

**CAPACIDAD DE AMORTIGUACIÓN EN ATERRIZAJES
DESPUÉS DE EJERCICIO INTENSO**

Javier Abián Vicén

Luis M. Alegre Durán

Amador J. Lara Sánchez

Sergio Sordo Gutiérrez

Xavier Aguado Jódar

Facultad de Ciencias del Deporte de Toledo. UCLM.

Dirección:

Javier Abián Vicén

Laboratorio de Biomecánica, Facultad de Ciencias del Deporte. Universidad de

Castilla-La Mancha

Avenida Carlos III S/N

45071 Toledo

Resumen:

En muchos deportes el aterrizaje de saltos es causa frecuente de lesiones. En este trabajo, se presenta un estudio con plataforma de fuerzas donde los sujetos debían amortiguar la caída después de realizar 2 tipos de ejercicio intenso (cicloergómetro y pliometría). Se observó que cada tipo de ejercicio modificaba de forma diferente el patrón de amortiguación en los picos de fuerza vertical de reacción.

1.- INTRODUCCIÓN:

En muchos deportes se dan aterrizajes de saltos y a veces con una alta frecuencia. Por ejemplo, en voleibol, Iglesias (1994) dice que en un partido pueden llegar a producirse hasta 269. Ozguven y Berme (1988) describen que un gimnasta universitario realiza alrededor de 200 amortiguaciones de caídas en una semana, algunas de ellas desde alturas que rondan los 4 m. Pequeñas variaciones en la capacidad de amortiguación producidas por la fatiga, una mala técnica o error en la técnica, un vendaje inadecuado e incidencias del juego (colisiones entre jugadores durante el vuelo,...) conllevarían impactos más bruscos, que podrían producir a medio o largo plazo lesiones por fatiga de las estructuras osteomusculares.

La epidemiología de las lesiones en relación a la amortiguación de caídas ha sido estudiada por varios autores como Gray et al. (1985) que, analizando a un equipo de baloncesto femenino, señalan que el 58% de todas las lesiones se producen en los aterrizajes. En la misma línea, estudios como los de Gerberich et al. (1987), Henry et al. (1982), Zelisko et al. (1982) y Richie et al. (1985), en diferentes deportes y actividades, asumen que los aterrizajes son la primera causa de lesión.

Los mecanismos de lesión en los aterrizajes también han sido estudiados. Gruneberg et al. (2003), forzando el tobillo en una caída sobre un plano inclinado encontraron que se activaban en mayor medida los peroneos, mientras que en las amortiguaciones sobre planos horizontales, era el tríceps sural el que poseía mayores valores. Hay que tener en cuenta que en algunos deportes, como el baloncesto o voleibol, son frecuentes las caídas pisando el pie de un compañero o contrario.

Las intervenciones profilácticas han empezado a estudiarse por autores como McNair et al. (2000), Onate et al. (2001), Prapavessis et al. (2003) y McKay et al. (2005). Onate et al.(2001), en un estudio realizado con 63 sujetos encontraron que el

grupo al que le aportaban feedback reducía los picos de fuerza vertical de una forma significativa. Prapavessis et al. (2003), en una investigación realizada con 61 niños (con una edad media de 9 años) que caían desde una altura de 0.3 m, encontraron reducción del pico de fuerza vertical en el grupo que recibía instrucciones ($p < 0.05$). Cowling et al. (2003) concluyen que ciertas instrucciones de activación muscular, previas a una amortiguación, no reducen el riesgo de lesión del ligamento cruzado anterior. Las lesiones de cruzado anterior son más frecuentes en mujeres que en hombres y en ellas el mecanismo de lesión guarda relación con la activación electromiográfica de los músculos agonistas y antagonistas de las extremidades inferiores en los aterrizajes.

Gracias a las plataformas de fuerzas, cámaras de alta velocidad, electrogoniómetros y registros electromiográficos, entre otros, hoy en día empieza a conocerse la biomecánica del aterrizaje de las caídas.

Si analizamos las fuerzas de reacción en un aterrizaje, con los 2 pies a la vez, tras una caída desde una altura importante, encontramos una gráfica similar a la que se puede apreciar en la Figura 1.

Se dan 2 picos de fuerza que suceden en las primeras 4 centésimas de segundo (en el primer 8% de la duración de la amortiguación). El primero (F1), algo inferior, se relaciona con la llegada al suelo de las cabezas de los metatarsos. El segundo (F2), que en ocasiones puede superar las 10 veces el peso corporal (BW), está relacionado con la llegada al suelo del talón (Figura 2) (Tabla 1). Los instantes en los que aparecen estos picos corresponden a momentos en los que las fuerzas de reacción del suelo son transmitidas a lo largo de las estructuras anatómicas por todo el cuerpo. En principio parece lógico pensar que reducir el valor de esos picos sería algo deseable para mitigar el riesgo de lesiones. Un tercer pico, de mucho menor nivel (unas 2 BW), suele aparecer cerca de las 15 centésimas de segundo y guarda relación con el ángulo máximo de

flexión de tobillos e inicio del levantamiento de los talones del suelo, mientras las rodillas siguen flexionándose.

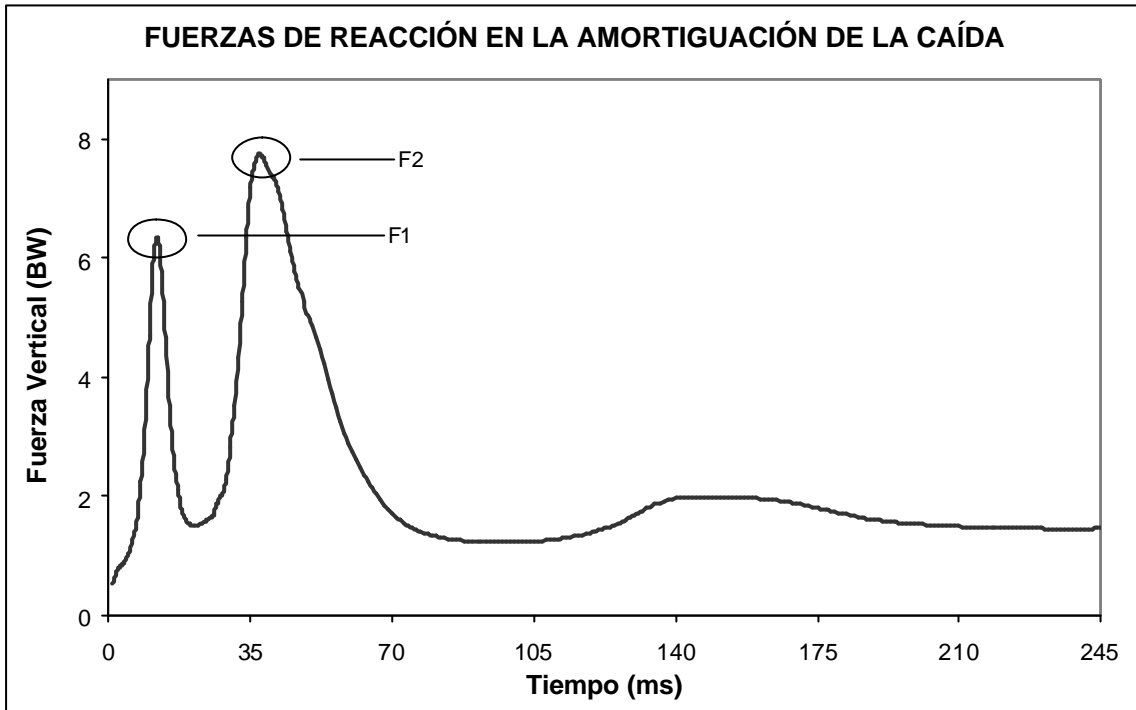


FIGURA 1: Gráfica representativa de las fuerzas de reacción verticales en la amortiguación de una caída desde 0.75 m. La gráfica se ha obtenido con una plataforma de fuerzas piezoeléctrica Kistler 9281 C. F1 = primer pico de fuerza; F2 = segundo pico de fuerza).



FIGURA 2: Instantes en los que suceden los dos primeros picos de fuerza en la amortiguación de una caída desde 0.75 m. El primer pico relaciona con el impacto de las cabezas de los metatarsos (izquierda) y el segundo con el impacto del talón (derecha). Las imágenes han sido obtenidas a 1000 Hz con una cámara de alta velocidad, Redlake MotionScope M1, sincronizada con una plataforma de fuerzas.

El valor de los picos de fuerza y los tiempos en los que se producen se podrían ver modificados por factores como: la fatiga, el grado de tensión de los músculos extensores de tobillo y rodilla y la técnica de la caída, entre otros (Figura 3).

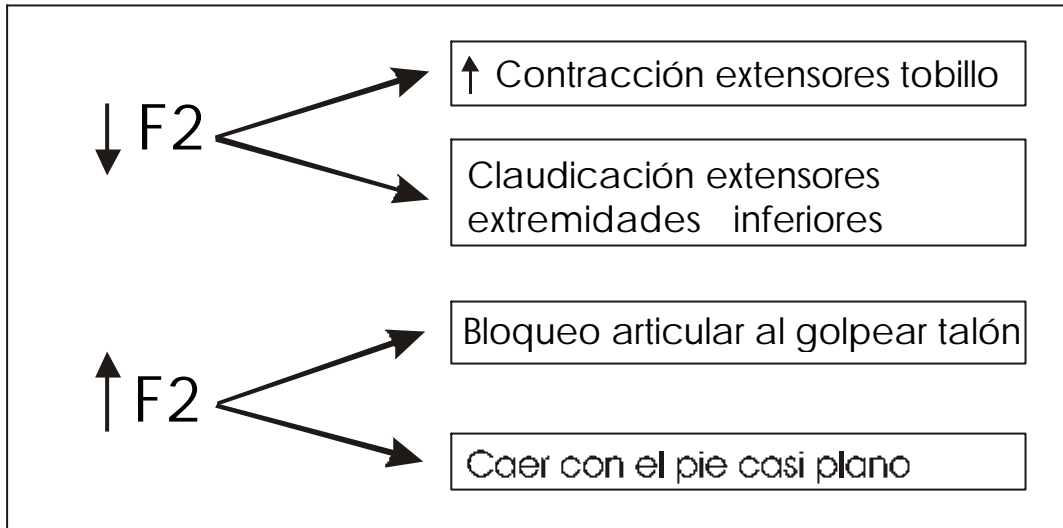


FIGURA 3: Causas que podrían modificar el valor del segundo pico de fuerza (F2) en la amortiguación de una caída.

La fatiga en la amortiguación de caídas ha sido estudiada por Madigan y Pidcoe (2003), encontrando un descenso significativo del 12% en F2 después de fatigar los músculos de las extremidades inferiores por medio de series que combinaban 2 amortiguaciones y 3 sentadillas. No obstante, no hemos encontrado en la bibliografía estudios donde se fatigue a los músculos con otros tipos de ejercicios diferentes.

El objetivo de este estudio ha sido observar la variabilidad en la capacidad de amortiguación de la caída después de realizar 2 tipos diferentes de ejercicio intenso: uno continuo en cicloergómetro y otro de pliometría.

Autor (año)	Sujetos	Características	Metodología	F1	F2
Arampatzis et al. (2002) (*)	6 M	gimnastas	h = 0.80 h = 1.15	12.88 N/kg 15.67 N/kg	15.89 N/kg 21.51 N/kg
Bauer et al. (2001)	8 H 5 M	9 años	h = 0.61	5.6 BW	8.5 BW
Dufek y Bates (1990) (*)			h = 0.6 h = 1	1.31 BW 2.15 BW	4.01 BW 5.09 BW
Dufek y Zhang (1996)	7 M	1ª división voleibol	h = 0.33	9.99 N/kg	20.35 N/kg
Hargrave et al. (2003)	48	16 supinadores 16 pronadores 16 normales	h = 0.30 descalzos	3.55 BW	
McNitt-Gray (1991)	12 H	6 gimnastas	h = 0.32 h = 0.72 h = 1.28 descalzos	3.9 BW 6.3 BW 11 BW	
		6 deporte recreacional	h = 0.32 h = 0.72 h = 1.28 descalzos	4.2 BW 6.4 BW 9.1 BW	
McNitt-Gray (1993)	12 H	6 gimnastas	h = 0.32 h = 0.72 h = 1.28 descalzos	3.9 BW 6.3 BW 11 BW	
		6 deporte recreacional	h = 0.32 h = 0.72 h = 1.28 descalzos	4.2 BW 6.4 BW 9.1 BW	
Özgülven y Berme (1988)	2 M 2 H	gimnastas	h = 0.45 descalzos	5.9 BW	
Prapavessis y Mcnair (1999)	35 M 56 H	13-19 años activos	h = 0.30	4.53 BW	
Prapavessis et al. (2003) (*)	41 M 20 H	9 años	h = 0.30	4.6 BW	
Riemann et al. (2002)	5 M 9 H	atletas recreacionales	h = 0.59	0.9 BW	2.4 BW
Seegmiller y McCaw (2003) (*)	20 M	10 gimnastas	h = 0.30 h = 0.60 h = 0.90	9.46 N/kg 21.82 N/kg 32.84 N/kg	27.06 N/kg 40.27 N/kg 56.00 N/kg
		10 deporte recreacional	h = 0.30 h = 0.60 h = 0.90 descalzos	8.70 N/kg 15.02 N/kg 24.00 N/kg	21.51 N/kg 26.98 N/kg 37.44 N/kg
Self and Paine (2001) (*)	H	atletas recreacionales 23-40 años	h = 0.30	4.29 BW	
Zhang et al. (2000) (*)	9 H	activos	h = 0.32 h = 0.62 h = 0.10	8.27 N/kg 17.30 N/kg 30.60 N/kg	25.14 N/kg 32.17 N/kg 46.50 N/kg

TABLA 1: *Picos de fuerza vertical en estudios de amortiguación de caídas* (* autores que miden la fuerza en un solo pie; h = altura de la caída en metros; M = mujeres; H = hombres; $F1$ = primer pico de fuerza; $F2$ = segundo pico de fuerza).

2.- MÉTODOLÓGÍA:

Se ha dividido la metodología en: sujetos, material y protocolos, variables y estadística.

2.1- Sujetos:

Participaron voluntariamente en el estudio 5 sujetos físicamente activos (edad: 29.4 ± 9.2 años; peso: 72.09 ± 9.78 kg). Todos practicaban actividad física regular al menos 2 días a la semana, pero no competían en un deporte a nivel profesional. Ninguno usaba prótesis ni ortesis y no habían tenido lesiones en el miembro inferior en los últimos 2 años. Las diferentes pruebas las realizaron con calzado polivalente del usado en deportes de cancha.

2.2- Material y protocolos:

Se utilizó una plataforma de fuerzas piezoeléctrica Kistler 9281 CA (Kistler, Suiza), colocada bajo el pavimento sintético de un polideportivo. Se usó una frecuencia de muestreo de 1000 Hz.

Los sujetos debían colocarse con los pies en el borde de una superficie elevada una altura de 0.75 m. Se les pedía que dieran un paso hacia delante y que cayeran sobre la plataforma de fuerzas amortiguando todo lo que pudieran sin perder el equilibrio (Figura 4).

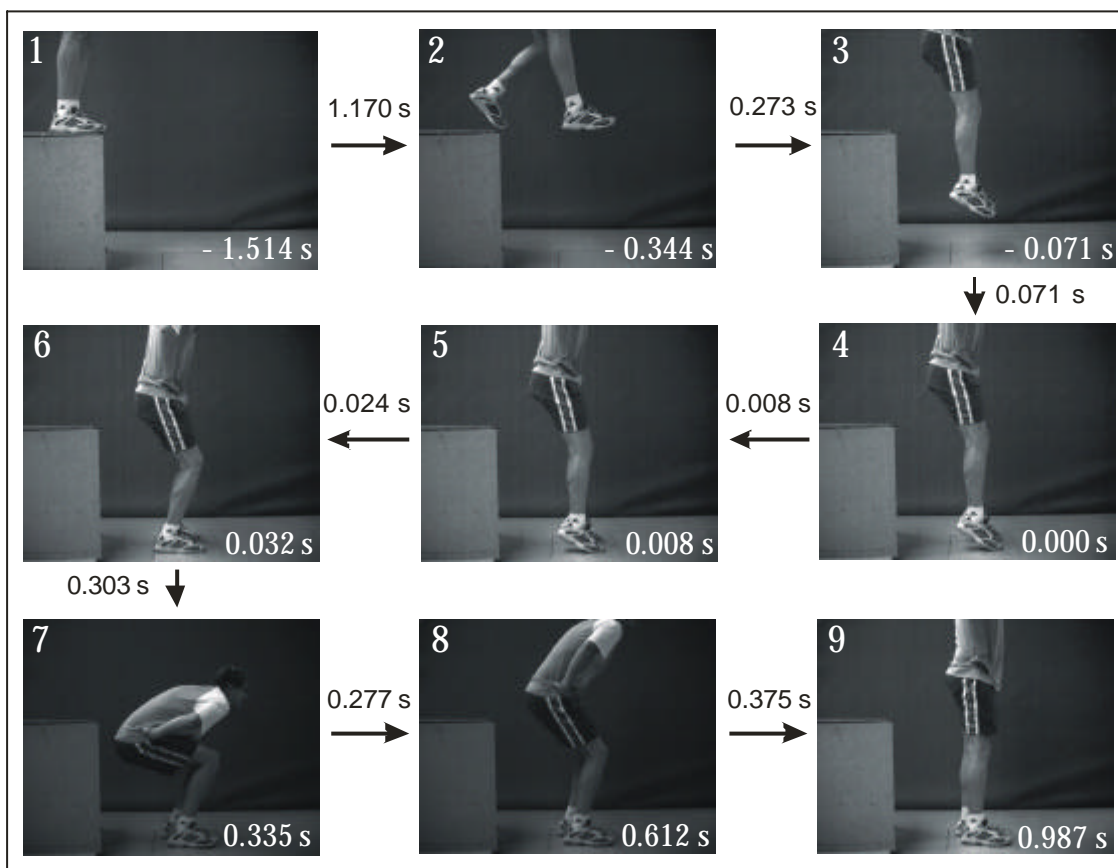


FIGURA 4: Instantes representativos del ejercicio de caída desde 0.75 m y posterior amortiguación que se hizo con los sujetos del estudio (1 = inicio; 2 = paso adelante; 3 = pies juntos; 4 = contacto suelo; 5 = instante del primer pico de fuerza (F1); 6 = instante del segundo pico de fuerza (F2); 7 = máximo descenso; 8 = duración de la amortiguación; 9 = final, se mantiene la línea del peso corporal).

Todos los sujetos realizaron una sesión de familiarización para practicar los tests. En todas las sesiones se realizó un calentamiento estandarizado de 8 minutos.

Para el estudio se llevaron a cabo 2 sesiones de 30 minutos, en días separados; una pedaleando sobre un cicloergómetro a 175 W y otra de pliometría, con un total de 80 saltos y rebotes máximos. En cada una se tomaron las amortiguaciones de las caídas con una separación de 2 minutos, en 3 ensayos metodológicamente correctos antes del ejercicio y en 6 ensayos metodológicamente correctos después del ejercicio.

2.3.- Variables:

Se tomaron el F1 y F2, registrados en veces el peso corporal, la duración hasta cada uno de estos 2 picos y la duración de la amortiguación (tiempo desde que el sujeto entra en contacto con el suelo hasta que cruza el valor del peso corporal) que muestra la imagen 8 de la Figura 4.

2.4.-Estadística

Se usó el programa *Statistica for Windows* v. 5.1. Se hicieron pruebas de estadística descriptiva y de estadística inferencial. Se hallaron medias, desviaciones típicas, rangos, correlaciones y se utilizó el test de Wilcoxon como prueba de significación estadística. Se usó el criterio estadístico de significación de $p < 0.05$. Se calculó el coeficiente de variación (CV) con los 3 mejores ensayos de 10 amortiguaciones realizadas en 2 días diferentes de una misma semana.

3.- RESULTADOS Y DISCUSIÓN:

¿Es reproducible el patrón cinético de las amortiguaciones?

Cuando se realiza un aterrizaje es importante llegar a controlar el movimiento de amortiguación, sobre todo, pensando en prevenir lesiones. Esto se vería reflejado en la consecución de un patrón de movimiento que fuera reproducible. En nuestro estudio, una forma de analizar la estabilidad en la técnica de amortiguación es a través de los CV.

Los CV estuvieron entre el 6.2 y 14.6% (Figura 5). Uno de los más pequeños aparece justamente en F2 (6.8%). Ésta ha sido la variable que hemos seleccionado para determinar si un ensayo era mejor o peor, ya que registra el valor más alto de las fuerzas verticales en la amortiguación de una caída. Los CV de F2 (3.0-8.1%) han sido inferiores a los registrados por Schot et al. (2002) (12-35%), estudiando a sujetos

jóvenes, activos y sin lesiones. Creemos que si estos autores hubieran realizado una familiarización más adecuada, los CV hubieran descendido. También pensamos, como hipótesis de futuros trabajos, que si analizáramos la estabilidad en el patrón de amortiguación en deportistas profesionales, exentos de lesiones asociadas a caídas, probablemente encontraríamos CV menores.

Los deportistas deberían tener totalmente automatizado el patrón de la caída para poder realizar amortiguaciones adecuadas y sin riesgo, pudiéndose centrar en otros aspectos del juego. Aun así, hay numerosas situaciones reales de juego en las que, debido a la incertidumbre de la acción, pueden aparecer factores que incrementen el riesgo como, por ejemplo, una colisión inesperada en el vuelo.

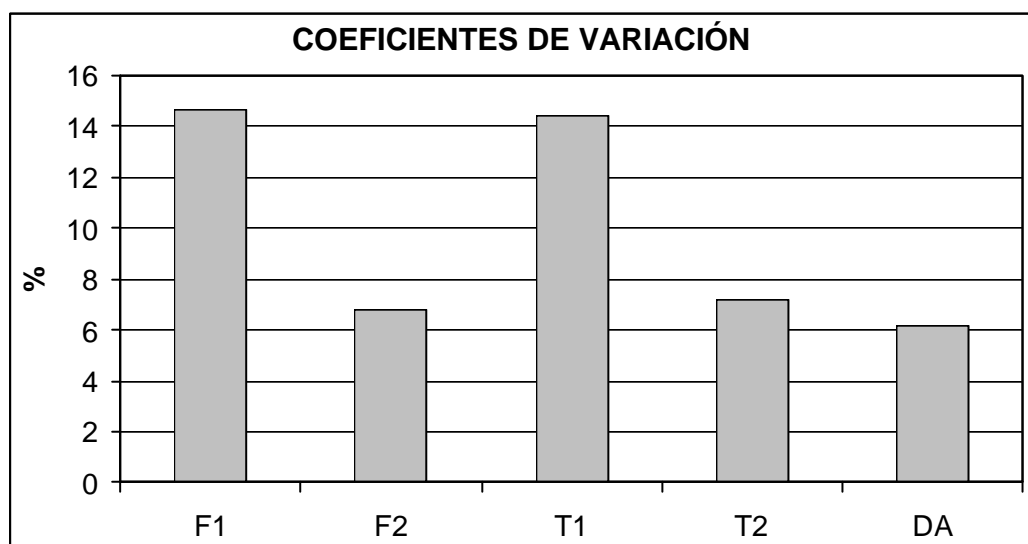


FIGURA 5: Coeficientes de variación de las variables medidas (F1 = primer pico de fuerza; F2 = segundo pico de fuerza; T1 = tiempo hasta el primer pico de fuerza; T2 = tiempo hasta el segundo pico de fuerza; DA = duración de la amortiguación).

¿Hay variaciones tras el ejercicio?

Después del ejercicio en cicloergómetro aparecía un descenso en F2, mientras que después del ejercicio de pliometría, éste incrementaba su valor. Por otro lado, no se han encontrado diferencias en el tiempo en el que sucedían los picos, ni tampoco en la duración de la amortiguación.

En ambos ejercicios (cicloergómetro y pliometría), a partir del tercer o cuarto ensayo (4-6 minutos desde que terminó el ejercicio), se recuperaban los valores de los picos de fuerza en la amortiguación (Figura 6).

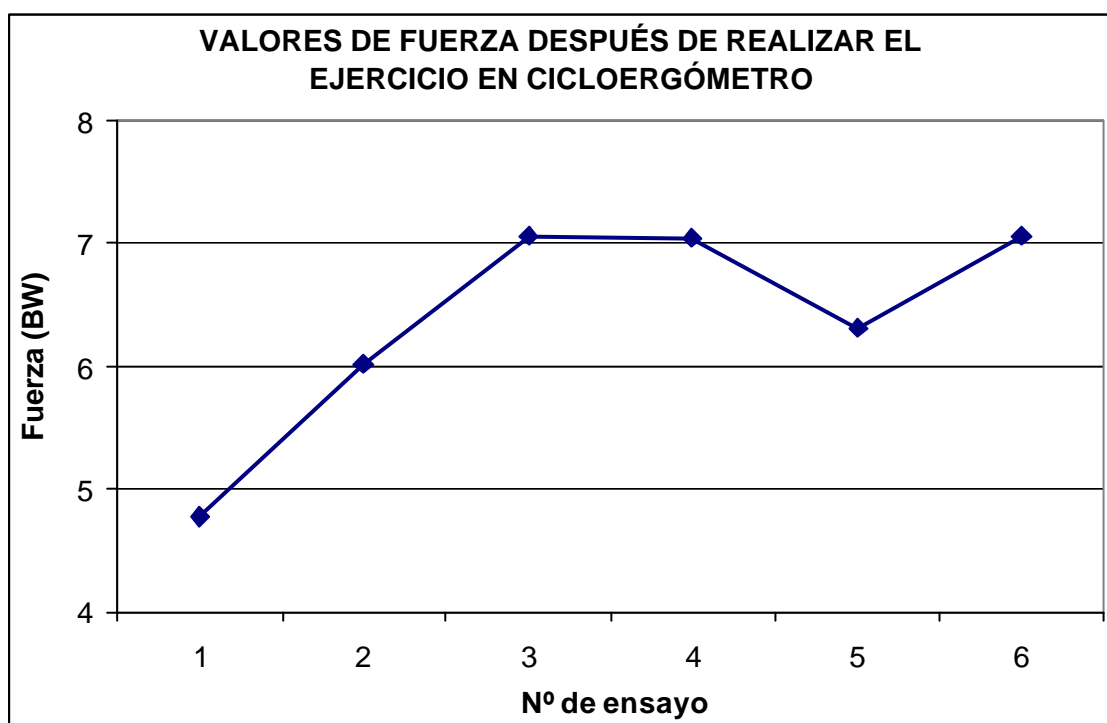


FIGURA 6: Promedio de las fuerzas de reacción (segundo pico) de los ensayos realizados después del ejercicio en cicloergómetro. A partir del tercer ensayo se estabilizan los valores.

La Tabla 2 muestra el resultado de sumar los valores de los picos de fuerza en los 3 ensayos anteriores y posteriores al ejercicio en cicloergómetro y pliométrico. Esta

estrategia de análisis cobra sentido si se tiene en cuenta que el riesgo de lesiones por impactos es acumulativo.

SITUACIÓN		F1 (BW)	F2 (BW)	DA (S)
CICLOERGÓMETRO	ANTES	10.52	18.31	0.7
	DESPUÉS	9.39	17.84	0.62
PLIOMETRÍA	ANTES	9.81	19.31	0.72
	DESPUÉS	9.86	21.74	0.66

TABLA 2: Resultado de la suma de las 3 amortiguaciones previas y las 3 posteriores al ejercicio de cicloergómetro y de pliometría. F1 = primer pico de fuerza; F2 = segundo pico de fuerza.

La diferencia entre las 3 amortiguaciones previas y posteriores al ejercicio en cicloergómetro han sido 1.13 BW superiores en F1 y 0.47 BW superiores en F2 (debido a que después del ejercicio los valores de los picos disminuían). La diferencia en F1 fue estadísticamente significativa ($p < 0.05$), mientras que la de F2 no lo fue. Por otro lado, en el ejercicio de pliometría la diferencia ha sido 0.05 BW inferior en F1 y 2.42 BW inferior en F2 (debido a que después del ejercicio los valores de los picos aumentaban). En este estudio piloto, con sólo 5 sujetos, el valor de la significación estadística debe relativizarse. Por ejemplo, manteniendo diferencias del mismo rango, en una hipotética muestra de 30 sujetos, se encontrarían diferencias significativas en algunas variables que no nos aparecen en este estudio.

Estos datos parecen indicar que el ejercicio intenso en cicloergómetro fue suficiente para hacer claudicar la musculatura extensora en su trabajo excéntrico durante la amortiguación. Así, los sujetos, en vez de frenar el movimiento de forma controlada con los músculos extensores de las extremidades inferiores, se hundían, llegando

incluso a frenar por el límite articular de las rodillas, pegando con el glúteo en los tobillos (Figura 7). Esto no debe ser considerado como positivo en la amortiguación (porque disminuya el valor de F2) sino todo lo contrario, ya que puede ser peligroso para determinadas estructuras articulares.

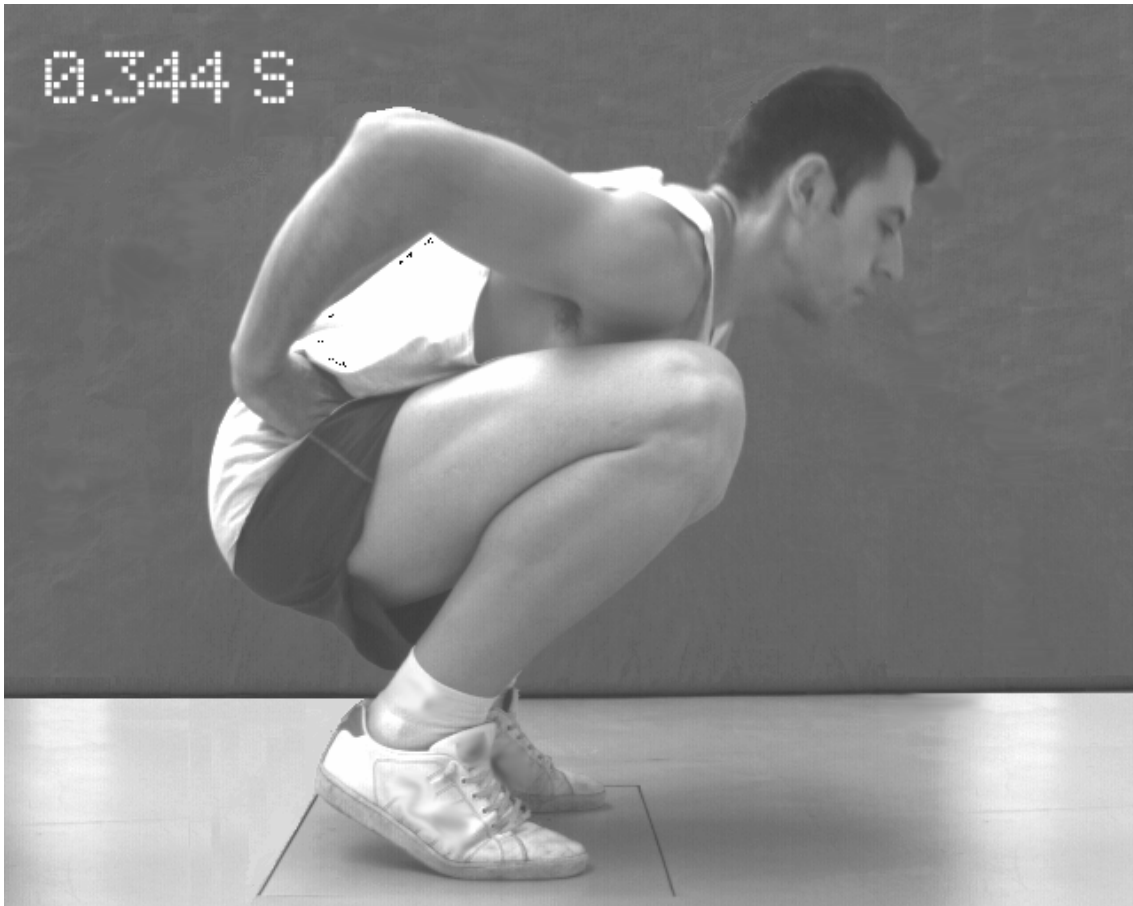


FIGURA 7: Posición más baja de una amortiguación en la que claudican los músculos extensores de las extremidades inferiores.

Algo parecido debió suceder en el estudio de Madigan y Pidcoe (2003), que registraron valores inferiores en F2 después de un trabajo de sentadillas y amortiguaciones. Sin embargo, después del ejercicio de pliometría en nuestro estudio, los valores de fuerza se han visto incrementados. Puede ser debido a que este tipo de ejercicio no hizo que el músculo claudicara, sino que aumentó su rigidez (stiffness).

Principales correlaciones.

Del conjunto de todas las pruebas se obtuvo una correlación de -0.92 ($p < 0.001$) entre el valor de F2 y el tiempo en el que se produce. Esto quiere decir que se registran valores superiores de fuerza cuando F2 se sitúa antes en el tiempo. Si al inicio de la amortiguación la musculatura extensora (sobre todo la del tobillo) realiza un trabajo excéntrico importante, F2 se retrasará, la musculatura absorberá parte de la fuerza del impacto y se reflejará en un descenso de F2 (Figura 3). Esto no es más que una hipótesis, de momento, ya que en este estudio no hemos registrado la activación electromiográfica, pero la relación encontrada entre el valor de F2 y el tiempo en producirse concuerda con resultados de otros estudios (Abián et al., 2004).

4.- CONCLUSIONES:

Después del ejercicio intenso en cicloergómetro se ha encontrado un descenso en F2 durante la amortiguación. Este hecho debe ser considerado como potencialmente peligroso, pues la causa posible es una claudicación muscular que reduce el pico a costa de forzar las articulaciones al límite de sus rangos de movimiento.

El ejercicio de pliometría que se ha realizado en este estudio ha modificado en mayor medida la amortiguación que el ejercicio en cicloergómetro y esto se ha reflejado en mayores fuerzas de reacción acumuladas. Creemos que si se hubiera incrementado la intensidad del trabajo pliométrico, posiblemente también hubiera claudicado la musculatura.

La recuperación de los registros normales de fuerza en las amortiguaciones se ha conseguido en un tiempo relativamente breve tras el ejercicio. Este tiempo puede ser utilizado para ajustar los intervalos de recuperación en los entrenamientos.

Se ha encontrado una relación entre los valores de F2 y el tiempo en el que se producían. En el futuro, sería interesante estudiar mediante electromiografía, la capacidad de disminuir el valor de los picos de fuerza al aumentar la activación muscular durante la contracción excéntrica.

AGRADECIMIENTOS:

Agradecemos a la empresa de material deportivo Joma y a Víctor Muñoz su colaboración en la realización de este trabajo.

5.- BIBLIOGRAFÍA:

Abián, J.; Alegre, L.M., Fernández, J.M.; Lara, A.J. y Aguado, X. (2004): Variabilidad en la capacidad de amortiguación de caída después de ejercicios intensos. Actas de las I Jornadas Internacionales de Medicina del Deporte. Jornada Nacional del Grupo de Especialistas de Medicina de la Educación Física y el Deporte. *Archivos de Medicina del Deporte*, 21 (5): 418-419.

Arampatzis, A.; Brüggemann, G.P. y Klapsing, G.M. (2002): A three-dimensional shank-foot model to determine the foot motion during landings. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34 (1): 130-138.

Bauer, J.J.; Fuchs, R.K.; Smith, G.A. y Snow, C.M. (2001): Quantifying force magnitude and loading rate from drop landings that induce osteogenesis. *Journal of Applied Biomechanics*, 17 (2): 142-152.

- Cowling, E.J.; Steele, J.R. y McNair, P.J.** (2003): Effect of verbal instructions on muscle activity and risk of injury to the anterior cruciate ligament during landing. *British Journal of Sport Medicine*, 37: 126-130.
- Dufek, J.S. y Zhang, S.** (1996): Landing models for volleyball players: a longitudinal evaluation. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 36 (1): 35-42.
- Dufek, J. y Bates, B.T.** (1990): The evaluation and prediction of impact forces during landings. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22 (3): 370-377.
- Gerberich, S.G.; Luhmann, S.; Finke, C.; Priest, J.D. y Beard, B.J.** (1987): Analysis of severe injuries associated with volleyball activities. *Physician and Sports Medicine*, 15 (8): 75-79.
- Gray, J.; Taunton, J.E.; Mckenzie, D.C.; Clement, D.B. y McConkey, J.P.** (1985): A survey of injuries to the anterior cruciate ligament of the knee in female basketball players international. *Journal of Sports Medicine*, 6: 314-316.
- Gruneberg, C.; Nieuwenhuijzen, J.A. y Duysens, J.** (2003): Reflex responses in the lower leg following landing impact on an inverting and non-inverting platform. *Journal of Physiology*, 550 (3): 985-993.
- Hargrave, M.D.; Carcia, C.R.; Gansneder, B.M. y Shultz, S.J.** (2003): Subtalar pronation does not influence impact forces or rate of loading during a single-leg landing. *Journal of Athletic Training*, 38 (1): 18-23.
- Henry, J.H.; Lareau, B. y Neigut, D.** (1982): The injury rate in professional basketball. *American Journal of Sports Medicine*, 10 (1): 16-18.
- Iglesias, F.** (1994): Análisis del esfuerzo en voleibol. *Stadium*. 17-23.
- Madigan, M.L. y Pidcoe, P.E.** (2003): Changes in landing biomechanics during a fatiguing landing activity. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13: 491-498.

- Mckay, H; Tsang, G.; Heinonen, A.; MacKelvie, K.; Sanderson, D. y Khan, K.M.** (2005): Ground reaction forces associated with an effective elementary school based jumping intervention. *British Journal of Sports Medicine*, 39: 10-14.
- McNair, P.J.; Prapavessis, H. y Callender, K.** (2000): Decreasing landing forces: effect of instruction. *British Journal of Sports Medicine*, 34: 293-296.
- McNitt-Gray, J.L.** (1991): Kinematics and impulse characteristics of drop landings from three heights. *International Journal of Sport Biomechanics*, 7: 201-224.
- McNitt-Gray, J.L.** (1993): Kinetics of the lower extremities during drop landings from three heights. *Journal of Biomechanics*, 26 (9): 1037-1046.
- Onate, J.A.; Guskiewicz, E.M. y Sullivan, R.J.** (2001): Augmented feedback reduces jump landing forces. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 31 (9): 511-517.
- Özgülven, H. y Berme, N.** (1988): An experimental and analytical study of impact forces during human jumping. *Journal of Biomechanics*, 21 (12): 1061-1066.
- Prapavessis, H. y McNair, P.J.** (1999): Effects of instruction in jumping technique and experience jumping on ground reaction forces. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 29 (6): 352-356.
- Prapavessis, H.; McNair, P.J.; Anderson, K. y Hohepa, M.** (2003): Decreasing landing forces in children: the effect of instructions. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 33 (4): 204-207.
- Richie, D.H.; Celso, S.F. ; Bellucci, P.A.** (1985): Aerobic dance injuries : a retrospective study of instructors and participants. *Physician and sports medicine*, 13 (2): 130-140.

- Riemann, B.L.; Schmitz, R.J.; Gale, M.G. y McCaw, S.T.** (2002): Effect of ankle taping and bracing on vertical ground reaction forces during drop landings before and after treadmill jogging. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 32: 628-635.
- Schot, P.K.; Hart, B.A. y Mueller, M.** (2002): Within-participant variation in landing kinetics: movement behavior trait or transient?. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 73 (4): 450-456.
- Seegmiller, J.G. y McCaw, S.T.** (2003): Ground reaction forces among gymnasts and recreational athletes in drop landings. *Journal of Athletic Training*, 38 (4): 311-314.
- Self, B.P. y Paine, D.** (2001): Ankle biomechanics during four landing techniques. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33 (8): 1338-1344.
- Zelisko, J.A.; Noble, H.B.; Porter, M.A.** (1982): Comparison of men's and women's professional basketball injuries. *American Journal of Sports Medicine*, 10 (5): 297-299.
- Zhang, S.N.; Bates, B.T. y Dufek, J.S.** (2000): Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32 (4): 812-819.