así como el “*Detrended fluctuation analysis*” (DFA) para el estudio de la autocorrelación de la señal.

- Análisis de entropía: Las medidas de entropía se utilizan para evaluar el grado de complejidad o irregularidad de la señal. Por lo general, los valores altos de entropía indican una gran complejidad (Caballero et al., 2014). La entropía muestra la predictibilidad de la señal, y a menor predictibilidad (señal más aleatoria) mayor es la complejidad. La entropía difusa es un tipo de entropía que mejora la robustez contra el ruido y la estabilidad de la señal, teniendo menos dependencia de la longitud de los datos, en comparación con otros tipos de entropía como la entropía aproximada o la entropía muestral (Chen et al., 2009).

$$\text{(Fuzzy Entropy o entropía difusa)} \quad FE(m, n, r, N) = \ln \phi^m(n, r) - \ln \phi^{m+1}(n, r)$$

- *Detrended Fluctuation Analysis*:

Esta medida analiza la autosimilitud de una señal, reflejando el comportamiento fractal de la señal. Da una escala que comprende desde ruido Blanco o Gaussiano ($\alpha = 0,5$), considerándose una señal aleatoria, hasta el ruido marrón o Browniano ($\alpha = 1,5$) considerándose periódica. Estos dos tipos de señales indican una pérdida de complejidad. Pero encontramos una señal intermedia entre las periódica y la aleatoria, propio de un sistema saludable, y que se relaciona con un nivel óptimo de complejidad, llamado ruido Rosa. El ruido rosa tiene un valor de α similar a uno. A mayor valor de α más suave es la serie temporal (Goldberger et al., 2002).

$$F(n) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N [X(k) - X_n(k)]^2}$$

VARIABLES CONTAMINANTES QUE SE INTENTARON NEUTRALIZAR:

- 1) Fatiga del participante previo a la toma de datos. Se realizaron los registros siempre con un descanso previo de al menos 72 horas para garantizar la recuperación completa
- 2) Condiciones de calor y humedad. Para evitar la influencia de estas variables en las sesiones de valoración, se mantuvieron constantes durante todo el protocolo estableciendo una temperatura de 20º y una humedad entre el 30-40%.
- 3) Uso de ayudas ergogénicas. Durante las 72 horas previas a las sesiones, los participantes no tomaron sustancias que pudieran modificar su rendimiento en la prueba como la toma de cafeína o creatina.
- 4) Ciclos circadianos. Se realizó en el mismo rango de horas para evitar la influencia de los ciclos circadianos.

2.4 PROCEDIMIENTO

El estudio se llevó a cabo en el Centro de Investigación del Deporte (CID) de la Universidad Miguel Hernández de Elche. Los participantes realizaron un movimiento de media sentadilla. Para una ejecución correcta, los participantes llevaron la carga sobre sus hombros detrás de la cabeza. Debían realizar media sentadilla, es decir, bajar hasta que el muslo quedase paralelo a la superficie intentando formar un ángulo de 90º en la rodilla. Desde esa posición realizaron una triple extensión (caderas, rodillas, tobillo) de las articulaciones del miembro inferior hasta llegar a la posición inicial.

Los participantes ejecutaron cinco series de cuatro repeticiones con cargas del 10, 30, 50, 70 y 90% de su RM. La ejecución fue registrada por una plataforma de fuerzas sobre la que el participante realizaba la ejecución. El movimiento también fue registrado por cuatro dispositivos inerciales. Uno de estos dispositivos estaba colocado en la zona central de la barra (donde el participante apoya el trapecio al ejecutar el movimiento), otro de ellos en el sacro a nivel de la L3, otro dispositivo a un tercio de la pierna lateralmente, que es el resultado de la longitud entre el epicóndilo lateral del fémur y el maléolo externo del peroné. Por último otro dispositivo fue colocado en un palo de madera, que realizaba la función de "trigger" mediante un golpe en la plataforma con él para marcar el inicio del ensayo. El trigger se utilizó para marcar en la plataforma el momento del comienzo de la sentadilla. Eso sirvió para luego poder cortar los datos de manera adecuada y saber cuándo empezaba a realizar el movimiento de sentadilla.



Figura 1. Ubicación del dispositivo inercial del participante en la zona del sacro



Figura 2. Ubicación del dispositivo inercial del participante en la zona de la pierna

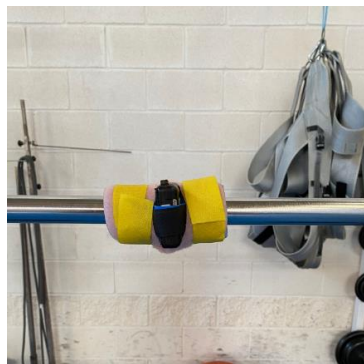


Figura 3. Ubicación del dispositivo inercial del participante en la barra



Figura 4. Dispositivo inercial colocado en el objeto que hacía de trigger

En el primero de los días, los participantes realizaban un test para determinar su 1RM en el movimiento de media sentadilla. Los participantes realizaron un protocolo de calentamiento de 15 minutos previo al test, consistente en cinco minutos de activación cardiorrespiratoria, cinco minutos de movilidad articular y cinco minutos de ejercicios de la zona central del cuerpo y de ejercicios de media sentadilla con carga. Tras ese calentamiento, los participantes iban realizando series incrementales para alcanzar la carga propia de su RM. Cada una de las series en las que se iba incrementando la carga, los participantes descansaban de manera completa (al menos cuatro minutos) para garantizar las óptimas condiciones en los distintos movimientos.

El día dos y tres los participantes realizaron una sesión consistente en cinco series de ejercicios de media sentadilla con recuperación de cuatro minutos entre ellas. Cada una de las series se realizó a distintos porcentajes del RM (10, 30, 50, 70 y 90%). La ejecución de la media sentadilla debía ser de manera continua, sin ninguna parada entre fase excéntrica y concéntrica.

La siguiente figura muestra un esquema del procedimiento:

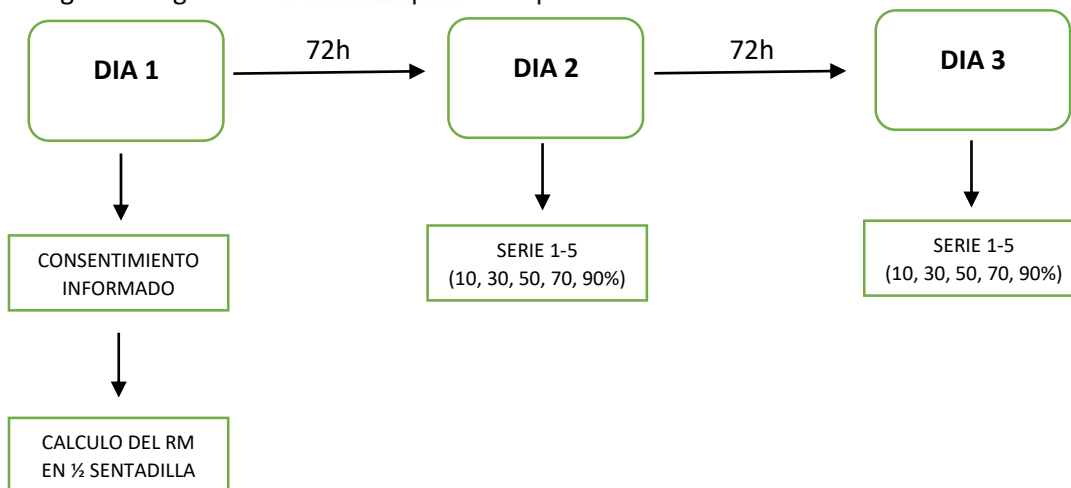


Figura 5. Cronograma de los registros

2.5. ANÁLISIS DE DATOS

Se interpolaron los datos de la plataforma de fuerzas y de los dispositivos inerciales a 100hz (a través del programa LabView® (National Instruments. Austin, TX. USA), para después realizar el tratamiento de los datos y poder hacer su análisis. Tras interpolar, se sincronizaron los datos de la plataforma de fuerzas con los de los dispositivos inerciales. Luego, se cortaron los datos, utilizando como criterio el primer pico del contramovimiento al empezar la sentadilla y el último pico al finalizar el ejercicio. Después se sacaron los resultados al realizar el análisis de entropía y DFA de los 210 ensayos a las diferentes intensidades y luego organizarlos para poder realizar el análisis estadístico, y con una longitud de 400 a 1300 datos. Luego se analizó la normalidad mediante el test de Kolmogorov-Smirnov y Levene. Tras comprobar la normalidad de los datos se realizó un ANOVA de dos vías que permitía analizar la influencia de la cantidad de carga en función de la variable experiencia. Para las comparaciones múltiples 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 ANOVA, el tamaño del efecto fue calculado a través de la d de Cohen e interpretado en función de los valores sugeridos por Rhea (2004). Para el análisis de los datos se utilizó el programa de análisis estadísticos SPSS 21.0 (IBM Inc, Armonk, NY, EE.UU).

3. LIMITACIONES, CONCLUSIONES E IMPLICACIONES DE ESTUDIO

A pesar de que los hallazgos sirvan como información novedosa sobre el tema de la variabilidad en gestos dinámicos de fuerza, debemos tener en cuenta la cantidad de muestra obtenida en este trabajo como una limitación. La falta de participantes considerados expertos para el género femenino, es algo a tener muy en cuenta, ya que con tan solo un participante femenino considerado experto, no se puede obtener conclusiones claras, por lo que estaríamos muy lejos de poder generalizar los resultados en ese género. Sería interesante en futuros estudios aplicar esta metodología con un mayor número de participantes.

Otra limitación, y que tiene gran importancia, es la poca cantidad de estudios en los que miden la variabilidad motora en tareas de fuerza mediante acelerometría, ya que la plataforma de fuerzas venía considerándose como el “gold standard” en el estudio de la variabilidad del movimiento. Además, se encuentran menos publicaciones donde utilicen los mismos dispositivos inerciales que en este trabajo. Todo ello, hace que no tengamos una referencia en la que poder basarnos en el momento de tratar los datos. Algunos autores utilizan un filtrado de datos en tareas de fuerza, mientras que otros autores no utilizan el filtrado. Los distintos tratamientos de datos realizados por diferentes autores, puede hacer que los resultados de este estudio no vayan en la misma línea que los obtenidos en trabajos previos, ya que es posible que las herramientas no lineales sean sensibles a ciertos tipos de tratamientos de datos, por lo que este tipo de trabajos requieren aún más investigación.

Pensamos que la longitud de los datos podrá influir en los resultados del estudio, ya que las series temporales son muy diferentes, por lo que las herramientas utilizadas para analizar los datos pueden dar resultados difusos a los que veníamos creyendo. Esto podría hacernos ver que deberíamos hacer registros con series temporales más parecidas en futuros trabajos.

Los hallazgos de este estudio podrían facilitarnos la individualización del entrenamiento de fuerza en las personas de cara al rendimiento deportivo y la salud. Sería interesante poder hacer un control de la carga del entrenamiento de fuerza mediante acelerometría con el uso de las herramientas no lineales, para en un futuro poder controlar la carga con dispositivos más asequibles como con la acelerometría integrada en smartphones. Con todo ello podríamos:

- 1) Realizar un control de la carga
- 2) Caracterizar por nivel de entrenamiento: experto o novel
- 3) Caracterizar en función del género: hombre o mujer

4. REFERENCIAS

1. Busa, M. A., & van Emmerik, R. E. A. (2016). Multiscale entropy: A tool for understanding the complexity of postural control. *Journal of Sport and Health Science*, 5(1), 44-51.
2. Caballero, C., Barbado, D., & Moreno, F. J. (2014). Non-linear tools and methodological concerns measuring human movement variability: an overview. *European Journal of Human Movement*, 32, 61-81.
3. Castillo, A. B., Carmona, C. D. G., & Ortega, J. P. (2017). Relación entre la entropía aproximada y la pérdida de velocidad media propulsiva durante el ejercicio de media sentadilla. *Kronos: revista universitaria de la actividad física y el deporte*, 16(2), 2.
4. Chen, W., Wang, Z., Xie, H., & Yu, W. (2007). Characterization of surface EMG signal based on fuzzy entropy. *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 15(2), 266-272.
5. Chen, W., Zhuang, J., Yu, W., & Wang, Z. (2009). Measuring complexity using fuzzy entropy, apen, and sampen. *Medical engineering & physics*, 31(1), 61-68.
6. Davids, K., Glazier, P., Araujo, D., & Bartlett, R. (2003). Movement systems as dynamical systems. *Sports medicine*, 33(4), 245-260.
7. Davids, K., Williams, A.M., Button, C and Court, M (2001). An integrative modeling approach to the study of intentional movement behavior. In: Singer, Robert N., Hausenblas, Heather Ann and Janelle, Christopher, (eds.) *Handbook of Sport Psychology*, 2nd edition. John Wiley & Sons, NY, 144-173
8. Delignières, D., & Torre, K. (2009). Fractal dynamics of human gait: a reassessment of the 1996 data of Hausdorff et al. *Journal of Applied Physiology*, 106(4), 1272-1279.
9. Dhawale, A. K., Smith, M. A., & Ölveczky, B. P. (2017). The role of variability in motor learning. *Annual review of neuroscience*, 40, 479-498.
10. Fernández-Valdés, B., Sampaio, J., Exel, J., González, J., Tous-Fajardo, J., Jones, B., & Moras, G. (2020). The influence of functional flywheel resistance training on movement variability and movement velocity in elite rugby players. *Frontiers in Psychology*, 11, 1205.
11. Fiogbé, E., Vassimon-Barroso, V., Catai, A. M., de Melo, R. C., Quitério, R. J., Porta, A., & Takahashi, A. C. M. (2018). Complexity of Knee Extensor Torque: Effect of Aging and Contraction Intensity. *Journal of strength and conditioning research*.
12. Goldberger, A. L., Amaral, L. A., Hausdorff, J. M., Ivanov, P. C., Peng, C. K., & Stanley, H. E. (2002). Fractal dynamics in physiology: alterations with disease and aging. *Proceedings of the national academy of sciences*, 99(suppl 1), 2466-2472.
13. Harbourne, R. T., & Stergiou, N. (2009). Movement variability and the use of nonlinear tools: principles to guide physical therapist practice. *Physical therapy*, 89(3), 267-282.
14. Jones, K. E., Hamilton, A. F. D. C., & Wolpert, D. M. (2002). Sources of signal-dependent noise during isometric force production. *Journal of neurophysiology*, 88(3), 1533-1544.
15. Kugler, P. N., & Turvey, M. T. (2015). Information, natural law, and the self-assembly of rhythmic movement. *Routledge*.
16. Moras, G., Fernández-Valdés, B., Vázquez-Guerrero, J., Tous-Fajardo, J., Exel, J., & Sampaio, J. (2018). Entropy measures detect increased movement variability in resistance training when elite rugby players use the ball. *Journal of science and medicine in sport*, 21(12), 1286-1292.

17. Moras, G., Vázquez-Guerrero, J., Fernández-Valdés, B., Rosas-Casals, M., Weakley, J., Jones, B., & Sampaio, J. (2019). Structure of force variability during squats performed with an inertial flywheel device under stable versus unstable surfaces. *Human movement science, 66*, 497-503.
18. Murillo, D. B., Solana, R. S., Vera-García, F. J., Fuertes, N. G., & Moreno, F. J. (2012). Effect of increasing difficulty in standing balance tasks with visual feedback on postural sway and EMG: complexity and performance. *Human movement science, 31*(5), 1224-1237.
19. Newell, K. M., & Corcos, D. M. (1993). *Variability and motor control* (pp. 1-12). Champaign, IL: Human Kinetics Publishers.
20. Perez, M. A., & Nussbaum, M. A. (2006). Posture and motion variability in non-repetitive manual materials handling tasks. *Human movement science, 25*(3), 409-421.
21. Pérez, R. M., Solana, R. S., Murillo, D. B., & Hernández, F. J. M. (2014). Visual availability, balance performance and movement complexity in dancers. *Gait & posture, 40*(4), 556-560.
22. Pethick, J., Whiteaway, K., Winter, S. L., & Burnley, M. (2019). Prolonged depression of knee-extensor torque complexity following eccentric exercise. *Experimental physiology, 104*(1), 100-111.
23. Pethick, J., Winter, S. L., & Burnley, M. (2019). Fatigue reduces the complexity of knee extensor torque during fatiguing sustained isometric contractions. *European journal of sport science, 19*(10), 1349-1358.
24. Preatoni, E., Ferrario, M., Donà, G., Hamill, J., & Rodano, R. (2010). Motor variability in sports: a non-linear analysis of race walking. *Journal of sports sciences, 28*(12), 1327-1336.
25. Richman, J. S., & 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.
26. Ridgel, A. L., Abdar, H. M., Alberts, J. L., Discenzo, F. M., & Loparo, K. A. (2012). Variability in cadence during forced cycling predicts motor improvement in individuals with Parkinson's disease. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 21*(3), 481-489.
27. Riley, M. A., Balasubramaniam, R., & Turvey, M. T. (1999). Recurrence quantification analysis of postural fluctuations. *Gait & posture, 9*(1), 65-78.
28. Robins, R., Wheat, J., Irwin, G., & Bartlett, R. M. (2006). The effect of shooting distance on movement variability in basketball. *Journal of Human Movement Studies, 50*(4), 217-238.
29. Scholz, J. P., Schöner, G., & Latash, M. L. (2000). Identifying the control structure of multijoint coordination during pistol shooting. *Experimental brain research, 135*(3), 382-404.
30. Sethi, A., Patterson, T., McGuirk, T., Patten, C., Richards, L. G., & Stergiou, N. (2013). Temporal structure of variability decreases in upper extremity movements post stroke. *Clinical Biomechanics, 28*(2), 134-139.
31. Skurvydas, A., Masiulis, N., Gudas, R., Dargevičiūtė, G., Parulytė, D., Trumpickas, V., & Kalesinskas, J. R. (2011). Extension and flexion torque variability in ACL deficiency. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 19*(8), 1307-1313.
32. Slater, L. V., & Hart, J. M. (2017). Muscle activation patterns during different squat techniques. *Journal of strength and conditioning research, 31*(3), 667-676.

33. Taylor, A. M., Christou, E. A., & Enoka, R. M. (2003). Multiple features of motor-unit activity influence force fluctuations during isometric contractions. *Journal of neurophysiology*, *90*(2), 1350-1361.
34. Van Emmerik, R. E., & Van Wegen, E. E. (2002). On the functional aspects of variability in postural control. *Exercise and sport sciences reviews*, *30*(4), 177-183.

