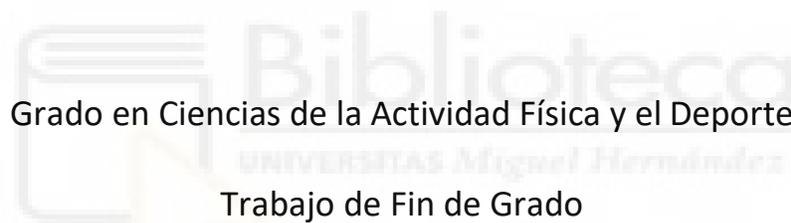




UNIVERSITAS
Miguel Hernández



Grado en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte

Trabajo de Fin de Grado

Curso Académico 2020/2021

Convocatoria de Junio

Título: Efecto de la fatiga y la variabilidad motora en la ejecución de la posición de equilibrio invertido de brazos

Alumno: Pablo Gómez Ramírez de Antón

Tutor Académico: Rafael Sabido Solana

Centro: Facultad de Ciencias Sociosanitarias (Elche)

1	INTRODUCCIÓN	1
2	MÉTODO.....	3
2.1	PARTICIPANTES.....	3
2.2	INSTRUMENTAL.....	3
2.3	PROCEDIMIENTO.....	4
3	DISEÑO, REGISTRO Y ANÁLISIS DE DATOS	4
4	LIMITACIONES	5
5	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	5



1 Introducción

La variabilidad en el desarrollo humano es caracterizada por cambios de movimiento en el tiempo, que reflejan la complejidad del sistema. Como describió Bernstein (1967), los múltiples grados de libertad que muestra nuestro cuerpo al moverse es fruto de la interacción entre articulaciones, músculos y sistema nervioso, que se combinan con fuerzas externas durante el movimiento para producir innumerables patrones, formas y estrategias. Esta gran cantidad de variables da lugar a múltiples variantes de rendimiento para cada movimiento, dependiendo de las limitaciones de cada individuo.

En rendimiento deportivo, la variabilidad motora a menudo se ha considerado como una característica no deseada, ya que suponía que alteraba el equilibrio de un sistema y disminuía el rendimiento (Slifkin y Newell, 1998). Sin embargo, es cada vez más evidente que la variabilidad motora juega un papel importante en los sistemas fisiológicos, siendo su presencia constructiva y funcional (Lipsitz y Goldberger, 1992). La Teoría Generalizada del Programa Motor considera que la variabilidad en un patrón de movimiento es el resultado de errores en la capacidad de predecir los parámetros necesarios para utilizar el programa motor adecuado. Pequeñas cantidades de variabilidad caracterizan un estado de comportamiento muy estable (Harbourne y Stergiou, 2009). Así, por ejemplo, los individuos que utilizan un alto grado de variabilidad en las estrategias cognitivas al comienzo del desarrollo de una tarea tienen un mayor aprendizaje y un eventual éxito en la consecución de la tarea. Esto permite que el sistema tenga un curso relativamente predecible, que puede adaptarse si se produce un cambio en el entorno (Harbourne y Stergiou, 2009).

Tradicionalmente la variabilidad se ha medido utilizando las conocidas medidas lineales. Estas medidas proporcionan información sobre la cantidad de una señal, pero no nos aportan información sobre la naturaleza evolutiva de la señal (Regina y Nicholas, 2009). Las herramientas lineales incluyen estadísticas de rango, desviación estándar (SD) y coeficiente de variación. Este tipo de medidas están limitadas para explicar algunos aspectos de la variabilidad del movimiento humano. El uso válido de herramientas lineales asume que las variaciones entre las repeticiones de una tarea son aleatorias e independientes del pasado o futuro, lo que se ha demostrado que es falso (Boker et al., 1998). Las herramientas lineales proporcionan información diferente de las no lineales en la forma de evaluar la variabilidad, es decir miden diferentes aspectos de la variabilidad. Las herramientas lineales no definen con precisión los constructos importantes en el movimiento, como la estabilidad, porque solo proporcionan conocimiento de la cantidad de variabilidad, pero no de la estructura de esa variabilidad (Regina y Nicholas, 2009). Sin embargo, las herramientas no lineales, nos brindan información adicional sobre la estructura de la variabilidad, que describen la evolución del movimiento a lo largo de tiempo (Regina y Nicholas, 2009).

Los enfoques de investigación que emplean las herramientas no lineales aportan información adicional sobre la dinámica de la variabilidad (Adjerid et al., 2014). El sistema nunca llega a un estado estable, y las fluctuaciones constantes caracterizan la variabilidad saludable que permite la adaptación al cambio (Harbourne y Stergiou, 2009). Las herramientas no lineales nos dan información adicional sobre la estructura de la variabilidad y permiten medir la complejidad de esta. Para ello, las herramientas no lineales describen una serie de medidas tomadas a intervalos específicos durante un tiempo ininterrumpido (Harbourne y Stergiou, 2009). El comportamiento complejo del sistema se puede describir a lo largo del tiempo con herramientas matemáticas no lineales que se utilizan para cuantificar algunos

aspectos de la estructura de la señal, como el orden, la previsibilidad, regularidad y complejidad. En un sistema sano se define como las fluctuaciones altamente variables en procesos fisiológicos que se asemejan al caos matemático (Stergiou et al., 2006), y que reflejan un mayor grado de adaptación. Este estado similar al caos matemático, se entiende como un comportamiento complejo y resulta en una mayor capacidad de adaptación, mientras que comportamientos muy predecibles o periódicos y comportamientos muy aleatorios y erráticos se consideran como estados con una menor adaptabilidad.. Las medidas no lineales nos permiten extraer información oculta en una serie de tiempo para evaluar la complejidad. Un ejemplo es la entropía aproximada (ApEn), es una medida que puede cuantificar la regularidad o predictibilidad de una serie de tiempo (Georgoulis et al., 2006). Incrementos de los valores de ApEn revelan una mayor irregularidad. En cambio, los valores más bajos revelan un mayor comportamiento regular o periódico. ApEn es útil para comprender la previsibilidad de un movimiento (Regina y Nicholas, 2009).

La producción de fuerza muscular ha sido analizada mediante herramientas no lineales por diferentes autores. Se ha observado que la complejidad refleja la adaptabilidad del sistema neuromuscular (Vaillancourt y Newell, 2003). Cualquier pérdida de fuerza muscular, por lo tanto, tiende a afectar la coordinación de forma negativa, modificando el rendimiento de la tarea motora y reduciendo la tolerancia al ejercicio (Pethick et al., 2017). Se ha demostrado que la fatiga neuromuscular tiene como resultado una pérdida de la complejidad durante contracciones musculares, ya sean máximas o isométricas submaximas (Pethick et. al., 2017). Se cree que estas disminuciones de la complejidad tienen implicaciones importantes para el desempeño de la tarea, la tolerancia al ejercicio y el control motor (Vaillancourt y Newell, 2003). Las contracciones isométricas sostenida y fatigantes se vuelven más temblorosas a medida que se desarrolla la fatiga (Hunter y Enoka, 2001), lo que sugiere un cambio en la estructura de la variabilidad.

El equilibrio invertido de manos consiste en colocarse en posición invertida, utilizando tan solo el apoyo de las manos contra el suelo. Es similar a la posición en bipedestación, esto significa que hay un comportamiento similar entre las extremidades superiores e inferiores al mantener en equilibrio invertido de manos las primeras y en la posición de bipedestación para las segundas (Clment y Rezette, 1985). Las diferencias entre la posición en bipedestación y el equilibrio invertido de brazos, son que el área de apoyo es menor y la distancia entre la base de sustentación y el centro de gravedad parece aumentar ligeramente, lo cual aumentaría la inestabilidad durante el apoyo con los brazos (Slobounov y Newell, 1996). Desde el punto de vista de estrategia de equilibrio en posición de equilibrio invertido de brazos, Sobera (2007), descubrió que las correcciones más significativas se realizan en la articulación de la muñeca: La regulación del equilibrio se hace principalmente al aumentar la presión de los dedos sobre la base cuando el centro de gravedad se mueve hacia los mismos o, al contrario, aumenta la presión en la palma de la mano cuando el desequilibrio es en dirección a esta zona. Yedon y Trewarthe (2003) confirman la mayor actividad en la articulación de la muñeca de manera significativa, cuando las perturbaciones en el plano sagital se corrigen mediante los flexores y extensores de la muñeca con una sinergia de cooperación con hombros y cadera. Analizando los resultados de Gautier et al. (2007), donde se analizó el equilibrio invertido de manos, mostró un movimiento considerable en hombros (ángulo brazo-tronco), muñecas (ángulo dedos-brazos), en codos no se observó un cambio relevante (ángulo antebrazo-brazo) y cadera (ángulo tronco-extremidades inferiores).

El equilibrio invertido de manos requiere una extraordinaria actividad muscular de las extremidades superiores, cuya actividad tiene un papel antigraavedad en esta posición. Aunque la actividad muscular de las extremidades superiores sea más precisa en comparación con las extremidades inferiores, sucumben a la fatiga con mayor facilidad (Hedbávný et al., 2013). Según Yaedon y Trewarthe (2003).

Cuando aparece fatiga en posición de equilibrio invertido de manos, una “estrategia” común es la flexión de codos, que se usa cuando la “estrategia de muñecas” no tiene éxito. Gautier y col (2007) explican que la flexión de codo permite a los deportistas un descenso rápido del centro de gravedad en caso de desequilibrio, de manera similar a como las articulaciones de las rodillas cumplen esta función en bipedestación. El resultado es una mayor tolerancia a las perturbaciones y posibilidad de recuperar el equilibrio nuevamente. De esta forma podemos constatar como el equilibrio invertido de brazos es una acción que requiere una alta coordinación intermuscular por parte de todos los grupos del tren superior.

El propósito del presente estudio fue observar la implicación de un condicionante como la fatiga en la ejecución del equilibrio invertido de manos mediante el uso de herramientas no lineales. La hipótesis planteada fue que la fatiga aumentaría la cantidad de variabilidad de los participantes (aumento de SD) y que al mismo tiempo condicionaría su comportamiento volviéndolo más regular (descenso de entropía).

2 Método

2.1 Participantes

Un total de siete participantes varones participaron en el estudio (edad 27.2 ± 6.67 años; masa 70.8 ± 9.4 kg; altura 172.71 ± 7.54 cm). Todos los participantes eran personas físicamente activas y sin ningún tipo de lesión que afectara a la acción a valorar. Los requisitos mínimos para participar en el estudio fueron: tener la capacidad de mantener una posición estática en equilibrio invertido de manos durante 30 segundos con piernas juntas y con el cuerpo alineado, y tener una práctica mínima de esta habilidad de al menos dos años.

2.2 Instrumental

Para evaluar la estabilidad postural, se usó una plataforma de fuerzas (Kistler 9287BA, Zurich, Switzerland). Las fuerzas de reacción del suelo fueron registradas a 400Hz. A su vez, se utilizaron cuatro Unidades de Medida Inercial (UMI) (STT-System, San Sebastián, España). La frecuencia de registro de los acelerómetros fue a 400Hz. Cada acelerómetro fue colocado en diferentes partes del cuerpo: vértebra D7 (entre escápulas), zona media del brazo, zona media del antebrazo, centro de la espalda entre las dos crestas iliacas. Para la exacta colocación se tomaron medidas antropométricas de cada zona para tener un punto medio exacto. El programa que se utilizó para medir fue Isen Software Interface™, que permitía la posibilidad de sincronizar la plataforma con los acelerómetros. Para hacer una sincronización de las dos herramientas se dio una palmada en la plataforma para señalar el comienzo del registro con el participante totalmente parado en el equilibrio invertido de manos.

2.3 Procedimiento

En primer lugar, se explicó a los deportistas cómo se iba a llevar a cabo el estudio, consistente en una primera parte de calentamiento guiada y una segunda parte de medición. El calentamiento comenzó con movilidad articular desde el cuello hasta la cadera, haciendo principal hincapié en la movilidad del hombro, durante dos minutos. Seguido se realizaron posiciones en las que se aumentaba progresivamente la tensión en las articulaciones de muñecas, que fueron, posición de cuadrupedia y puente abdominal, realizando flexo-extensión de esta, junto a propulsiones de hombro y trabajo de bloqueo y desbloqueo de la articulación del codo. Posterior a esto se realizaron tres series de diez flexiones de tríceps, con rodillas completamente extendidas y cadera en retroversión. Para terminar el calentamiento se hicieron diez subidas a posición de equilibrio invertido de brazos, con duraciones en la posición entre cinco y ocho segundos, buscando acomodar las articulaciones para la posición de la medición. Al terminar la última subida a la posición se le dio al participante tres minutos para permitir una recuperación completa. Una vez pasados estos tres minutos de recuperación, se procedió a la primera medición.

La medición tuvo como objeto, recoger datos durante 30 segundos, en los que el participante mantuvo una posición de equilibrio invertido de manos dentro de la plataforma, con piernas extendidas y juntas. La primera medición, pre-fatiga, se inició en el momento que el deportista alcanzó posición vertical con piernas juntas y terminó transcurridos 30 segundos. Un descanso de tres minutos se le proporcionó a los participantes para permitir una recuperación completa antes de iniciar el protocolo de fatiga. Este protocolo consistió en dos series de quince flexiones de brazos, igual a las realizadas en el calentamiento, permitiendo entre cada serie un minuto de recuperación. Una vez terminada la segunda serie de flexiones, el participante volvía a la plataforma de fuerzas para iniciar la segunda medición, post-fatiga, que se realizó con las mismas premisas que la medida inicial.

3 Diseño, registro y análisis de datos

Este estudio fue un trabajo de carácter cuasi experimental de medidas repetidas intrasujeto, donde se buscaba conocer los efectos en el control del movimiento de la variable fatiga. Para ello, se realizó un proceso llevado a cabo en dos series de flexiones de brazos donde se produjo un aumento de la fatiga, como variable independiente. Como variables dependientes, medimos la desviación típica y la entropía muestral de la fuerza registrada por la plataforma de fuerzas, así como de las aceleraciones registradas por los IMUs.

La recogida de datos se llevó a cabo realizando un protocolo concreto. El participante colocó las manos en la plataforma dando un golpe fuerte con la mano, lo que nos permitió obtener un pico en la gráfica para sincronizar plataforma y acelerómetros. Una vez preparado, el participante subió a la posición de equilibrio invertido de manos y cuando este, se posicionó con piernas juntas, golpeamos la plataforma para ver en la gráfica el momento exacto en el que el deportista estaba en la posición correcta. Desde ese golpeo, se contaron 30 segundos de medición. Tanto la plataforma como los acelerómetros fueron

programados para registrar a 400 Hz, por lo que se obtuvieron 12.000 datos en cada medición siempre que se llegaron a completar los 30 segundos que se buscaban conseguir. Esta cantidad de datos no pudo ser para todos iguales, ya que hubo participantes que en la medición post fatiga, no consiguieron mantener la posición durante los 30 segundos. En los casos en que los participantes no fueron capaces de aguantar los 30 segundos, se recogió el máximo número de datos antes de que comenzaran a caer, que en el caso del que menos aguanto fueron 8875 datos los que se pudieron recoger. Para cada deportista, cortamos en el número máximo de datos de pudimos obtener en cada medición.

Con estos datos, usamos el programa de método de cálculo de la entropía, desarrollado por el Grupo de Investigación de Ciencias Sociosanitarias de la Universidad Miguel Hernández, donde obtuvimos los valores de Entropía ($m=2$; $r=0.2$) y Desviación típica. Los datos obtenidos fueron analizados a través del paquete estadístico SPSS versión 25.0 (IBM, New York, NY, USA), mediante una prueba T de medidas repetidas para una muestra. La significación estadística fue establecida en $p<.05$.

4 LIMITACIONES

En la medición, hubo algunos factores que condicionaron esta. La condición física de los participantes era muy diferente al igual que el nivel en el trabajo de equilibrio invertido de brazos. Todos tenían los mismos requisitos para la medición, buscando mantenerse durante el mismo tiempo, pero para unos fue un proceso de fatiga muy sencillo que a nivel subjetivo no pareció modificar su comportamiento entre pre y post mientras que, para otros, ese proceso de fatiga les supuso el no ser capaces de mantener los 30 segundos de medición buscados. Por otro lado, la colocación de los acelerómetros fue realizada con cintas, las cuales no era muy cómodas para permitir al deportista realizar movimientos. También, la ansiedad propia de la valoración, ya que para unos fue un factor que les afecto mucho, ya que, estaban siendo observador por varias personas, haciendo un ejercicio en el que no son expertos, que buscaba un objetivo, etc. Sin embargo, para otros fue algo muy normal, ya que, al ser más expertos, ya están acostumbrados a este tipo de presión y fue un factor que no les afecto en la medición.

5 Referencias Bibliográficas

Adjerid, K., Fino, P., Habib, M., Rezaei, A., Ross, S., & Lockhart, T. (2014). Comparing Postural Stability Entropy Analyses to Differentiate Fallers and Non-fallers.

Asseman, F., Caron, O., Crémieux, J. Is there a transfer of postural ability from specific to unspecific postures in elite gymnasts. *Neuroscience Letters*, 2004, 358, s. 83-86

Bernstein N. The Coordination and Regulation of Movements. London, United Kingdom: *Pergamon Press*; 1967.

- Boker SM, Schreiber T, Pompe B, Bertenthal BI. Nonlinear analysis of perceptual-motor coupling in the development of postural control. In: Kantz H, Kurths J, Mayer-Kress G, eds. *Nonlinear Techniques in Physiological Time Series Analysis*. Heidelberg, Germany: *Springer*; 1998:251–270.
- Clment, G., Rezzette, D. Motor behavior underlying the control of an upside-down vertical posture. *Experimental Brain Research*, 1985, 59, s.478 – 484
- Gautier, G., Thouvarcq, R., Chollet, D. Visual and postural control of an arbitrary posture: the handstand. *Journal of Sports Sciences*, 2007, 25, s. 1271–1278
- Georgoulis AD, Moraiti C, Ristanis S, Stergiou N. A novel approach to measure variability in the anterior cruciate ligament deficient knee during walking: the use of the Approximate Entropy in Orthopaedics. *J Clin Monit Comput*. 2006;20:11–18
- Harbourne, R., T. & Stergiou, N. (2009). Movement variability and the use of nonlinear tools: principles to guide physical therapist practice. *Phys Ther*. 89(3):267–282. doi.org/10.2522/ptj.20080130
- Hedbávný, P., Bago, G., Kalichová, M., Influence of Strength Abilities on Quality of the Handstand, World Academy of Science, Engineering and Technology International Journal of Sport and Health Sciences Vol:7, No:10, 2013
- Hunter, S.K. and Enoka, R.M. (2001). Sex differences in the fatigability of arm muscles depends on absolute force during isometric contractions. *Journal of Applied Physiology*, 91, 2686-2694
- Kerwin, D. G., Trewartha, G. Strategies for maintaining a handstand in the anterior-posterior direction. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 2001, 33 (7), s. 1182-1188
- Lipsitz, L.A. and Goldberger, A.L. (1992). Loss of 'complexity' and aging: potential applications of fractals and chaos theory to senescence. *Journal of the American Medical Association*, 267, 1806-1809
- Nashner, L. M., McCollum, G. The organisation of human postural movements: A formal basis and experimental synthesis. *Behavior and Brain Sciences*, 1985, 8, s. 135 – 172
- Pethick, J., Winter, S.L. and Burnley, M. (2017). Caffeine ingestion attenuates fatigue-induced loss of muscle torque complexity. *In Press*.
- Regina T Harbourne, Nicholas Stergiou. Movement variability and the use of nonlinear tools: principles to guide physical therapist practice. *Phys Ther*. 2009;89:267–282
- Slifkin, A.B. and Newell, K.M. (1998). Is variability in human performance a reflection of system noise? *Current Directions in Psychological Science*, 7, 170-177. doi.org/10.1111/1467-8721.ep10836906
- Slobounov, S. M., Newell, K. M. Postural dynamics in upright and inverted stances. *Journal of Applied Biomechanics*, 1996, 12, s. 185 – 196.
- Sobera, M. Maintaining body balance in extreme positions. *Biology of Sport*, 2007, 24 (1), s. 81-88.

Stergiou, N. (Ed.). (2018). *Nonlinear analysis for human movement variability*. CRC press.

Stergiou N, Harbourne R, Cavanaugh J. Optimal movement variability: a new perspective for neurologic physical therapy. *J Neurol Phys Ther*. 2006;30:120–129.

Vaillancourt, D.E. and Newell, K.M. (2003). Ageing and the time and frequency structure of force output variability. *Journal of Applied Physiology*, 94, 903-912.

Yaedon, M. R., Trewartha, G. Control Strategy for a Hand Balance. *Motor control*, 2003, 7, s. 411 – 430.

