

# **CONTROL DE LA CARGA DE ENTRENAMIENTO EN JUGADORES DE BALONCESTO MEDIANTE EL ANÁLISIS DE LA VARIABILIDAD DE LA FUERZA.**

**Titulación: Máster en Rendimiento Deportivo y Salud.**

**UNIVERSIDAD MIGUEL HERNÁNDEZ DE ELCHE.**

**Curso académico: 2022-2023**

**Autor:** José Carlos Bueno Martín.

**Tutor académico:** Francisco Javier Moreno Hernández.



# INTRODUCCIÓN

En el mundo del baloncesto, igual que en el mundo del deporte, el concepto de fatiga es una clave a tener en cuenta, sobre todo, en el alto rendimiento.

Podríamos llamar a la fatiga, como un proceso multifactorial que resulta en una disminución o falta de producción de fuerza por parte de un músculo o grupo muscular (Gandevia, 2001; Enoka y Duchateau, 2008; Carroll et al., 2017).

La fatiga en el mundo deportivo es muy importante por diferentes razones como pueden ser: la causa de lesiones, la mejora de objetivos físicos, la concentración en el juego... además de que la fatiga o cansancio muscular genera una reducción de la función contráctil y la activación muscular (Enoka y Duchateau, 2016), dando pie a ese factor peligroso en las lesiones deportivas.

Hoy en día existen diversos procedimientos para la estimación de la fatiga como pueden ser: test de repeticiones hasta el fallo, dinamómetros, EMG y determinar los niveles de lactato, entre otros. Las medidas más comunes son la de la contracción voluntaria máxima (MVC) o la de producción de energía, pero ninguna de estas nos da la información sobre la intensidad de la fatiga.

Entre una de las propuestas como método utilizado para examinar el nivel de fatiga en organismos humanos es el de la variabilidad de la fuerza ya utilizado en diferentes estudios (Slifkin y Newell, 2000; Contessa et al., 2009; Cortes et al., 2014).

La variabilidad motriz se describe como el “ruido” causado por la función neuromuscular estocástica (relacionado a esa aleatoriedad presente en las neuronas y su forma de actuar) que debe minimizarse para llevar a cabo la tarea con desempeño (Churchland et al., 2006; Harris y Wolpert, 1998; Osborne et al., 2005; Schmidt et al., 1979; Shmuelof et al., 2012).

Esas fluctuaciones o variaciones se producen en la conducta motriz de la ejecución de cada una de las acciones motoras y que se realizan de manera repetitiva (Stergiou, 2004).

Se ha observado que existe variabilidad motriz incluso estando de pie (Duarte y Zatsiorsky, 2001), ya que como bien sabemos la variabilidad es un estado permanente en el ser humano, ya que estamos continuamente variando, como ocurre en cualquier elemento natural. La implicación de fuerza muscular implica diversos elementos que interactúan entre sí (neuronas, miofibrillas, unidades tendinosas...) (Badillo, 2022) que varían a lo largo de diferentes escalas del tiempo, por lo tanto, podemos suponer que estas variaciones representan como los diferentes componentes que se autoorganizan para adaptarse al entorno y a la tarea que se realiza (García-Aguilar, 2022). La fatiga se puede considerar como un determinante que afecta la forma en que estos elementos interactúan, pudiendo así modificar la respuesta del sistema neuromuscular durante la tarea.

A partir de aquí y viendo la importancia de la variabilidad motriz o de esas fluctuaciones que aparecen en todas nuestras acciones del día a día, puede ser interesante utilizarla como una herramienta para ver o conocer el estado de nuestro deportista y de la fatiga inducida por los ejercicios.

La cuantificación de la carga de entrenamiento es una práctica común en el baloncesto, con el objetivo de conseguir que los jugadores consigan un estímulo de entrenamiento adecuado y reducir los efectos negativos (riesgo de lesión y sobrecarga no funcional) y sus posibilidades. (Ferioli et al., 2018).

Hablando del baloncesto, de forma más específica, podemos considerarlo un deporte donde los jugadores cambian de dirección constantemente y realizan muchos saltos e impactos. Es un deporte de equipo intermitente, caracterizado por cambios de acciones cada 2-3 segundos, por lo tanto, las habilidades neuromusculares (la potencia, la fuerza y la velocidad) se ven fuertemente gravadas durante los partidos de baloncesto (Ferioli et al., 2018), sobre todo en el tren inferior que hoy en día es lo que más importancia se le da en el ámbito de la preparación física y prevención de lesiones.

Dado a esa importancia del control de la carga de entrenamiento y de la fatiga en el tren inferior mayoritariamente, puede ser un problema no saber o no tener una herramienta que realmente nos indique la intensidad de fatiga que tienen los jugadores.

Hasta hoy en día se han utilizado muchas herramientas para evaluar esa variabilidad o fluctuaciones de los movimientos, pero como hemos dicho anteriormente, estas no consideran la variabilidad como cambios de movimiento en el tiempo (Stergiou y Decker, 2011). A partir, de todo esto han surgido las herramientas no-lineales (NLTs), que parecen aportar información adicional sobre la dinámica de la variabilidad y varios trabajos han analizado la variabilidad desde esta perspectiva (Adjerid et al., 2004; Borg y Laxaback, 2010; Buzzi et al., 2003; Duarte y Sternad, 2008; Stergiou et al., 2004). Las NLT son métodos matemáticos con el objetivo de capturar las variaciones en cómo surge un comportamiento de conducción a lo largo del tiempo. Cuando se hace uso de las NLT se pretende encontrar esas características que buscamos en las fluctuaciones del movimiento (Bandt y Pompe, 2002; Duarte y Sternad, 2008; Kodba et al., 2005; Sano y Sawada, 1985; Zbilut y Webber, 2006).

La organización temporal de las fluctuaciones se cuantifica por el grado en que los valores emergen de manera estructurada en un rango de escalas de tiempo y su complejidad subyacente (Harboume y Stergiou, 2009).

Algunos autores han definido esa complejidad como las variaciones temporales caóticas en un sistema biológico (Yentes et al., 2013) y que a través de las NLT se podría estudiar su estructura. En anteriores estudios, se ha visto y relacionado la pérdida o disminución de complejidad con la disminución de la capacidad adaptativa del organismo. Por lo tanto, si entendemos la fatiga como un estado en el que el organismo se encuentra en una situación no óptima, podemos esperar una pérdida de la complejidad en el caso de la producción de la fuerza.

Una de las NLT más utilizadas es la medida de entropía, que estiman la predictibilidad de una señal, es decir, la probabilidad de que un patrón de secuencia de datos se repita en una serie de tiempo (Pincus, 1991; Richman y Moorman, 2000; Costa et al., 2005), junto al Determinismo (%DET), utilizado para estudiar la predictibilidad de una serie temporal (Bauer et al., 2017) o el Exponente de Lyapunov (LyE) que nos indica en qué medida la serie de datos representa un patrón similar a lo largo del tiempo (Wolf et al., 1985).

En el presente estudio, junto a la entropía, aplicaremos el DFA como una herramienta no-lineal. La presente herramienta ayuda a observar la autocorrelación a corto y largo plazo en los intervalos analizados (en este caso, sobre la aceleración total de los participantes), ya que puede proporcionar información valiosa sobre cómo se modula la actividad neuromuscular (Hausdorff, et al., 1995).

Diferentes estudios han aplicado las NLT para analizar fluctuaciones en la producción de fuerza (Slifkin, 1999; Newell, 2000; Forrest et al., 2014).

Al parecer, en algunos casos, las NLT pueden proporcionarnos más información que las mediciones lineales (Cavanaugh et al., 2005).

La propuesta de este estudio es comprobar si a través del acelerómetro de un teléfono móvil es posible calcular la variabilidad motriz del sujeto y a partir de ésta, conocer la intensidad o el estado de fatiga de nuestro deportista tras una sesión de fuerza del tren inferior. Es decir, el objetivo del presente trabajo consiste en una valoración previa al entrenamiento de fuerza con la ayuda de una app del móvil que nos calcula la variabilidad motriz y volver a evaluar al jugador después de la sesión de entrenamiento y considerar esas diferencias de variabilidad motriz, si es que existen. Luego evaluar al sujeto dos veces más (24 y 48 horas después).

Además, vamos a realizar dos sesiones diferentes de fuerza, una dedicada a la fuerza hipertrofia, intentado buscar una gran fatiga y un RPE alto al finalizar todas las tareas, y otra sesión donde intentaremos realizar un trabajo de pliometría y potencia más específico al deporte del baloncesto. De esta manera, como una posible segunda hipótesis a tener cuenta es la de si podemos diferenciar el nivel de fatiga entre las dos sesiones y confirmar que los resultados de las mediciones del Post entrenamiento coinciden con los RPEs obtenidos a final de cada una de las sesiones.

Como herramienta NLT utilizaremos el método matemático de medidas de entropía y podremos comprobar el estado de fatiga del sujeto en cada situación evaluada.

# MÉTODO

## **PARTICIPANTES**

La muestra del estudio estuvo compuesta por 20 deportistas de Baloncesto incluyendo hombres y mujeres, pertenecientes al Elche Basket Club en la temporada 2022-23. Todos los participantes tenían una experiencia mínima de 4 años en el baloncesto, pero ningún jugador es considerado de alto rendimiento o élite. La media aproximada de experiencia en el entrenamiento de fuerza y peso libre es aproximadamente de 1 año. Ninguno de ellos informó del consumo de cualquier sustancia considerada dopante.

El principal criterio de exclusión para el estudio fue la de haber sufrido una lesión de las extremidades inferiores en los últimos 6 meses. Además, los sujetos que sufrieron alguna lesión durante el desarrollo del estudio fueron excluidos, o que no participaron durante las tres semanas de mediciones y entrenamientos.

## **PROCEDIMIENTO**

Contamos de cuatro mediciones durante 3 semanas a cada jugador para poder determinar el estado de fatiga de los jugadores a través de la variabilidad motriz. Las mediciones constan de la siguiente forma: se va a realizar una primera medición tras un calentamiento específico y activación del tren inferior, otra medición al final de la sesión de entrenamiento (trabajaremos diferentes metodologías y ejercicios específicos al deporte) del tren inferior, una más 24 horas después tras realizar el mismo calentamiento para evitar una variable contaminante y una última valoración 48 horas después tras realizar una vez más el previo calentamiento. Las mediciones constarán de un pequeño test de una media sentadilla isométrica de 30 segundos agarrando un peso correspondiente a cada uno de los jugadores. Antes de la realización del protocolo se contactó con el director deportivo del club exponiendo el objetivo del estudio para que la propuesta fuera aceptada y pudiéramos utilizar las instalaciones del Pabellón Toscar para realizar todas las valoraciones y entrenamientos. Todos los participantes fueron voluntarios para el estudio. Previamente a ser evaluados, tanto los participantes como los miembros del club fueron informados verbalmente de los posibles riesgos y procedimientos del presente estudio. Finalmente, todos se comprometieron voluntariamente a participar.

El estudio fue llevado a cabo fuera de la temporada de los jugadores, de esa forma no se ha debido tener en cuenta de manera tan estricta esa periodización del entrenamiento y los jugadores no tienen mucha fatiga previa a las valoraciones, a excepción de los entrenamientos que hayan realizado algún día anterior.

Los participantes fueron citados en función de su disponibilidad al Pabellón del Toscar.

Antes del inicio del protocolo se les explicó a todos los participantes detalladamente de qué consistía el estudio y con qué objetivo queríamos conseguir los resultados. Todos los participantes antes de empezar las mediciones se comprometieron a haber seguido su vida diaria como siempre (nutrición y rutina deportiva).

Días anteriores a iniciar las mediciones se hizo alguna prueba con alguno de los participantes para comprobar la funcionalidad de la aplicación que íbamos a utilizar (Physics

Toolbox Sensor Suite), comprobar si el peso que deben coger durante la medición es adecuado para los sujetos y ver si la valoración es demasiado exigente para el participante. El peso que cogerá cada uno de los jugadores es del 10% a su peso corporal (el cual se medirá ese mismo día). La altura a la cual deben de realizar la media sentadilla dependerá de cada uno de ellos, ya que hay diferentes factores como la movilidad articular, la capacidad de generar fuerza, estrés metabólico o exigencia del ejercicio para cada uno es diferente. Siempre se les medirá en la misma altura que se hizo la primera valoración para así evitar contemplar variables contaminantes en el estudio. Para ello utilizaremos la ayuda de bancos, cámaras y discos. Los jugadores que tengan muy mala movilidad articular, les ayudaremos elevando los talones con zancos para conseguir que la sentadilla sea un poco más profunda o adecuada para las mediciones y valorar esa variabilidad motriz, ya que para eso debe de ser algo exigente para el participante.

Antes de cada medición los jugadores realizarán un calentamiento específico que trata de una parte de ejercicio aeróbico (bicicleta o elíptica en este caso), movilidad articular, estiramientos dinámicos (ya que parece ser menos perjudicial para el posterior rendimiento muscular que el estiramiento estático (Opplert y Babaut, 2018)) y trabajo isométrico para optimizar la mejora de las capacidades de fuerza muscular (Opplert y Babaut, 2019). El calentamiento consistirá de tres partes como hemos mencionado anteriormente:

1. Trabajo aeróbico de 5' en bicicleta o elíptica.
2. Trabajo de movilidad: En los ejercicios unilaterales realizaremos 5 repeticiones con cada pierna y en los bilaterales 10 repeticiones. Los ejercicios son los siguientes:
  - a. Dynamic brettzel.
  - b. Triangle.
  - c. Downward dog.
  - d. Cat-camel.
  - e. Hip.
3. Estiramientos dinámicos: Las mismas repeticiones que en la movilidad:
  - a. Knee hugs + cuádriceps.
  - b. Ballerina.
  - c. Adductors stretch.
4. Isométricos:
  - a. Leg lowering (10 segundos cada pierna).
  - b. Death lift con mancuernas (10 segundos) x2.

Una vez se finalizaba el calentamiento, nos disponíamos a realizar las mediciones, donde fueron realizadas para todos los sujetos en las mismas condiciones ambientales. La medición la realizamos de la siguiente manera.

Tras poner en marcha la app del teléfono móvil le colocábamos al participante un cinturón con un espacio donde colocaremos el dispositivo móvil en modo avión a la altura del sacro del sujeto. El modo avión es para evitar que durante la medición el dispositivo deje de funcionar tras la llegada de alguna notificación, eso puede contaminar nuestras mediciones y resultados. Una vez que el teléfono estaba bien sujeto, el participante se colocaba en la posición correcta y a partir de ahí le dábamos a inicio, y el participante seguía en esa

posición hasta que le avisábamos de que podía dejarla. Le avisábamos pasado los 30'' segundos para así asegurarnos de que teníamos 30 segundos exactos para analizar posteriormente.

Una vez se realizaba la medición, se guardaban los datos para más tarde poder exportarlo a un documento Excel en formato texto. El primer día tras la medición realizamos una sesión de fuerza hipertrofia, donde los resultados finales que nos dieron los participantes era de un RPE bastante elevado (+\_9).

(Tabla 1. Sesión de entrenamiento 1: Fuerza hipertrofia).

Tras finalizar la sesión de entrenamiento, a cada uno de los sujetos les realizamos la misma medición que al inicio. Siempre a la altura de la sentadilla correspondiente a cada uno de los sujetos y exactamente igual que la anterior vez, para tener la mayor homogeneidad posible en las mediciones.

Volvíamos a realizar una medición más pasadas 24 horas después aproximadamente y una última pasadas 48 horas y así tener el contraste y ver las diferencias pasadas las horas y ver en qué momentos afecta más la fatiga, además de ver a la velocidad a la que pueden recuperarse tras las sesiones los participantes.

Dos semanas después realizamos la segunda sesión, donde cabíamos el objetivo de la sesión y buscábamos un trabajo de potencia y pliometría, además de gestos más específicos en el baloncesto, donde los resultados de RPE finales de los participantes fueron menores que en la sesión anterior (+\_7).

(Tabla 2. Sesión de entrenamiento 2: Pliometría y potencia).

EJERCICIO	SERIES	REPETICIONES	DESCANSOS	INTENSIDAD	OBSERVACIONES
SERIES DE APROXIMACIÓN DE SENTADILLA ZERCHER	2	10	2'		Aprovechando para enseñar la técnica adecuada para los sujetos menos entrenados en el ámbito de fuerza.
SENTADILLA ZERCHER	4	10	3'	RPE 9	
PESO MUERTO CONVENCIONAL CON BARRA	4	8	3'	RPE 9	
SENTADILLAS BÚLGARAS	3	10+10	2'30"	RPE 9	
HIP TRUSTH UNILATERAL	3	10+10	2'30"	RPE 8	
BISERIE DE: FULL SQUAT CON MANCUERNA + SENTADILLA SUMO	4	8+8	2'30"	RPE 8	

Tabla 1. (Sesión de entrenamiento 1: Fuerza hipertrofia).

**Nota.** Un participante por falta de técnica y para evitar lesiones en el peso muerto, realizó sentadillas con mancuernas con una intensidad de rpe 9 también. Los participantes más entrenados, ajustaron mejor las cargas para realizar los ejercicios a las intensidades indicadas. Antes de iniciar la sesión, explicamos a los participantes el "La escala de Borg" para así entender la intensidad del RPE.

EJERCICIO	SERIES	REPETICIONES	DESCANSOS	INTENSIDAD	OBSERVACIONES
PREPARACIÓN AL EJERCICIO					
SENTADILLA ISOMÉTRICA EN PARED	1	30''			
DROP JUMPS	2	8	1'	RPE 7	
PARTE PRINCIPAL					
CONTRASTE FRANCÉS: 1. ISO SPLIT PUSH MÁXIMO 2. SPLIT JUMPS 3. SPLIT JUMPS CON MANCUERNAS 4. SPLIT JUMPS ASISTIDOS	4	1. 2X(5''+5'') 2. 6+6 3. 6+6 4. 6+6	3'	RPE 10	SE REALIZAN LOS 4 EJERCICIOS SEGUIDOS CON APENAS DESCANSO ENTRE ELLOS Y EN EL ORDEN INDICADO.
JERKS CON MANCUERNA UNILATERAL	3	8+8	2'	RPE 8	
SENTADILLA CON MANCUERNA EN BANCO + SALTO	3	6	2'	RPE 10	LA PARTE EXCÉNTRICA DEL MOVIMIENTO MUY LENTA Y REACCIÓN AL TOCAR EL BANCO.

Tabla 2. Sesión de entrenamiento 2: Pliometría y potencia.

## **ANÁLISIS DE DATOS**

### **VARIABLES DEPENDIENTES**

1. MEANS (Media).
2. SD (Desviación Estándar).
3. SAMPEN (Entropía de Muestra).
4. DFAC (Análisis de fluctuación destendida a corto plazo).
5. DFAL (Análisis de fluctuación destendida a largo plazo).

### **VARIABLES INDEPENDIENTES**

1. Sesión: Con 2 niveles (Sesión 1: Orientación hipertrofia y Sesión 2: Orientación potencia y pliometría).
2. Medidas: Con 4 niveles (Pre: antes del entrenamiento; Post: tras el entrenamiento; 24h: 24 horas después del entrenamiento y 48h: 48 horas después del entrenamiento).

Este estudio investiga las diferencias en varias medidas (MEANS, SD, SAMPEN, DFAC, DFAL) a lo largo de diferentes sesiones y tiempos. Se utilizó un diseño intra-sujetos con dos factores: SESIÓN (con 2 niveles) y MEDIDAS (con 4 niveles).

Se creó un documento Excel con todos los datos obtenidos de cada uno de los participantes y de cada una de las variables (Means, SD, SampEn, DFA corto y DFA largo), se exportó a la aplicación de análisis estadístico SPSS y se realizó un ANOVA de medidas repetidas de dos factores. Se verificaron las suposiciones de normalidad y esfericidad, aplicando la corrección de Greenhouse-Geisser cuando la esfericidad fue violada. Para las comparaciones por pares, se empleó el ajuste de Bonferroni para controlar el error tipo I. Este enfoque permitió evaluar las diferencias significativas entre las condiciones y a lo largo del tiempo, asegurando la robustez de los resultados.

## **RESULTADOS**

A continuación, se va a presentar una tabla con los datos descriptivos de cada una de las variables con la indicación de significación obtenidos tras el ANOVA (Tabla 3. Resultados ANOVA).

Tabla 3

Resultados ANOVA

SESION E	MEDIDAS	ACC. TOTAL	SD	ENTROPÍA	DFA CORTO	DFA LARGO
S1	PRE	0,996±0,001 <sup>*,3,4</sup>	0,022±0,008 <sup>2</sup>	0,906±0,118 <sup>*,3,4</sup>	1,449±1,337 <sup>3</sup>	0,396±0,844
	POST	0,997±0,002 <sup>*,3,4</sup>	0,036±0,018 <sup>*</sup>	0,962±0,151 <sup>*</sup>	1,382±0,162 <sup>*</sup>	0,388±0,737
	24H	1±0,001	0,024±0,011	1,071±0,162	1,345±0,148 <sup>*</sup>	0,363±0,544
	48H	1±0,002	0,022±0,011	1,053±0,146 <sup>*</sup>	1,377±0,123 <sup>*</sup>	0,372±0,744
S2	PRE	0,999±0,001	0,217±0,007 <sup>2</sup>	1,033±0,175	1,408±1,123 <sup>2</sup>	0,368±0,492
	POST	1±0,002	0,027±0,011 <sup>3,4</sup>	1,072±0,167 <sup>4</sup>	1,268±0,163 <sup>3,4</sup>	0,406±0,83 <sup>3</sup>
	24H	0,999±0,001	0,216±0,008	1,068±0,206 <sup>4</sup>	1,408±0,145	0,36±0,769
	48H	0,999±0,001	0,021±0,007	0,96±0,132	1,437±0,131	0,376±0,668

Nota. \* Estadísticamente significativo entre la Sesión 1 y la Sesión 2.

<sup>1,2,3,4</sup> Estadísticamente significativo entre las medidas de la misma sesión.

Tras la tabla de resultados se observa que las diferencias entre las sesiones fueron estadísticamente significativas para las medias de aceleración total en el caso del Pre y del Post.

En el caso de la desviación típica, tan solo vemos diferencias significativas entre sesiones en la medida del Post.

En cambio, con la variable de la entropía, el Pre, Post y 48h son significativos.

Para acabar la comparación por parejas entre las dos sesiones, se observa como en tan solo el DFA corto mantiene diferencias significativas en las medidas del Post, 24h y 48h.

Llegando en la comparación por pares entre las medidas, se observa que, en la media de la aceleración total, hay diferencias significativas tan solo entre el Pre con 24h y 48h y el Post con 24h y 48h, en tan solo en el caso de la S1.

En la desviación típica, se manifiesta diferencias significativas en el caso de las dos sesiones. En la S1, se observan esas diferencias entre el Pre y el Post y en la S2, se aprecian más diferencias significativas entre el Pre y el Post, y entre el Post y 24h y 48h.

En el caso de la entropía, se aprecian diferencias entre las medidas del Pre y de 24h y 48h en la S1 y en la S2 se manifiesta significación entre el post y 48h y 24h con 48h.

A continuación, se ve como entre las medidas del Pre y 24h de la S1 en el caso del DFA corto, hay diferencias significativas, así como en la S2, se manifiestan diferencias entre el Pre y el Post y el Post entre 24h y 48h.

Para finalizar con el análisis de la tabla de resultados, se observa como en la variable del DFA largo, tan solos hay diferencias significativas entre el Post y 24h de la S2.

Figura 1

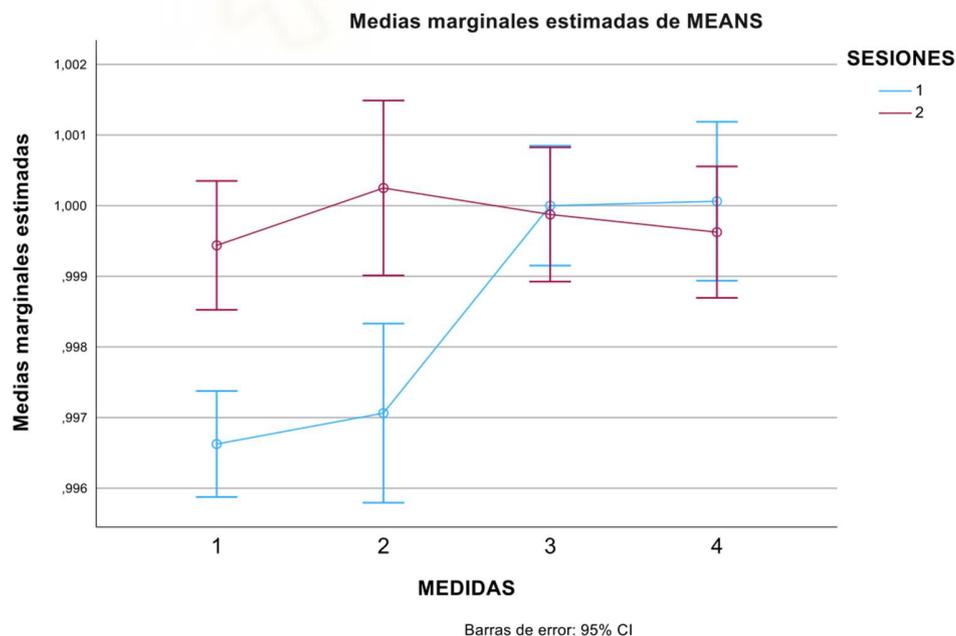


Figura 1. Aceleración media.

Figura 2

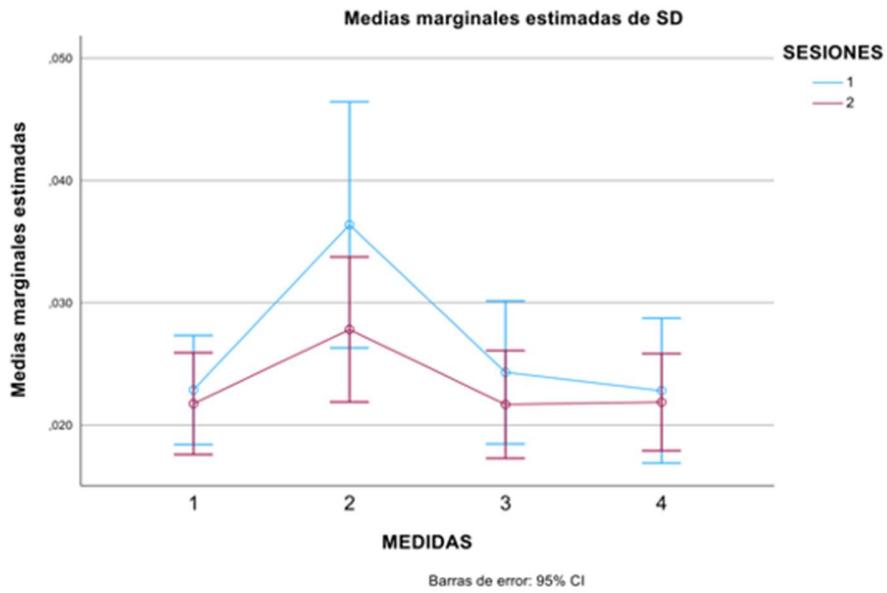


Figura 2. Desviación típica.

Figura 3

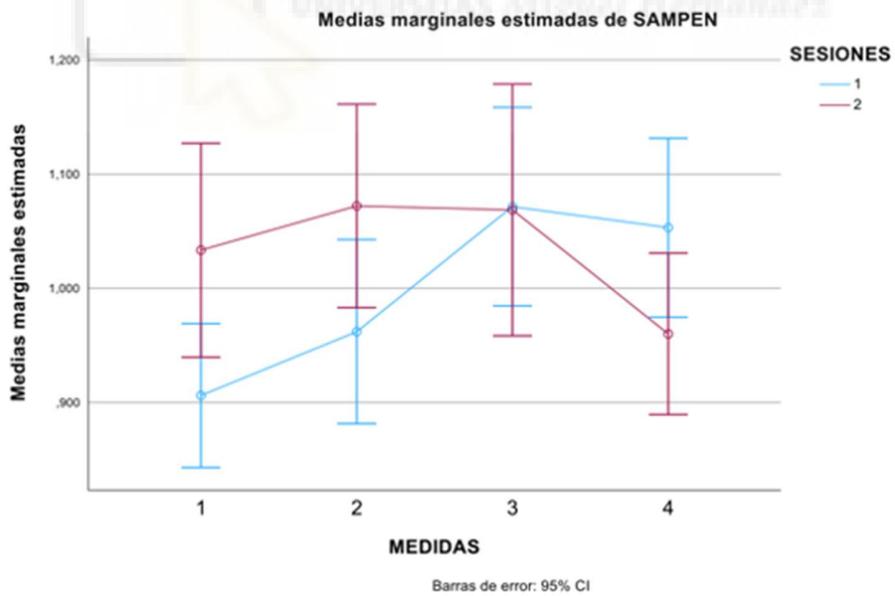


Figura 3. Entropía.

Figura 4

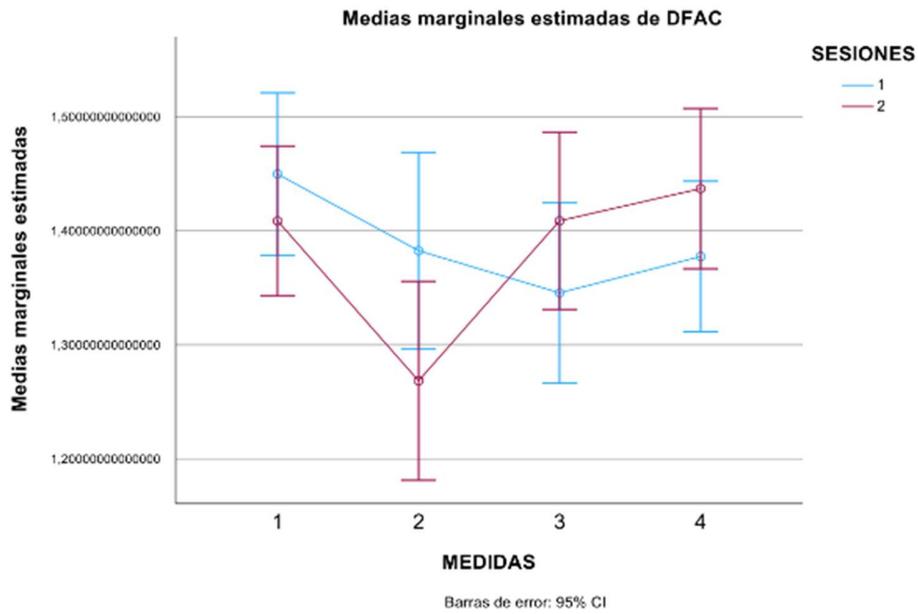


Figura 4. DFA corto plazo.

Figura 5

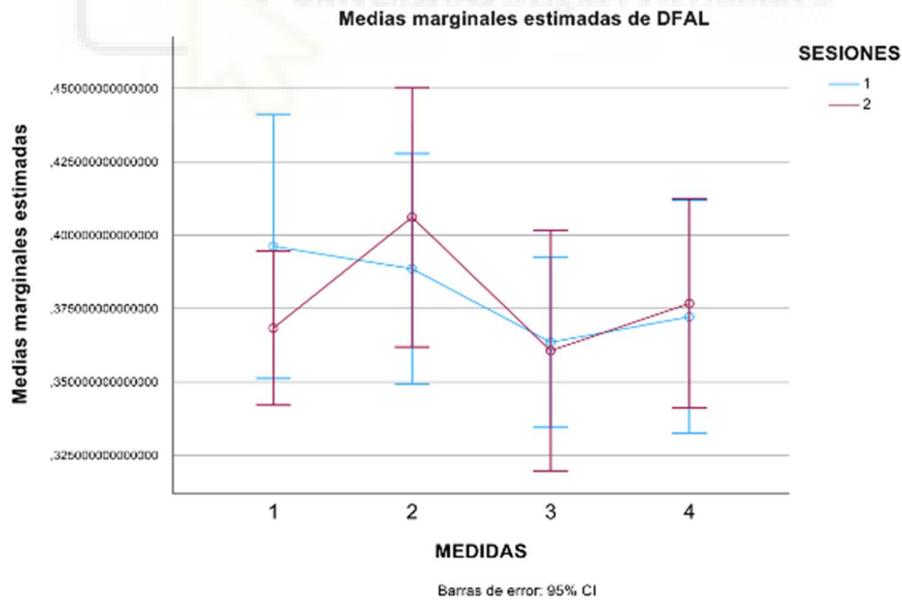


Figura 5. DFA largo plazo

- Aceleración media: En el caso de la sesión 1 se observa una subida en la media de la aceleración total de todos los sujetos entre el Pre y el Post, la cual en las medidas

tras pasadas 24h y 48h se mantiene un valor parecido. En la sesión 2, se capta una tendencia bastante lineal.

- SD: La desviación típica, parece demostrar unos resultados más coherentes y esperados, ya que en las dos sesiones hay un gran aumento de la aceleración de forma significativa del Pre al Post. Finalmente, a medida que pasa el tiempo y los participantes descansan, la SD va bajando. Parece ser que también coincide que la carga de la sesión percibida por los jugadores, al aumento incremental de la aceleración total tras la sesión de entrenamiento, donde en la S1, si comparamos el Post entre las dos sesiones es mayor (también el valor del RPE al final de la sesión fue mayor en la S1 que en la S2). En esta gráfica, donde se pueden ver las barras de error, se ve que aunque las dos medidas de Post en las dos sesiones son significativas, observamos que en la sesión 2, el resultado de significación es mayor, y eso se debe a que en la sesión 1, los resultados finales tras la medición, fueron muy diferentes entre ellos, dándonos así algunos valores muy altos y otros más bajos, compensándose así entre ellos, en cambio, en la S2, los resultados Pots de los participantes fueron mucho más parecidos entre ellos.
- SamPen (Entropía): En el caso de la entropía, se observa que en el caso de la sesión 1, los resultados van subiendo tras los días, dando así el resultado más alto en las 24h. En cambio, en la S1, sucede todo lo contrario, ya que los valores del Pre son mayores que en la S2 y además esos valores empiezan a bajar al llegar a la medida de 48h, después de mantenerse lineales desde el Pre hasta el 24h.
- DFA corto plazo: Los valores del DFA a corto plazo iniciales son muy parecidos, además parece que los resultados decaen en las dos sesiones, aunque en la S2 la bajada entre el Pre y el Post es mucho más notable y posteriormente mantiene una subida, en cambio, en la S1, los resultados tras el Pre bajan gradualmente hasta llegar al 48h que sube levemente.
- DFA largo plazo: Las diferencias entre las dos sesiones en el DFA largo se aprecian entre los valores del Pre y el Post, ya que en las medidas de 24h y 48h, los valores de las dos sesiones son similares. El pre de la S1 es mayor y baja gradualmente hasta coincidir con la S2 en la medición de 24h después. La S2, tiene una subida notable entre el Pre y el Post y luego una bajada hasta coincidir, como hemos dicho anteriormente, con los resultados de la S1.

## **DISCUSIÓN**

En el presente estudio se ha investigado el impacto de diferentes sesiones de entrenamiento de fuerza del tren inferior en la variabilidad motriz y el estado de fatiga de jugadores de baloncesto utilizando métodos no-lineales (NLTs) para analizar la dinámica de la variabilidad de la fuerza.

Los resultados del ANOVA han revelado efectos significativos de las sesiones y medidas, aportando así importancia a la monitorización precisa de la carga de entrenamiento para optimizar el rendimiento y prevenir lesiones en los deportistas.

Los resultados obtenidos demuestran que las sesiones de entrenamiento tienen un impacto significativo en todas las variables medidas, excepto en el DFA a largo plazo. Las diferencias observadas antes y después de las sesiones de entrenamiento, así como a las 24 y 48 horas posteriores, indican cambios considerables en la variabilidad motriz de los jugadores, sobre todo podemos observarlo en la gráfica de la desviación típica. Este hallazgo es consistente con la literatura previa, que sugiere que la fatiga afecta la capacidad del sistema neuromuscular para mantener un rendimiento óptimo (Enoka y Duchateau, 2008; Carroll et al., 2017).

El uso de NLTs, como la medida de entropía, ha permitido capturar la complejidad y la estructura temporal de las fluctuaciones en la producción de fuerza, proporcionando una visión más detallada de cómo la fatiga afecta al rendimiento neuromuscular.

Al finalizar el análisis de datos, se observa como en muchas de las medidas hay diferencias significativas ya sea entre las sesiones o entre las medidas, pero si se analizan los gráficos, se puede comprobar y confirmar esas diferencias significativas y verlo de forma más visual y representativa.

A partir de aquí, se realiza una exhaustiva revisión de las gráficas: Para empezar, en el caso de las medias de aceleración total, observamos unos resultados bastante no esperados, ya que en el caso de la sesión 1, los resultados tras 24h son bastante mayores que en el Post entrenamiento. Aun así, los datos de las medias tienen todos resultados muy similares cerca del 1, ya que al realizar las medidas se realizaron calculando la gravedad, dando así todos los resultados parecidos.

Para la gráfica de la desviación típica (SD), la otra medida lineal utilizada, vemos como los resultados y la gráfica son bastante coherentes y además tienen relación con el RPE final obtenido en cada una de las sesiones por cada uno de los jugadores. Un resultado donde el Pre de las dos sesiones es parecido y donde el Post aumenta exponencialmente, ya que es justo al finalizar una sesión de entrenamiento de fuerza del tren inferior y hay un aumento en la fatiga neuromuscular importante en los jugadores. Además, se manifiesta esa diferencia de carga en las dos sesiones, donde en la S1 el RPE final fue mucho mayor que en la S2, donde se puede corroborar con esta gráfica. Las medidas tras 24 y 48 horas posteriores también son similares, tras una bajada drástica pasado un día de descanso.

Como se ha dicho anteriormente, con las gráficas de error se puede justificar, que en la sesión 1, los datos y resultados en el caso del Pre son muchos más variantes, es decir, hay resultados de aceleración muy altos y otros muy bajos, compensándose así entre ellos. Además, se puede apreciar una pequeña diferencia en los resultados en la medida de 24h, donde se comprueba que la fatiga después de la S1 es mayor y se necesita más tiempo de recuperación para llegar a un estado habitual.

En el caso de las NLTs, los resultados en las gráficas no responden a la hipótesis marcada previamente, ya que los resultados marcan una línea poco justificable. A partir de aquí, es preferible seguir analizando los datos a través de los resultados del SD, donde al parecer nos aportan más respuestas o justifican adecuadamente la hipótesis buscada al inicio del estudio.

Para finalizar, parece ser que el estudio ha demostrado la viabilidad de utilizar un acelerómetro de teléfono móvil para medir la variabilidad motriz de los deportistas, lo que puede proporcionar una herramienta accesible y práctica para entrenadores y profesionales del deporte. Aun así, se debe revisar el proceso del estudio y comprobar los resultados de nuestras variables no-lineales y encontrar una explicación a los resultados finalmente obtenidos, para así en un posterior futuro, corroborar la utilización de estos dispositivos en el ámbito deportivo profesional.

## CONCLUSIONES

Este estudio ha proporcionado evidencia sólida de que las sesiones de entrenamiento en jugadores de baloncesto tienen un impacto significativo en diversas medidas de rendimiento y recuperación, pero aun así se debe revisar el proceso y ver que errores han llevado a cabo esos resultados finalmente obtenidos en las NLTs.

La implementación de tecnologías accesibles, como los acelerómetros de teléfonos móviles, puede facilitar la monitorización continua y precisa de los atletas, contribuyendo a mejorar su rendimiento y bienestar a largo plazo.

## REFERENCIAS

Aquí están las citas ordenadas alfabéticamente según el primer apellido de los autores en formato APA 7:

1. Adjerid, K., Sun, Y., & Roysam, B. (2004). Estimating fractal dimension by 'pencil-counting': A revision and validation of image analysis algorithms. *Cytometry Part A*, 60A(1), 31–45.
2. Bandt, C., & Pompe, B. (2002). Permutation entropy: A natural complexity measure for time series. *Physical Review Letters*, 88(17), 174102.
3. Bauer, H., Müller, A., Ruf, C., & Marcar, V. L. (2017). High predictability of the dynamics of human gait across different walking speeds leads to a simple inverse dynamics model. *Journal of Biomechanics*, 64, 120–126.
4. Borg, F., & Laxaback, G. (2010). Entropy of balance - some recent results. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 7, 38.
5. Buzzi, U. H., Stergiou, N., Kurz, M. J., Hageman, P. A., & Heidel, J. (2003). Nonlinear dynamics indicates aging affects variability during gait. *Clinical Biomechanics*, 18(5), 435–443.

6. Carroll, T. J., Taylor, J. L., & Gandevia, S. C. (2017). Recovery of central and peripheral neuromuscular fatigue after exercise. *The Journal of Applied Physiology*, 122(5), 1068–1076.
7. Churchland, M. M., Afshar, A., & Shenoy, K. V. (2006). A central source of movement variability. *Neuron*, 52(6), 1085–1096.
8. Contessa, P., Adam, A., & De Luca, C. J. (2009). Motor unit control and force fluctuation during fatigue. *Journal of Applied Physiology*, 107(1), 235–243.
9. Cortes, N., Grespan Santos, T., Souza, L., & Pozzo, R. (2014). Motor learning of locomotion in aging. *Neuroscience*, 270, 57–70.
10. Costa, M., Goldberger, A. L., & Peng, C. K. (2005). Multiscale entropy analysis of complex physiologic time series. *Physical Review Letters*, 89(6), 068102.
11. Duarte, M., & Sternad, D. (2008). Complexity of human postural control in young and older adults during prolonged standing. *Experimental Brain Research*, 191(3), 265–276.
12. Enoka, R. M., & Duchateau, J. (2008). Translating fatigue to human performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 40(4), 675–683.
13. Enoka, R. M., & Duchateau, J. (2016). Translating fatigue to human performance. *Med Sci Sports Exerc*, 48(11), 2228–2238.
14. Ferioli, D., Rampinini, E., & Bosio, A. (2018). Neuromuscular responses to basketball-specific fatigue. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 13(5), 568–575.
15. Forrest, L. R., Allen, C., & Sumner, A. J. (2014). Nonlinear analysis of handgrip force time series. *Journal of Motor Behavior*, 46(2).
16. Gandevia, S. C. (2001). Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological Reviews*, 81(4), 1725–1789.
17. Hausdorff, J. M., Peng, C. K., Ladin, Z., Wei, J. Y., & Goldberger, A. L. (1995). Is walking a random walk? Evidence for long-range correlations in stride interval of human gait. *Journal of Applied Physiology*, 78(1), 349–358.
18. Harris, C. M., & Wolpert, D. M. (1998). Signal-dependent noise determines motor planning. *Nature*, 394(6695), 780–784.
19. Opplert, J., & Babault, N. (2018). Acute effects of dynamic stretching on muscle flexibility and performance: An analysis of the current literature. *Sports Medicine*, 48(2), 299–325.

20. Opplert, J., & Babault, N. (2019). Post-activation potentiation in sprinting: A review. *Sports Medicine*, 49(2), 431–446.
21. Osborne, L. C., Lisberger, S. G., & Bialek, W. (2005). A sensory source for motor variation. *Nature*, 437(7057), 412–416.
22. Schmidt, R. A., Zelaznik, H., Hawkins, B., Frank, J. S., & Quinn, J. T. (1979). Motor-output variability: A theory for the accuracy of rapid motor acts. *Psychological Review*, 86(5), 415–451.
23. Shmuelof, L., Krakauer, J. W., & Mazzoni, P. (2012). How is a motor skill learned? Change and invariance at the levels of task success and trajectory control. *Journal of Neurophysiology*, 108(2), 578–594.
24. Slifkin, A. B., & Newell, K. M. (2000). Noise, information transmission, and force variability. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 26(2), 310–328.
25. Slifkin, A. B. (1999). Newell, K. M. (2000). Variability and noise in continuous force production. *Journal of Motor Behavior*, 31(2), 131–142.
26. Stergiou, N. (2004). Innovative analyses of human movement. *Human Movement Science*, 23(3-4), 643–647.
27. Stergiou, N., Harbourne, R., & Cavanaugh, J. (2006). Optimal movement variability: A new theoretical perspective for neurologic physical therapy. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 30(3), 120–129.
28. Stergiou, N., & Decker, L. M. (2011). Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology: Is there a connection? *Human Movement Science*, 30(5), 869–888.
29. Wolf, A., Swift, J. B., Swinney, H. L., & Vastano, J. A. (1985). Determining Lyapunov exponents from a time series. *Physica D: Nonlinear Phenomena*, 16(3), 285–317.
30. Yentes, J. M., Hunt, N., Schmid, K. K., Kaipust, J. P., McGrath, D., & Stergiou, N. (2013). The appropriate use of approximate entropy and sample entropy with short data sets. *Annals of Biomedical Engineering*, 41(2), 349–365.