

**Trabajo de Fin de Máster**  
**Máster en Rendimiento Deportivo y Salud.**  
*Universidad Miguel Hernández de Elche*

**EFFECTO DE UN ENTRENAMIENTO CON  
FEEDBACK EN TIEMPO REAL DEL CENTRO DE  
PRESIONES SOBRE EL CONTROL POSTURAL  
DINÁMICO TRAS SALTOS**

Alumno: Aida Martínez Sanjuán

Tutor: José Luis López Elvira

Septiembre 2019

## RESUMEN

Actualmente la prevención de lesiones es un concepto clave para disminuir el impacto de las lesiones de rodilla y tobillo. Cada vez hay más test para poder identificar déficits del equilibrio en esas articulaciones. Antiguamente los estudios se han centrado mucho en la potencia del salto, descuidando en sí la amortiguación. Por ello hemos realizado este programa de entrenamiento destinado a la mejora del control postural y la propiocepción del tren inferior. Participaron una muestra de 19 sujetos que se dividió en grupo control y experimental. El grupo experimental realizó un entrenamiento específico sobre una plataforma de fuerzas portable mediante ejercicios de desplazamiento del centro de presiones en el eje anteroposterior y mediolateral durante cuatro semanas. Se iba incrementando la carga a partir de la amplitud y la frecuencia del desplazamiento del centro de presiones. Se realizaron test antes y después de dicha intervención, un test dinámico de saltos, uno estático circular en tándem y otro estático de límites de estabilidad para poder observar el efecto de la intervención. Se calcularon las variables que determinaban el rendimiento en cada test que nos permitieron observar posteriormente con un ANOVA mixto si había diferencias significativas entre los factores grupo y tiempo.

Palabras clave: prevención lesiones, propiocepción, control postural, biomecánica

## INTRODUCCIÓN

En la actualidad en el mundo del deporte hay múltiples lesiones entre las que destacan por su prevalencia las de nivel articular en rodilla y tobillo, que son bastantes frecuentes entre jóvenes y adultos. Del total de las lesiones, el mayor porcentaje corresponde a los miembros inferiores (MMII), concretamente, casi el 50% de las lesiones deportivas se centran en la articulación de la rodilla (Cochrane et al., 2010). Según Dubrana y Guillodo (2012) la rodilla es una articulación frágil que combina movilidad y estabilidad y la traumatología de esta articulación es la causa principal de la consulta al médico deportivo, además que su estabilidad depende de los meniscos, los ligamentos y el sistema muscular. En cuanto a la articulación del tobillo se calcula que del 10 al 30 % de todas las lesiones que afectan al aparato locomotor implican al tobillo (Arnheim, 1994). La inestabilidad crónica del tobillo puede ser causada por una inestabilidad mecánica, funcional o las dos a la vez (Urrialde, Núñez, del Olmo, 2006). Especialmente afectan en deportes de contacto y con cambios de dirección como el fútbol, baloncesto o esquí (López Hernández, Fernández Hortigüela, Gutiérrez y Forriol, 2011).

Hasta hace pocos años los esfuerzos se centraban en el trauma en sí desde la perspectiva clínica, pero actualmente los intereses se han orientado más a establecer estrategias de prevención y readaptación de lesiones (Martínez, 2008). Variables como la potencia se han correlacionado bien con la prevención de este tipo de lesiones, aumentando la cantidad de fuerza que genera el músculo junto con sus propiedades funcionales durante el ejercicio y la función fijadora que tiene sobre las articulaciones, son factores que tienen un gran protagonismo y son determinantes a la hora de la prevención de las lesiones deportivas estudios (Larson, Pearl, Jaffet y Rudawnsky ,1996; Martínez, 2008;

Parkkari, Urho, Kujala y Kannu, 2001; Thacker et al., 2003). Sin embargo, hay otras variables como la amortiguación que no están tan estudiadas, vemos que durante un proceso de entrenamiento se centra la atención en la mejora de la potencia y la altura alcanzada en el vuelo, descuidando muy a menudo la observación de una correcta amortiguación en la caída (Vicén, Durán, Alegre, Sánchez y Jódar 2006). Este un factor a tener en cuenta ya que el aterrizaje de los saltos es la principal causa de lesión de tren inferior, y los protocolos anteriores comunes en el ámbito de la investigación de la estabilidad dinámica sólo han implicado saltos con dirección anteroposterior o vertical y no desde diferentes direcciones de salto-aterrizaje (Liu y Heise, 2013). Y aquí es cuando toma un valor muy importante la propiocepción ya que según autores como López-González, Rodríguez-Costa y Palacios-Cibrián (2014) la ubican como un aspecto fundamental para poder controlar los movimientos de las extremidades y poder tener mayor estabilidad. El ligamento cruzado anterior es uno de los cuatro ligamentos que estabilizan la rodilla, con lo cual un buen nivel óptimo de fuerza muscular y propiocepción puede prevenir una lesión de LCA (Dubrana y Guillodo, 2012).

Sin embargo, algunos test físicos pueden ayudar en su diagnóstico y prevención de dichas lesiones. Se han efectuado aplicaciones exitosas de pruebas de equilibrio con mediciones que se basan en las fuerzas de reacción en tierra (GRF) para así poder evaluar el control del motor sensorial (Hof, 2007; Huurnink, Fransz, Kingma, de Boode y van Dieën, 2019; Ross, Guskiewicz, Gross y Yu, 2009; Raymakers, Samson y Verhaar, 2005; Van Dieën, Koppes, Twisk, 2010). Los test de saltos son muy frecuentes en el ámbito de la evaluación de la condición física, por ejemplo, Liu y Heise (2013) examinaron la influencia de diferentes direcciones de salto-aterrizaje mediante saltos desde cuatro direcciones diferentes aterrizando solo con una pierna, midiendo así la estabilidad dinámica por el tiempo hasta la estabilización (TTS), que es la capacidad de mantenerse en equilibrio durante la transición de un movimiento dinámico a un estático (Wikstrom, Powers y Tillman, 2004). Otro test dinámico para medir la estabilidad es el “single-leg drop jump landing” (Sell, 2012) que consiste en saltar hacia una plataforma cayendo con una pierna y analizar la relación que hay entre las medidas dinámicas de estabilidad que se aplican normalmente (i.e., TTS-V, TTSAP, TTS-ML, y DPSI) y que se utilizan para determinar el rendimiento del salto, posteriormente se analiza la relación de estas medidas con las fuerzas de impacto pico y las horizontales en los periodos de tiempo dinámicos. En cuanto a test estáticos el “Onle-Leg Standing” (OLS) permite medir el tiempo que puede estar un sujeto sobre una extremidad inferior, midiendo así la firmeza postural, que sirve para identificar el síntoma de deterioro de los órganos motores y poder así trazar estrategias de prevención de lesiones (Bohannon, 2006; Crosbie, Nimmo, Bakns, Brownlee y Meldrum, 1989; Jonsson, Seiger y Hirschfeld, 2004). Por lo tanto, el objetivo de este proyecto de investigación es analizar el impacto que tiene un programa de entrenamiento destinado al equilibrio y propiocepción del tren inferior, y poder ver si hay mejoras en los test relacionados con el riesgo de lesión.

## **MÉTODOLOGÍA**

### ***PARTICIPANTES***

Este estudio contó con un total de 19 sujetos de  $23.3 \pm 3.7$  años de edad, con una masa de  $69.40 \pm 12.28$  kg y con una altura de  $1.71 \pm 0.09$  m, de los cuales había un total de 7 chicas y 12 chicos. Todos los sujetos eran activos y sanos y fueron excluidos del estudio los que habían sufrido alguna lesión grave en tobillo, rodilla o cadera durante los dos años anteriores, los cuales se dividieron en dos grupos, control y experimental. Antes de iniciar la investigación los participantes fueron informados de las características del estudio y firmaron una hoja de consentimiento informado.

### ***DISEÑO***

EL presente estudio empleó un diseño cuasi experimental entre dos muestras una de control y otra de intervención. La muestra control fue de 9 sujetos y la experimental de 10 sujetos, entrenando dos sesiones a la semana durante cuatro semanas sólo la de intervención.

### ***INSTRUMENTOS DE MEDIDA***

Para medir los test de los saltos se utilizó una plataforma de fuerzas piezoeléctrica Kistler 9287CA encastrada en el suelo, con una frecuencia de muestreo de 1000 Hz y conectada a un ordenador con el programa Bioware. Para las dos pruebas estáticas se utilizó otra plataforma de fuerzas portable Kistler 9286AA con el programa SeguimientoCOP. Durante la intervención se utilizó una plataforma Wii Balance Board conectada al ordenador en la también se registraba el centro de presiones con el programa SeguimientoCOP.

### ***PROTOCOLO***

El estudio se dividió en tres partes, las dos primeras semanas se emplearon para la realización de los pre-test, luego durante 4 semanas se realizó una intervención, que constaba de dos sesiones a la semana, y para finalizar se realizó un post-test con las mismas pruebas que el pre- test para todos los sujetos. Las pruebas de pre y post test fueron las mismas para todos los sujetos de ambas muestras y la realizaron los mismos investigadores. Antes de iniciar las pruebas se les recogieron a los sujetos una serie de medidas descriptivas, las cuáles fueron: edad, talla peso, altura desde suelo a espina iliaca anterosuperior, distancia biliocrestal, amplitud y longitud del pie. Los test consistieron en tres pruebas, una prueba dinámica de salto, una estática circular en tándem y una última estática de límites de estabilidad, siendo todas ellas contrabalanceadas entre los sujetos. Todas las pruebas se realizaron con los sujetos descalzos, a continuación, se detalla cómo se realizaron cada una de ellas.

### ***Prueba dinámica de salto***

El protocolo de esta prueba dinámica se basó en el en el test single-leg drop jump (Sell, 2012; Huurnink et al., 2019; Fransz, Huurnink, de Boode, Kingma y van Dieën 2016). Se modificó la dirección del salto y el sujeto tenía que saltar de forma lateral tres veces con cada pie y otras tres veces de forma diagonal cayendo de forma monopodal en la plataforma piezoeléctrica. El pie con el que realizaba el apoyo al caer tenía que ser el más próximo a la plataforma en la posición inicial, la cual tenía que ser con los pies en paralelo y separados. Antes de iniciar el primer salto el sujeto tuvo 10 min de calentamiento libre y la plataforma tenía que ser calibrada sin ningún peso encima. La distancia entre el centro de la plataforma y la zona desde donde realizó el salto era la tercera parte de la altura del sujeto y se colocó una valla de 15 cm de altura justo entre el sujeto y la plataforma. La distancia se medía desde el pie de apoyo más cercano a la plataforma hasta el centro de la misma. Una vez realizado el salto el sujeto debía de quedarse en equilibrio monopodal con el pie el cual había caído en la plataforma y las manos en la cintura durante 15 s. Se diseñaron cuatro protocolos de orden distinto y se asignaron de forma contrabalaceada donde se realizaron 12 saltos válidos.

### ***Prueba Estático circular en tándem***

Se trata de una prueba en la que el sujeto se subía encima de la plataforma con los pies en tándem (uno delante de otro) en el que el pie más adelantado era el dominante y los brazos cruzados pegados al pecho y debía perseguir en la pantalla un punto diana que se iba moviendo de forma circular (Figura 1). Se utilizó una pantalla con un proyector a una distancia entre ellos de 2.30 m, y la distancia entre la pantalla y la plataforma fue de 3 m. En cuanto a la dimensión de la pantalla fue de 83 cm de alto por 135 cm de ancho. Para la configuración del programa en la parte de altura se puso la altura del centro de gravedad en mm extraída a partir de la variable medida anteriormente de suelo a espina iliaca anterosuperior (Zatsiorsky, 2002). El ángulo de inclinación fue 2° y la frecuencia de 0.05 Hz. Finalmente se controló la medida de la posición de los pies para que fuera la misma en el pre y el post.

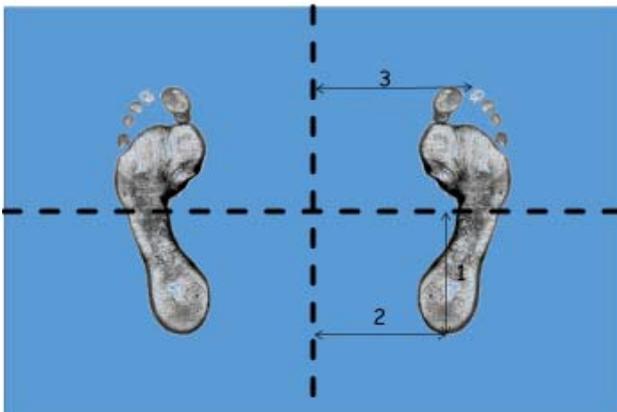
Se realizaron dos ensayos de prueba y el tercero se utilizó para el análisis. Se eliminaron todas las repeticiones que no fueran válidas (caída del sujeto de la plataforma antes de finalizar, separación de los brazos del pecho para equilibrarse, movimiento de los pies de la posición inicial...). En esta prueba no se marcaron distintos protocolos ya que la trayectoria de la diana siempre era la misma.



*Figura 1 Sujeto en posición en la prueba Circular en Tándem*

### ***Prueba límites de estabilidad***

El sujeto se tenía que subir encima de la plataforma con los pies en paralelo separados por la misma distancia que la biliocrestal, anteriormente medida, y los brazos cruzados pegados al pecho. Se controló la posición de los pies para que fuera igual en el pre-test y el post-test (Figura 2). Posteriormente se procedió al inicio de la prueba, que consistía en que el sujeto sin separar los pies de la plataforma debía ir moviendo su peso buscando la máxima inclinación. Se diseñaron cuatro protocolos de orden distinto y se asignaron de forma contrabalanceada donde se realizó una serie de prueba y una válida.



*Figura 2 Colocación de los pies respecto a la plataforma. El número 1 (la mitad de la longitud del pie, el 2 (la mitad de la distancia biliocrestal) y el 3 distancia desde el centro de la plataforma hasta la punta del segundo dedo)*

### ***Intervención***

La realizaron todos los sujetos del grupo experimental, la duración fue de cuatro semanas con dos sesiones semanales en distintos días. El entrenamiento consistía en dos ejercicios, realizados encima de la plataforma Wii Balance Board mirando hacía la pantalla del ordenador en apoyo monopodal. El primero en el que el sujeto tenía que seguir un punto diana que se movía en dirección medio lateral, y el segundo en el que la diana se movía en dirección anteroposterior. Con el movimiento del peso, el sujeto debía moverse para conseguir poner su centro de presiones encima del punto diana. Para la configuración de los ejercicios, en cuanto a la intensidad del punto diana, la configuración se realizó mediante las medidas descriptivas de la amplitud y longitud del pie del sujeto tomadas anteriormente. Se empezó la primera semana con un tercio de la amplitud del pie para el ejercicio medio lateral y un 1/3 de la longitud del pie para el ejercicio anteroposterior, con una frecuencia de 0.6 Hz para los dos. Se intentó aumentar la intensidad del ejercicio aumentando la frecuencia del movimiento y la amplitud, aumentando la carga progresivamente. Fueron válidas las series en el que el sujeto no cayera antes de la plataforma y el descanso entre cada serie fue de 45 s. La organización de las sesiones en cuanto a volumen e intensidad fue la siguiente:

<b>SEMANA</b>	<b>SERIES</b>	<b>DURACIÓN SERIE (s)</b>	<b>AMPLITUD (longitud pie)</b>	<b>FRECUENCIA (Hz)</b>
<b>Semana 1</b>	3	10	1/3	0.6
<b>Semana 2</b>	3	15	1/25	0.8
<b>Semana 3</b>	4	15	1/25	0.8
<b>Semana 4</b>	4	15	1/2	1

*Tabla 1 Volumen e intensidad de las sesiones por semanas*

## **ANÁLISIS**

### ***ANÁLISIS DE DATOS***

En la prueba de saltos la recolección de datos de fuerza empezó cuando el sujeto aterrizaba sobre la plataforma de fuerzas, y se calcularon las variables DPSI, MLSI, APSI y VSI (cita) tanto para las pruebas pre y como para las post. Para la prueba “circular tándem” se calcularon las variables rmse medio lateral, rmse anteroposterior, puntos medio lateral y error radial medio. Y Por último para la prueba de “límites de estabilidad”, en el eje medio lateral se expresó en porcentaje el máximo alcance respecto al tamaño de su base de sustentación, en cuanto al eje anteroposterior el 0% representa el límite posterior y el 100% el anterior (Figura 3).

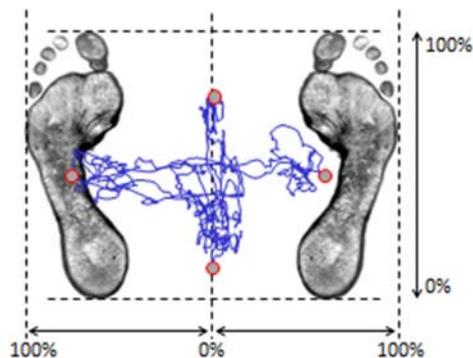


Figura 3 Interpretación de los resultados  
en porcentaje respecto a la base de sustentación

### ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Una vez establecidas las variables que se requerían para analizar, se pasó al programa IBM SPSS para un análisis estadístico. Lo primero que se hizo fue realizar la prueba de normalidad Shapiro-Wilk. Para comprobar la homogeneidad de las varianzas entre los grupos se realizó la Prueba de Levene. Posteriormente se realizó una prueba ANOVA mixta, para evaluar las diferencias en cada variable dependiente entre los dos grupos, en la que el factor intra-grupo era el tiempo y el factor inter-grupo era el propio grupo. Se calculó como variable del tamaño del efecto el eta parcial al cuadrado y se consideró tamaño del efecto bajo valores por debajo de 0.01, medio entorno al 0.06 y alto por encima de 0.14 (Cohen, 1973).

### BIBLIOGRAFÍA

1. Arnheim, D. D. (1994). *Medicina deportiva. Fisioterapia y entrenamiento atlético: fundamentos en patología deportiva*. Mosby-Doyma.
2. Bohannon, R. W. (2006). Single limb stance times: a descriptive meta-analysis of data from individuals at least 60 years of age. *Topics in Geriatric Rehabilitation, 22*(1), 70-77.
3. Cochrane, J. L., Lloyd, D. G., Besier, T. F., Elliott, B. C., Doyle, T. L., & Ackland, T. R. (2010). Training affects knee kinematics and kinetics in cutting maneuvers in sport. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 42*(8), 1535-1544.
4. Cohen, J. (1973). Eta-Squared and partial eta-squared in fixed factor ANOVA designs. *Educational and Psychological Measurement, 33*, 107-112.
5. Crosbie, W. J., Nimmo, M. A., Banks, M. A., Brownlee, M. G., & Meldrum, F. (1989). Standing balance responses in two populations of elderly women: a pilot study. *Archives of physical medicine and rehabilitation, 70*(10), 751-754.
6. Dubrana, F., & Guillodo, Y. (2012). La rodilla del deportista. *EMC-Tratado de Medicina, 16*(4), 1-5.

7. Fransz, D. P., Huurnink, A., de Boode, V. A., Kingma, I., & van Dieën, J. H. (2016). The effect of the stability threshold on time to stabilization and its reliability following a single leg drop jump landing. *Journal of biomechanics*, 49(3), 496-501.
8. Hernández, G. L., Hortigüela, L. F., Gutiérrez, J. L., & Forriol, F. (2011). Protocolo cinético en la rotura del ligamento cruzado anterior. *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología*, 55(1), 9-18.
9. Hof, A. L. (2007). The equations of motion for a standing human reveal three mechanisms for balance. *Journal of biomechanics*, 40(2), 451-457.
10. Huurnink, A., Fransz, D. P., Kingma, I., de Boode, V. A., & van Dieën, J. H. (2019). The assessment of single-leg drop jump landing performance by means of ground reaction forces: A methodological study. *Gait & posture*, 73, 80-85.
11. Jonsson, E., Seiger, Å., & Hirschfeld, H. (2004). One-leg stance in healthy young and elderly adults: a measure of postural steadiness? *Clinical biomechanics*, 19(7), 688-694.
12. Larson, M., Pearl, A. J., Jaffet, R., & Rudawnsky, A. (1996). Epidemiology of sport injuries. *Champaign, Ill: Human Kinetics*.
13. Liu, K., & Heise, G. D. (2013). The effect of jump-landing directions on dynamic stability. *Journal of applied biomechanics*, 29(5), 634-638.
14. López-González, L., Rodríguez-Costa, I., & Palacios-Cibrián, A. (2015). Prevención de esguinces de tobillo en jugadoras de baloncesto amateur mediante programas de propiocepción. Estudio piloto de casos-controles. *Fisioterapia*, 37(5), 212-222
15. Hernández, G. L., Hortigüela, L. F., Gutiérrez, J. L., & Forriol, F. (2011). Protocolo cinético en la rotura del ligamento cruzado anterior. *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología*, 55(1), 9-18.
16. Martínez, L. C. (2008). Revisión de las estrategias para la prevención de lesiones en el deporte desde la actividad física. *Apunts. Medicina de l'esport*, 43(157), 30-40.
17. Parkkari, J., Kujala, U. M., & Kannus, P. (2001). Is it possible to prevent sports injuries? *Sports medicine*, 31(14), 985-995.
18. Raymakers, J. A., Samson, M. M., & Verhaar, H. J. J. (2005). The assessment of body sway and the choice of the stability parameter (s). *Gait & posture*, 21(1), 48-58.
19. Ross, S. E., Guskiewicz, K. M., Gross, M. T., & Yu, B. (2009). Balance measures for discriminating between functionally unstable and stable ankles. *Medicine and science in sports and exercise*, 41(2), 399-407.
20. Sell, T. C. (2012). An examination, correlation, and comparison of static and dynamic measures of postural stability in healthy, physically active adults. *Physical Therapy in Sport*, 13(2), 80-86.
21. Thacker, S. B., Stroup, D. F., Branche, C. M., & Gilchrist, J. (2003). Prevention of knee injuries in sports: A systemic review of the literature. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 43(2), 165.

22. Urrialde, J. M., Núñez, S. P., & del Olmo, A. B. (2006). Inestabilidad crónica de tobillo en deportistas. Prevención y actuación fisioterápica. *Revista Iberoamericana de Fisioterapia y Kinesiología*, 9(2), 57-67.
23. van Dieën, J. H., Koppes, L. L., & Twisk, J. W. (2010). Postural sway parameters in seated balancing; their reliability and relationship with balancing performance. *Gait & posture*, 31(1), 42-46.
24. Vicén, J. A., Durán, L. M. A., Sánchez, A. J. L., & Jódar, X. A. (2006). Diferencias de sexo durante la amortiguación de caídas en tests de salto. *Archivos de medicina del deporte: revista de la Federación Española de Medicina del Deporte y de la Confederación Iberoamericana de Medicina del Deporte*, (116), 441-450.
25. Wikstrom, E. A., Powers, M. E., & Tillman, M. D. (2004). Dynamic stabilization time after isokinetic and functional fatigue. *Journal of Athletic Training*, 39(3), 247.
26. Zatsiorsky, V. M. (2002). Kinetics of human motion. Champaign, Ill.: Human Kinetics.