

DIFERENCIAS DE SEXO DURANTE LA AMORTIGUACIÓN DE CAÍDAS EN TESTS DE SALTO

GENDER DIFFERENCES DURING LANDINGS AFTER JUMPING

RESUMEN

Objetivo: Analizar, en una población de aspirantes al ingreso en una Facultad de Ciencias del Deporte, la cinética de la batida, vuelo y amortiguación de sus saltos y estudiar las diferencias entre los subgrupos de hombres y mujeres.

Metodología: Se analizaron los saltos de 180 sujetos, 132 eran hombres (edad = $19,8 \pm 3,0$ años) y 48 mujeres (edad = $19,6 \pm 3,3$ años). Se utilizó una plataforma de fuerzas Quattro Jump de Kistler. Se analizaron las fuerzas de reacción verticales y la posición del centro de gravedad en un salto con contramovimiento.

Resultados: Los hombres lograron mayores alturas del centro de gravedad en el vuelo (hombres = $35,77 \pm 4,55$ cm, mujeres = $26,08 \pm 3,33$ cm; $p < 0,001$) y mayores segundos picos de fuerza en la amortiguación (F2) (hombres = $7,41 \pm 2,20$ BW, mujeres = $5,72 \pm 1,82$ BW; $p < 0,001$) (BW = veces el peso corporal). Las mujeres mostraron un mayor recorrido del centro de gravedad durante la amortiguación (hombres = $10,21 \pm 2,26\%$, mujeres = $10,84 \pm 2,21\%$; $p < 0,05$). Los valores obtenidos en F2 en el conjunto de la población estudiada han sido superiores a los registrados por otros autores en alturas de caídas mayores, en las que el objetivo era lograr la máxima amortiguación.

Conclusiones: Los resultados de este estudio justifican la necesidad de intervenciones profilácticas para enseñar a amortiguar correctamente las caídas de saltos. El mayor valor obtenido en F2 por los hombres podría ser debido a que caían desde mayor altura que las mujeres y al mayor recorrido del centro de gravedad registrado por las mujeres que les protegía de valores altos en F2.

Palabras clave: Biomecánica. Cinética. Fuerzas de reacción. Salto con contramovimiento. Amortiguación de caídas. Prevención de lesiones. Diferencias de sexo.

SUMMARY

Purpose: To analyse, in a population of applicants to a Faculty of Sports Sciences, the kinetics of the push off, flight and landing phases in a jump test, and to study the differences between men and women.

Methodology: The jumps of 180 applicants to a faculty of Sports Sciences (132 men, mean age: 19.8 ± 3.0 years, and 48 women, mean age: 19.6 ± 3.3 years) were recorded with a Quattro Jump Kistler force plate. Vertical ground reaction forces and the position of the centre of gravity in a counter movement jump were analysed.

Results: The men's group reached higher heights of the centre of gravity during the flight phase (men = 35.77 ± 4.55 cm, women = 26.08 ± 3.33 cm; $p < 0.001$) and greater vertical forces in the second peak of the landing phase (F2) (men = 7.41 ± 2.20 BW, women = 5.72 ± 1.82 BW; $p < 0.001$) (BW = body weight). Women showed greater vertical displacement of the centre of gravity during the landing phase (men = $10.21 \pm 2.26\%$ of subject's height, women = $10.84 \pm 2.21\%$; $p < 0.05$). The values of F2 in the population studied have been greater than those found in other studies performed with higher landing heights, but with the aim of maximal softening.

Conclusions: The results of the present study support the necessity of prophylactic interventions to teach proper landing techniques among specific populations. The greater values of F2 in the men's group could have been caused by the higher landing heights and the shorter vertical displacement of the centre of gravity during the landing phase, compared to the women's group.

Key words: Biomechanics. Kinetics. Ground reaction forces. Counter movement jump. Landings. Injury prevention. Gender differences.

Javier Abián

Luis M. Alegre

Amador J. Lara

Xavier Aguado

Facultad de Ciencias del Deporte
Universidad de Castilla-La Mancha
Toledo

CORRESPONDENCIA:

Javier Abián Vicén
Laboratorio de Biomecánica, Facultad de Ciencias del Deporte, Universidad de Castilla-La Mancha,
Avenida Carlos III s/n. 45071 Toledo

Aceptado: 04-05-2006 / Original nº 519

ABIÁN J.,
et al.

FIGURA 1.

Instantes en los que se producen los picos representativos de las fuerzas de reacción vertical en la amortiguación de una caída.

Las fotografías se han obtenido con una cámara de vídeo de alta velocidad MotionScope M1, a 1000 Hz.

(F1 = primer pico de fuerza; F2 = segundo pico de fuerza; F3 = tercer pico de fuerza; BW = veces el peso corporal; t = tiempo transcurrido desde el inicio del contacto)



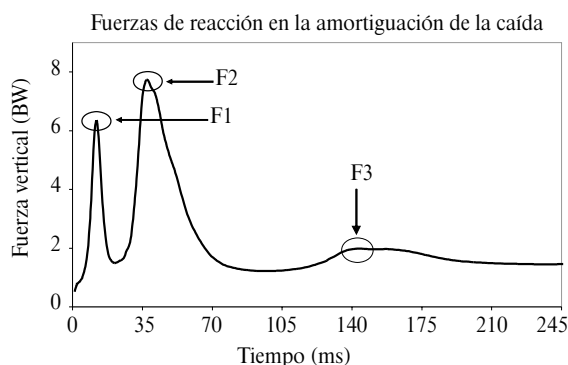
FIGURA 2.

Gráfica representativa de los 3 picos de fuerza de reacción vertical en la amortiguación de una caída.

La gráfica se ha obtenido con una plataforma de fuerzas piezoeléctrica Kistler 9281 C, a 1000 Hz.

(F1 = primer pico de fuerza; F2 = segundo pico de fuerza; F3 = tercer pico de fuerza)

Figura modificada de Abián et al¹⁰.



INTRODUCCIÓN

Los tests de salto son usados en diferentes situaciones para medir la fuerza explosiva de las extremidades inferiores. Entre ellas, en pruebas de aptitud física selectivas en determinados puestos de trabajo (policía, bomberos,...), en pruebas de ingreso a la mayoría de Facultades de Ciencias del Deporte en España y en tests que realizan profesores de Educación Física y entrenadores.

El sujeto y el entrenador, profesor de Educación Física o investigador, centran su atención en la batida y la altura alcanzada en el vuelo, descuidando casi siempre la observación de una correcta amortiguación en la caída. En situaciones reales de competición, algunos autores sitúan el aterrizaje de saltos como la principal causa de lesión en determinados deportes¹⁻⁸. Por ejemplo Gray, et al.⁹ destacan que entre el 58% y el 63% de las lesiones en baloncesto y voleibol se producen durante los aterrizajes de saltos.

Si medimos las fuerzas de reacción verticales del suelo en la caída de un salto encontramos un patrón cinético consistente en tres picos de fuerza característicos (Figuras 1 y 2)¹⁰⁻¹². El primero (F1) se ajusta temporalmente al impacto de las cabezas de los metatarsos y sucede en torno a los 10 ms de haber iniciado el contacto del pie con el suelo. El segundo (F2) se ajusta temporalmente al impacto del talón y sucede en torno a los 40 ms. Este pico es el mayor de los 3 y puede llegar a superar 10 BW (veces el peso corporal). El tercero, que guarda relación con el ángulo máximo de flexión de los tobillos e inicio del levantamiento de los talones del suelo y sucede alrededor de los 150 ms, es el menor de los 3.

En la bibliografía se apoya la idea de que la forma en que el sujeto absorbe la energía durante la amortiguación de un salto va a condicionar que ésta sea más o menos peligrosa¹³⁻²⁰. Este hecho es importante, porque resalta la capacidad que tiene el ser humano de protegerse activamente (mediante una técnica adecuada) del riesgo implícito de lesión en las caídas. Así, algunos autores incluso llegan a realizar intervenciones en el marco escolar para evaluar hasta qué punto se puede disminuir el riesgo de lesión después de un aprendizaje técnico²¹⁻²³.

Por otro lado, abundantes trabajos de esta última década han estudiado el riesgo de lesión según el sexo en la amortiguación de caídas. Así, diferentes autores describen un mayor riesgo de lesión de ligamento cruzado anterior en las mujeres (Tabla 1). Estos estudios se han centrado en medir cinemática, cinética y activación

Autor	Número de sujetos	Edad (años)	Características	Altura de caída	Tipo de medición	Diferencias	Mayor riesgo
Hewett, <i>et al</i> ²⁴	11 M y 9H	M=15.0±0.6 H= 15.0±0.3	Jugadores de voleibol	Previo salto máximo	Cinética	***	Hombres
Cowling y Steele ²⁵	11 M y 7 H	22.6±2.5	Físicamente activos	Previo salto máximo	Cinemática Cinética Electromiografía	ns ns *	Mujeres
Chappell, <i>et al</i> ²⁶	10 M y 16 H	M=21.0±1.7 H=23.4±1.1	Atletas recreacionales practicaban A.F. 3 días a la semana	Previo salto máximo	Cinética Cinemática	*** ***	Mujeres
Fagenbaum y Darling ²⁷	8 M y 10 H	----	Jugadores de baloncesto universitarios	25.4 y 50.8 cm	Electromiografía Cinemática	ns *	Hombres
Ford, <i>et al</i> ²⁸	47 M y 34 H	M= 16.0±0.2 H= 16.0±0.2	Jugadores de baloncesto	Drop Jump (31 cm)	Cinemática Cinética	*** ns	Mujeres
Chappell, <i>et al</i> ²⁹	10 M y 10 H	M= 21.7±2.1 H= 23.7±0.8	Atletas recreacionales practicaban A.F. 3 días a la semana	Previo salto máximo	Cinemática	**	Mujeres
Kernozek, <i>et al</i> ³⁰	15 M y 15 H	M= 23.6±1.76 H= 24.5±2.26	Atletas recreacionales universitarios	60 cm	Cinemática Cinética	* *	Mujeres
Swartz, <i>et al</i> ³¹	4 grupos 15G, 15B, 14M y 14H	G= 9.2±1.0 B= 9.41±0.9 M= 24.2±2.2 H= 23.5±3.2	Físicamente activos	Previo salto al 50% de la altura alcanzada en un salto máximo	Cinética	ns	No diferencias
Yu, <i>et al</i> ³²	30 M y 30 H	11 a 16	Practicaban fútbol 2 o 3 veces por semana	Previo salto máximo	Cinemática	***	Mujeres
Zazulak, <i>et al</i> ⁸	13 M y 9 H	-	Jugadores de fútbol de 1ª división y atletas universitarios	30.5 y 45.8 cm	Electromiografía	*	Mujeres

H= hombres; M= mujeres; G= niñas; B= niños; A.F.= actividad física; * = $p < 0.05$; ** = $p < 0.01$; *** = $p < 0.001$; ns= no significativas

TABLA 1. Estudios que analizan las diferencias de sexo en las amortiguaciones de caídas

muscular. Hewett, *et al.*³⁵, atribuyen el mayor riesgo de las mujeres a la mayor extensión de las rodillas al inicio de la amortiguación, lo que podría verse reflejado en una posición más elevada del centro de gravedad en ese instante.

El *objetivo* de este estudio ha sido analizar las fuerzas de reacción verticales y la posición del centro de gravedad durante la amortiguación de tests de salto, realizados en las pruebas de acceso a una Facultad de Ciencias del Deporte, para determinar si guardan relación con la potencia de la batida y altura del salto y, por otro lado, ver si se diferencian los subgrupos de hombres y mujeres de la población estudiada.

METODOLOGÍA

Instrumentos

Para medir las variables de los saltos se usó una plataforma de fuerzas piezoeléctrica portable *Quattro Jump* (Kistler, Suiza), conectada a un ordenador en el que se recogían los registros de fuerzas, con una frecuencia de muestreo de 500 Hz.

Sujetos

Tomaron parte en el estudio 180 aspirantes a ingresar en una Facultad de Ciencias del Deporte de España, en el curso 2005-2006; 132 de

ellos eran hombres (edad = $19,8 \pm 3,0$ años, masa = $70,4 \pm 8,3$ kg, estatura = $176,3 \pm 5,5$ cm) y 48 mujeres (edad = $19,6 \pm 3,3$ años, masa = $55,9 \pm 6,7$ kg, estatura = $163,6 \pm 6,3$ cm). Todos los sujetos fueron informados de la realización del estudio, pudiéndose negar a participar en el mismo.

Protocolos

A todos los sujetos se les dejó un tiempo mínimo de 10 minutos para que realizaran el calentamiento. Los sujetos fueron tallados y pesados, y a continuación realizaron el test de salto con contramovimiento (CMJ), sobre la plataforma de fuerzas. Las manos debían permanecer en la cintura durante todo el salto (batida, vuelo y amortiguación). Se dejó libre el ángulo de flexión de rodillas en el contramovimiento. Cada sujeto disponía de dos intentos para superar unos mínimos de altura establecidos (29 cm en hombres y 21 cm en mujeres). Si no conseguían el mínimo en el primer intento realizaban, tras un minuto, un segundo salto. Se analizó el mejor de los intentos.

Variables

Se estudió, respecto al *vuelo* la altura a la que se elevaba el centro de gravedad (H), respecto a la *batida* el pico de potencia (PP) y respecto a la *amortiguación* de la caída los tres picos de fuerza vertical (F1, F2 y F3), el instante en el que sucedía cada uno de estos picos (T1, T2 y T3) y el tiempo desde el inicio de contacto con el suelo (considerado a partir de que el valor de las fuerzas de reacción verticales superaba los 3

N) hasta que se cruzaba por primera vez el valor del peso en la gráfica de fuerza-tiempo (TBW). Durante la *amortiguación* también se estudió, en el instante de tocar el suelo, cuánto más bajo se encontraba el centro de gravedad respecto del instante del despegue (Hl) y el descenso del centro de gravedad desde el inicio de la amortiguación hasta el punto más bajo (Lr). Los valores de Hl y Lr se utilizaron normalizados con la estatura del sujeto.

Análisis estadístico

Se usó el software estadístico *Statistica for Windows v. 5.1*. Para comprobar la normalidad de las distribuciones se usó la *W de Shapiro Wilks*, la *Curtosis* y las *Skewness*. Se realizó estadística descriptiva obteniendo medias, desviaciones típicas y correlaciones de *Pearson* (en las variables que mostraban una curva normal) y de *Spearman* (en las variables que mostraban una curva no normal). Como pruebas inferenciales se utilizaron en las variables que presentaban una distribución normal la *T de Student* para variables independientes y en las que mostraban una distribución no normal el test de la *U de Mann-Whitney*. En las correlaciones y pruebas inferenciales se usó el criterio de significación mínimo de $p < 0.05$.

RESULTADOS

Se encontró una distribución normal tanto en el subgrupo de hombres como en el de mujeres en el PP, T2, F3 y Hl. Además, los hombres presentaron una distribución normal en F2 y las muje-

	PP (W/kg)	H salto (cm)	Hl (%)	Lr (%)
Todos	47.95 ± 7.12	33.16 ± 6.06	2.43 ± 2.00	10.38 ± 2.26
Hombres	50.77 ± 5.57	35.77 ± 4.55	2.38 ± 1.78	10.21 ± 2.26
Mujeres	40.20 ± 4.78	26.08 ± 3.3	2.57 ± 2.53	10.84 ± 2.21
Diferencia (H-M)	10.58	9.68	0.16	-0.63
% Diferencia	20.83	27.07	3.81	5.78
Sig (H-M)	***	***	ns	*

TABLA 2.
Resultados obtenidos en las variables de la batida, vuelo y posición del centro de gravedad durante la amortiguación

PP= pico de potencia alcanzado durante la batida; H salto= altura alcanzada por el centro de gravedad en el vuelo; Hl= altura del centro de gravedad en el inicio de la amortiguación; Lr = desplazamiento del centro de gravedad desde el inicio de la amortiguación hasta el punto más bajo

	T1 (s)	F1(BW)	T2 (s)	F2(BW)	T3 (s)	F3 (BW)	TBW (s)
Todos	0.017±0.007	2.93±1.18	0.057±0.019	6.96±2.23	0.123±0.030	2.88±0.61	0.226±0.58
Hombres	0.017±0.06	3.17±1.21	0.055±0.018	7.41±2.20	0.119±0.028	2.96±0.62	0.220±0.056
Mujeres	0.018±0.007	2.33±0.85	0.065±0.020	5.72±1.82	0.134±0.034	2.62±0.49	0.240±0.064
Diferencia (H-M)	-0.001	0.84	-0.010	1.69	-0.015	0.34	-0.02
% Diferencia	4.49	26.48	15.53	22.82	11.13	11.59	8.48
Sig (H-M)	ns	***	**	***	*	**	ns

F1 = primer pico de fuerza; T1 = instante en el que sucedía el primer pico de fuerza; F2 = segundo pico de fuerza; T2 = instante en el que sucedía el segundo pico de fuerza; F3 = tercer pico de fuerza; T3 = instante en el que sucedía el tercer pico de fuerza; TBW = tiempo desde el inicio de contacto con el suelo hasta que se cruzaba por primera vez el valor el peso en la gráfica de fuerza-tiempo; * = $p < 0.05$; ** = $p < 0.01$; *** = $p < 0.001$; ns = no significativa

TABLA 3. Resultados obtenidos en las variables cinéticas durante la amortiguación de la caída del salto

res en el TBW. El resto de variables mostraron una distribución no normal.

Las variables de la batida, vuelo y posición del centro de gravedad durante la amortiguación se muestran en la Tabla 2. Las mayores diferencias se han encontrado en la altura del salto y el pico de potencia; en ambas variables los hombres obtuvieron mayores valores. Sin embargo, en las variables relacionadas con la posición del centro de gravedad, las mujeres obtuvieron mayores desplazamientos, con una altura mínima y un rango mayores.

En la Tabla 3 se muestran los resultados obtenidos en las variables cinéticas de la amortiguación. Las mayores diferencias entre hombres y mujeres se han encontrado en el primer y segundo pico de fuerza; en ambos los hombres tenían mayores valores que las mujeres.

En la Tabla 4 se muestran las principales correlaciones encontradas, tanto en el subgrupo de hombres como en el de mujeres y en el conjunto de la población estudiada.

DISCUSIÓN

Durante las amortiguaciones, los picos de fuerza vertical de reacción han sido utilizados por diversos autores como una forma de evaluar riesgo de lesión en deportes en los que se dan impactos contra el suelo. En el caso de las amortiguaciones de saltos, F2, que puede superar 10 BW, sucede en torno a los 40 ms. Pflum, *et al*³³ sitúa F2 en el mismo instante en el que el

Variables	Todos	Hombres	Mujeres
F2-T2	-0.61	-0.55	-0.69
F3-T3	-0.76	-0.79	-0.70
F2-TBW	-0.52	-0.42	-0.71
Lr-F2	-0.59	-0.54	-0.69
HI-F2	-0.14 (ns)	-0.12 (ns)	-0.56
Lr-TBW	0.85	0.85	0.89

F2 = segundo pico de fuerza; T2 = instante en el que sucedía el segundo pico de fuerza; F3 = tercer pico de fuerza; T3 = instante en el que sucedía el tercer pico de fuerza; TBW = tiempo desde el inicio de contacto con el suelo hasta que se cruzaba por primera vez el valor el peso en la gráfica de fuerza-tiempo; HI = altura del centro de gravedad en el inicio de la amortiguación; Lr = desplazamiento del centro de gravedad desde el inicio de la amortiguación hasta el punto más bajo

TABLA 4. Principales correlaciones que se han encontrado en el estudio. Todas presentaban una significación de $p < 0.001$ excepto las marcadas con (ns) que no fueron significativas

ligamento cruzado anterior tiene que soportar una mayor tensión. Así, es coherente pensar que disminuyendo F2 pudiéramos disminuir la transmisión de la carga a través de la cadena cinética justo en el instante en que el ligamento cruzado anterior está siendo solicitado al máximo y, de esta manera, podríamos estar protegiéndolo.

Los valores encontrados en F2 han sido superiores a los obtenidos por otros autores que analizaban caídas desde alturas similares a las alcanzadas en el vuelo por la población estudiada (H salto = $33,16 \pm 6,06$ cm). Mcnitt-Gray^{13,14}, analizando la amortiguación de caídas desde 32 cm de hombres con características similares a los de nuestra población, obtuvieron de media 4.2 BW en F2. Self y Paine³⁴, estudiando las caídas desde 30 cm en atletas recreacionales, obtuvieron 4.29 BW de media. Prapavessis, *et al.*²¹, estudiando caídas desde 30

cm en 35 mujeres y 56 hombres, obtuvieron 4.53 BW de promedio en F2. La explicación podría ser que los sujetos de nuestro estudio centraron su atención en alcanzar la máxima altura en el salto, descuidando la correcta amortiguación. Así, se obtuvo un valor medio de toda la población en F2 de 6.96 BW; valor incluso superior al encontrado por McNitt-Gray^{13,14} en caídas centrande la atención en amortiguar todo lo posible desde una altura de 0.72 m (F2 = 6.4 BW).

Chappell, *et al.*²⁶ y Kernozek, *et al.*³⁰ estudiando la cinética durante la amortiguación de caídas en hombres y mujeres, concluían que el grupo de mujeres tenía un mayor riesgo de lesión que el de hombres. Sin embargo Hewett, *et al.*²⁴ referían un mayor riesgo en los hombres, al encontrar en ellos mayores valores de F2. Nuestros resultados coinciden con este autor (F2 hombres = 7.41±2.20 BW; F2 mujeres =

5.72±1.82 BW, p < 0.001). En este sentido cabe destacar que los hombres de nuestro estudio caían en sus saltos desde alturas superiores a las mujeres (H salto hombres = 35.77±4.55cm; H salto mujeres = 26.08±3.33cm, p < 0.001) (Figura 3). Si a un grupo de hombres y a otro de mujeres se les dejara caer desde una misma altura más elevada, es posible que los mayores valores de F2 los encontráramos en las mujeres, como describen algunos autores^{8,30}.

El subgrupo de hombres también ha obtenido mayores valores en F1 (p < 0.001) y F3 (p < 0.01), pero el valor de estos picos ha sido de 2 a 3 veces menor que F2. Por esto no creemos que puedan representar un incremento especial en el riesgo de lesiones concretas.

Hewett, *et al.*³⁵, consideran que una mayor extensión de los miembros inferiores al inicio de la amortiguación incrementaría la tensión que tiene que soportar el ligamento cruzado anterior y con ello el riesgo de lesión. En este estudio hemos medido indirectamente esta extensión a partir de la altura del centro de gravedad al inicio de la amortiguación. No obstante, aunque el subgrupo de mujeres caía con un mayor grado de extensión no hemos obtenido diferencias significativas entre hombres y mujeres (HI hombres = 2.38±1.78%; HI mujeres = 2.57±2.52%).

Al igual que en otros estudios¹⁰, hemos encontrado correlaciones negativas entre F2 y T2,

FIGURA 3.
Diferencias en altura de salto (H salto) y segundo pico de fuerza (F2) entre el subgrupo de hombres y el de mujeres. (***) = p < 0.001

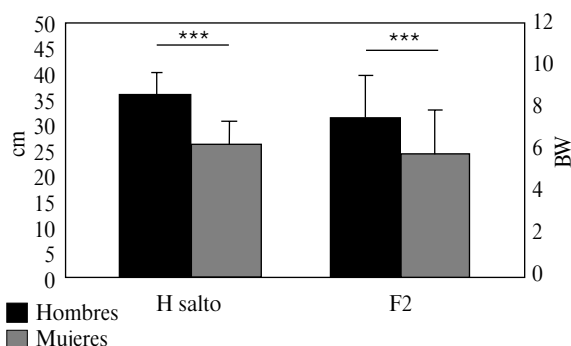
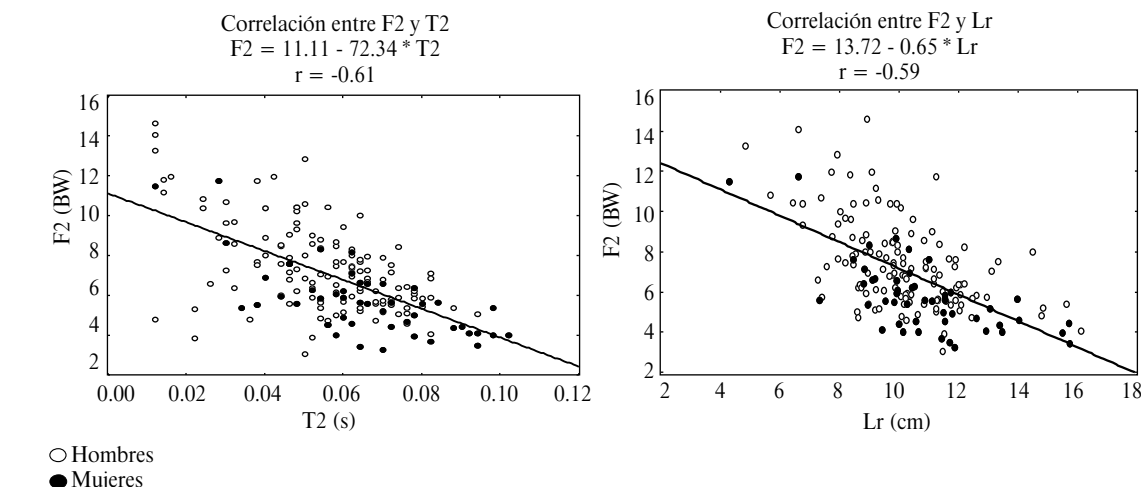


FIGURA 4.
Correlaciones entre F2 y T2 (izquierda) y F2 y Lr (derecha) (F2 = segundo pico de fuerza; T2 = instante en el que sucedía el segundo pico de fuerza; Lr = desplazamiento del centro de gravedad desde el inicio de la amortiguación hasta el punto más bajo)



tanto en el conjunto de la población ($r = -0.61$; $p < 0.001$) como en los subgrupos de hombres ($r = -0.55$; $p < 0.001$) y mujeres ($r = -0.69$; $p < 0.001$). Esto nos indica que retrasar el instante en el que se da F2 reduce su valor. Otra posible forma de reducir este valor sería alargando el tiempo de amortiguación, al utilizar un mayor recorrido del centro de gravedad. Coincidiendo con esta idea se han encontrado correlaciones negativas entre F2 y Lr, tanto en el conjunto de la población estudiada ($r = -0.56$; $p < 0.001$), como en los subgrupos de hombres ($r = -0.52$; $p < 0.001$) y de mujeres ($r = -0.69$; $p < 0.001$) (Figura 4). Por otro lado el subgrupo de mujeres ($Lr = 10.84 \pm 2.21$ %) descendió más que el de hombres ($Lr = 10.21 \pm 2.26$ %; $p < 0.05$). Este hecho probablemente haya contribuido también a que las mujeres de este estudio hayan tenido menores valores en F2.

Por otro lado no se han encontrado correlaciones entre la altura del salto y F2 ni entre PP (que es una forma de medir la fuerza explosiva) y F2. Esto indica que independientemente de la altura de la que se caiga o de la fuerza explosiva que se tenga, con una buena técnica se pueden conseguir valores bajos en F2. Esto refuerza la importancia que tiene el enseñar a caer bien y justifica intervenciones profilácticas en diferentes ámbitos, como la escuela o los centros de medicina deportiva.

Estudiar la cinética de los saltos con plataformas de fuerzas puede ayudarnos a entender lo que sucede durante la amortiguación de una caída y nos da pistas para aprender a realizar amortiguaciones menos agresivas, pero para tener una visión más amplia en futuros trabajos sería interesante incluir análisis de la cinemática y electromiografía, sincronizadas con el registro de fuerzas de reacción.

CONCLUSIONES

Para amortiguar los picos de fuerza en las caídas de saltos es más importante una buena técnica que una mayor potencia en las extremidades inferiores.

No prestar atención a la amortiguación podría incrementar los picos de fuerza vertical. Esto es importante ya que diferentes autores han mostrado el riesgo de lesión que suponen las fuerzas de reacción elevadas en la amortiguación de caídas de saltos.

Así, se justificarían intervenciones profilácticas en diferentes ámbitos en las que, enseñando una técnica correcta, buscaríamos proteger a personas que en el deporte, en juegos o en situaciones de test, se vieran expuestas al riesgo de lesiones durante la amortiguación.

B I B L I O G R A F Í A

1. Henry JH, Lareau B, Neigut D. The injury rate in professional basketball. *Am J Sports Med* 1982;10(1):168.
2. Zelisko JA, Noble HB, Porter MA. Comparison of men's and women's professional basketball injuries. *Am J Sports Med* 1982;10(5):297-9.
3. Martínez JL. Patología lesional del baloncesto. *Archivos de Medicina del Deporte* 1985;8:341-8.
4. Richie DH, Celso SE, Bellucci PA. Aerobic dance injuries: a retrospective study of instructors and participants. *Physician and Sports Medicine* 1985;13(2):130-40.

5. Gerberich SG, Luhmann S, Finke C, Priest JD, Beard BJ. Analysis of severe injuries associated with volleyball activities. *Physician and Sports Medicine* 1987;15(8):75-9.
6. Özgüven H, Berme N. An experimental and analytical study of impact forces during human jumping. *J Biomech* 1988; 21(12):1061-6.
7. Manonelles P, Tárrega L. Epidemiología de las lesiones en el baloncesto. *Archivos de Medicina del Deporte* 1998; 68:479-83.
8. Zazulak BT, Ponce PL, Straub SJ, Michael JM, Avedisian L, Hewett TE. Gender comparison of hip muscle activity during single-leg landing. *J Orthop Sports Phys Ther* 2005; 35:292-9.
9. Gray J, Taunton JE, McKenzie DC, Clement DB, McConkey JP. A survey of injuries to the anterior cruciate ligament of the knee in female basketball players international. *Int J Sports Med* 1985;6:314-6.
10. Abián J, Alegre LM, Lara AJ, Sordo S, Aguado X. Capacidad de amortiguación en aterrizajes después de ejercicio intenso. *Revista de Entrenamiento Deportivo* 2005;19(3): 5-11.
11. Abián J, Alegre LM, Lara AJ, Jiménez L, Aguado X. Fuerzas de reacción del suelo en pies cavos y planos. *Archivos de Medicina del Deporte* 2005;108:285-92.
12. Bauer JJ, Fuchs RK, Smith GA, Snow CM. Quantifying force magnitude and loading rate from drop landings that induce osteogenesis. *J Appl Biomech* 2001;17(2):142-52.
13. McNitt-Gray JL. Kinematics and impulse characteristics of drop landings from three heights. *Int J Sport Biomech* 1991;7:201-24.
14. McNitt-Gray JL. Kinetics of the lower extremities during drop landings from three heights. *J Biomech* 1993;26(9): 1037-46.
15. McNair PJ, Prapavessis H, Callender K. Decreasing landing forces: effect of instruction. *Br J Sports Med* 2000;34:293-6.
16. Onate JA, Guskiewicz EM, Sullivan RJ. Augmented feedback reduces jump landing forces. *J Orthop Sports Phys Ther* 2001;31(9):511-7.
17. James CR, Bates BT, Dufek JS. Classification and comparison of biomechanical response strategies for accommodating landing impact. *J Appl Biomech* 2003;19:106-18.
18. Devan MR, Pescatello S, Faghri P, Anderson J. A prospective study of overuse knee injuries among female athletes with muscle imbalances and structural abnormalities. *J Athl Training* 2004;39(3):263-7.
19. Cowling EJ, Steele JR, McNair PJ. Effect of verbal instructions on muscle activity and risk of injury to the anterior cruciate ligament during landing. *Br J Sports Med* 2003;37:126-30.
20. Tillman MD, Hass CJ, Brunt D, Bennett GR. Jumping and landing techniques in elite women's volleyball. *J Sports Sci Med* 2004;3:30-6.
21. Prapavessis H, McNair PJ, Anderson K, Hohepa M. Decreasing landing forces in children: the effect of instructions. *J Orthop Sports Phys Ther* 2003;33(4):204-7.
22. Pittenger VM, McCaw ST, Thomas DQ. Vertical ground reaction forces of children during one and two leg rope jumping. *Research Quarterly for Exercise and Sport* 2002; 73(4):445-9.
23. McKay H, Tsang G, Heinonen A, MacKelvie K, Sanderson D, Khan KM. Ground reaction forces associated with an effective elementary school based jumping intervention. *Br J Sports Med* 2005;39:10-4.
24. Hewett TE, Stroupe AL, Nance TA, Noyes FR. Plyometric training in female athletes. Decreased impact forces and increased hamstring torques. *Am J Sports Med* 1996;24 (6):765-73.
25. Cowling EJ, Steele JR. Is lower limb muscle synchrony during landing affected by gender? Implications for variations in ACL injury rates. *J Electromyogr Kines* 2001;11: 263-8.
26. Chappell JD, Yu B, Kirkendall DT, Garrett WE. A comparison of knee kinetics between male and female recreational athletes in stop-jump tasks. *Am J Sports Med* 2002;30(2): 261-7.
27. Fagenbaum R, Darling WG. Jump landing strategies in male and female college athletes and the implications of such strategies for anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med* 2003;31(2):233-40.
28. Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. *Med Sci Sports Exerc* 2003;35(10):1745-50.
29. Chappell JD, Herman DC, Knight BS, Kirkendall DT, Garrett WE, Yu B. Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop-jump tasks. *Am J Sports Med* 2005;33:1022-9.
30. Kernozek TW, Torry MR, Heather VH, Cowley H, Tanner S. Gender differences in frontal and sagittal plane biomechanics during drop landings. *Med Sci Sports Exerc* 2005;37:1003-12.
31. Swartz, EE, Decoster LC, Russell PJ, Croce RV. Effects of developmental satage and sex on lower estremity

- kinematics and vertical ground reaction forces during landing. *J Athl Training* 2005;40(1):9-14.
32. **Yu B, McClure SB, Onate JA, Guskiewicz KM, Kirkendall DT, Garrett WE.** Age and gender effects on lower extremity kinematics of youth soccer players in a stop-jump task. *Am J Sports Med* 2005;33(9):1356-64.
33. **Pflum MA, Shelburne KB, Torry MR, Decker MJ, Pandy MG.** Model prediction of anterior cruciate ligament force during drop-landings. *Med Sci Sports Exerc* 2004;36:1949-58.
34. **Self BP, Paine D.** Ankle biomechanics during four landing techniques. *Med Sci Sports Exerc* 2001;33(8):1338-44.
35. **Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS, Colosimo AJ, Mclean SG, et al.** Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes. *Am J Sports Med* 2005;33(4):492-501.