



ORIGINALES

LA FUERZA MEDIA DE IMPACTO EN EL ATERRIZAJE DE UN SALTO VERTICAL Y SU RELACIÓN CON EL RIESGO DE LESIONES

Daniel Rojano Ortega

Universidad Pablo de Olavide de Sevilla, España

RESUMEN

El propósito del presente artículo es el de analizar la fuerza media de impacto producida en la amortiguación de un salto vertical y su relación con los picos de fuerza, los momentos en los que se producen y la duración total de la amortiguación. 25 jugadores semiprofesionales de fútbol realizaron cinco saltos verticales con contramovimiento sobre una plataforma de fuerzas Kistler Quattro Jump con una frecuencia de toma de datos de 500 Hz. Se midieron las siguientes variables: altura de vuelo, primer pico de fuerza, tiempo de aparición del primer pico de fuerza, segundo pico de fuerza, tiempo de aparición del segundo pico de fuerza, duración total de la amortiguación y fuerza media durante toda la amortiguación. Se realizaron correlaciones bivariadas entre todas las variables. Los resultados mostraron que, una aparición más tardía del segundo pico de fuerza hace disminuir dicho pico de fuerza, lo que según la mayoría de los autores disminuye también el riesgo de lesión. No obstante, esta aparición tardía del segundo pico de fuerza favorece el aumento del primero, lo que parece menos perjudicial al ser un pico de fuerza más leve. El hecho de no haber encontrado relación alguna entre el segundo pico de fuerza y la fuerza media puede cuestionar la creencia tradicional de que en la amortiguación de un salto vertical el segundo pico de fuerzas es el factor más relacionado con las lesiones.

PALABRAS CLAVE: Amortiguación; Salto vertical; Picos de fuerza; Fuerza media; Lesiones.



AVERAGE GROUND REACTION FORCE IN THE LANDING PHASE OF A VERTICAL JUMP AND ITS RELATIONSHIP WITH INJURIES RISK.

ABSTRACT

The aim of the present study is to analyze the average vertical ground reaction force produced in the landing phase of a vertical jump and its relationship with the peak forces, the time they appear and the length of the impact absorption phase. 25 semiprofessional soccer players made five countermovement jumps over a Kistler Quattro Jump force plate with a sample rate of 500 Hz. The following variables were measured: flight height, first peak force, time to first peak force, second peak force, time to second peak force, length of the impact absorption phase and average force during the impact absorption phase. Bivariate correlations between all the variables were carried out. Results showed that a larger time to second peak force decreases second peak force, which according to most authors should also decrease injuries risk. However, this could also increase first peak force but it seems to be less harmful because it is normally of a lower value. The fact that we have not found any relationship between the second peak force and the average force could put into question the traditional belief that the second peak force in the landing phase of a vertical jump is the most important factor related to injuries.

KEYWORDS: Impact absorption; Vertical jump; Peak forces; Average force; Injuries.

Correspondencia: Daniel Rojano Ortega. **Email:** drojort@upo.es

Historia del artículo: Recibido el 13 de septiembre de 2019. Aceptado el 29 de abril de 2020

En muchos deportes el salto vertical es una habilidad motora esencial que contribuye de manera importante al éxito de la acción deportiva (McNitt-Gray, 1991; Reiser, Rocheford, & Armstrong, 2006). El salto vertical, con carga o sin ella, está presente en las sesiones de entrenamiento de muchos deportes con el objetivo de mejorar la fuerza explosiva y la altura del salto y hay gran cantidad de estudios que han intentado establecer cuáles son los factores biomecánicos y fisiológicos a mejorar para aumentar la altura del salto (Aura & Viitasalo, 1989; Bobbert & Van Ingen Schenau, 1988; Cross, 1998; Dowling & Vamos, 1993; Ford, Nguyen, Hegedus, & Taylor, 2017; Innocenti, Facchielli, Torti, & Verza, 2006; Linthorne, 2001; Offenbacher, 1970; Reiser et al., 2006; Tomioka, Owings, & Grabiner., 2001).

En los últimos años también han ido aumentando las publicaciones relativas a la técnica de la amortiguación de las fuerzas de impacto en la caída de un salto vertical, debido a su relación con las lesiones deportivas (Afifi & Hinrichs, 2012; Gutiérrez-Dávila, Pancorbo, Olivares, & Rojas, 2018).

En la caída de un salto vertical se producen unas fuerzas de reacción verticales (VGFR) para frenar el descenso del centro de masas. Estos impactos pueden exceder varias veces el peso del deportista (Kabacinski, Murawa, Dworak, & Maczynski, 2017; McClay, Robinson, Andriacchi, Frederic, Gross, Marin, Valiant, Williams, & Cavanagh, 1994; Richards, Ajemain, Wiley, & Zernicke, 1996). En los deportes en los que el número de saltos es elevado, la disminución de dichas fuerzas de impacto, mejorando la amortiguación, podría disminuir el riesgo de lesiones (Bressel & Cronin, 2005; Gutiérrez-Dávila et al., 2018; Rojano, Rodríguez, & Berral, 2010; Rowley & Richards, 2015).

Según la mayoría de los autores, en el aterrizaje de un salto vertical la rodilla es la principal articulación responsable de la atenuación de las fuerzas de impacto y, por tanto, la más propensa a lesionarse (Eriksen, Gribble, Pfile, & Pietrosimone, 2013; Gutiérrez-Dávila, Olivares, Pancorbo, & Rojas, 2016; Kabacinski et al., 2017), si bien otros autores dan importancia similar a la articulación del tobillo (Wu, Chang, Liu, & Wang, 2010). Por tanto, para disminuir el riesgo de lesiones de estas articulaciones es necesario disminuir las fuerzas de impacto en el aterrizaje de los saltos verticales (Eriksen et al., 2013; Kabacinski et al., 2017).

Existen distintos tipos de aterrizaje del salto vertical. Cuando el aterrizaje se realiza con los dos pies de forma simultánea y consciente, las curvas fuerza-tiempo suelen presentar dos picos de fuerza. El primer pico es producido por el impacto de los dedos y el metatarso y el segundo es producido por el impacto del talón (Abián, Alegre, Lara, Rubio, & Aguado, 2008; Bressel & Cronin, 2005; Dominguese, Seegmiller, & Krause, 2012; Gutiérrez-Dávila et al., 2018; McClay et al., 1994; Mizrahi & Susak, 1982; Ozguven & Berme, 1988; Rojano et al., 2010; Wu et al., 2010). Ambos picos de fuerza pueden observarse en la Figura 1.

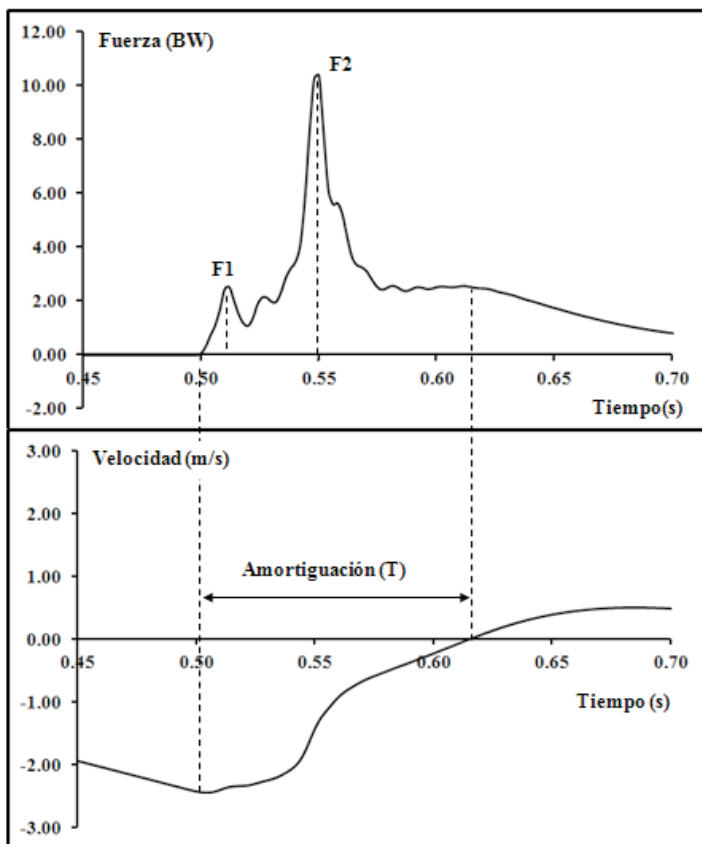


Figura 1. Curvas fuerza–tiempo y velocidad–tiempo en la caída de un salto vertical con contramovimiento. F1: primer pico de fuerza; F2: segundo pico de fuerzas; T: duración total de la amortiguación; BW: body weight (peso).

Algunos estudios relacionan únicamente el segundo pico de fuerza con el riesgo de lesiones (Dufek & Bates, 1991; Gutiérrez-Dávila et al., 2018; McNair & Marshall, 1994; Mizrahi & Susak, 1982) aunque no se ha podido comprobar que la reducción de ese pico de fuerza contribuya a disminuir el riesgo de lesiones (Gutiérrez-Dávila et al., 2018). Otras publicaciones prestan atención tanto al primer pico como al segundo (Dominguese et al., 2012; Ozguven & Berme, 1988; Rojano et al., 2010; Wu et al., 2010) y muy pocos artículos estudian únicamente el primero (Jeon, 2017).

En el aterrizaje de un salto con dos pies la amortiguación comienza cuando los dedos del deportista tocan el suelo. Es el momento en el que el centro de masas tiene su máxima velocidad de descenso y el momento en que esa velocidad comienza a disminuir después del vuelo. Podemos dar por terminada la amortiguación en la posición más baja del centro de masas cuando su velocidad vertical se hace cero (Rojano et al., 2010).

Muchos deportistas no pueden relacionar sus lesiones con un incidente concreto sino que probablemente se deben a la repetición de impactos sobre el sistema

músculo-esquelético en los aterrizajes de los saltos (Gutiérrez-Dávila et al., 2018; Henry, Lareau & Neigut, 1982; Rojano et al., 2010; Rowley & Richards, 2015). Por ello y por la escasa duración de los picos de fuerza en comparación con el tiempo total que dura la amortiguación, consideramos que una fuerza media elevada durante toda la amortiguación puede tener más influencia sobre las lesiones que un pico de fuerzas concreto.

No tenemos constancia hasta la fecha de ningún trabajo científico que haya estudiado la fuerza media de impacto durante la amortiguación de un salto vertical. Debido a ello, el presente artículo tiene dos objetivos principales:

- Analizar el aterrizaje de un salto vertical, midiendo no solo los dos picos de fuerza que tradicionalmente se asocian con las lesiones, sino también la fuerza media de impacto durante toda la fase de amortiguación.
- Analizar las posibles relaciones entre la fuerza media, los dos picos de fuerza, los momentos en los que se producen y la duración total de la amortiguación.

MÉTODO

Participantes

25 jugadores semiprofesionales de fútbol participaron en este estudio. Tenían una edad media de $26,95 \pm 3,78$ años y una masa corporal media de $75,82 \pm 4,48$ kg. Todos los jugadores dieron su consentimiento informado de acuerdo con la Declaración de Helsinki.

Procedimiento

El salto utilizado para evaluar las fuerzas de impacto fue un salto vertical con contramovimiento, debido a su fácil realización y a la similitud con los saltos realizados en muchos deportes. Este salto se realiza con las manos en las caderas y aprovecha la contribución de la energía elástica almacenada en el ciclo estiramiento-acortamiento, pues tiene una fase excéntrica (movimiento de descenso) y una fase concéntrica (movimiento de ascenso) antes del despegue del salto. El cambio de la fase excéntrica a la concéntrica ha de ser rápido para aprovechar la energía elástica almacenada por el sistema músculo-tendinoso (Bosco, 1999; González & Ribas, 2002).

Se realizó una primera sesión de familiarización con la técnica del salto dos días antes de la toma de datos. En la segunda sesión los sujetos realizaron 10 saltos previos en la plataforma de fuerzas. Los saltos debían ser realizados con máximo esfuerzo y el aterrizaje debía ser realizado primero con el metatarso. Después de realizar los saltos previos los sujetos realizaron 5 saltos más sobre la plataforma, con un intervalo de descanso de 1 minuto entre cada salto. Se seleccionaron los dos mejores saltos de cada sujeto. De los 50 saltos resultantes la mayoría de ellos tenía una altura de vuelo comprendida entre 30 y 35 cm, por lo que se excluyeron aquellos cuya altura de vuelo no se encontraba en ese intervalo, quedando un total de 36 saltos.

Instrumentos y variables analizadas

Se utilizó una plataforma de fuerzas Kistler Quattro Jump con una frecuencia de toma de datos de 500 Hz. Esta plataforma de fuerzas ha mostrado una gran fiabilidad medida con un coeficiente de correlación intraclase (ICC) tanto para los picos de fuerza (0,92) como para el pico de velocidad (0,98) y el pico de potencia (0,98) de un CMJ (Hori, Newton, Kawamori, McGuigan, Kraemer, & Nosaka, 2009).

El software utilizado fue el de la propia plataforma (Quattro Jump Software, v.1.1.1.4). Con él obtuvimos las curvas fuerza-tiempo, velocidad-tiempo y desplazamiento-tiempo. La fuerza resultante sobre el centro de masas del sujeto se obtuvo restando el peso del sujeto a la VGRF obtenida por la plataforma. La curva velocidad-tiempo se obtuvo de forma indirecta dividiendo la fuerza resultante por la masa del sujeto, obteniendo así la aceleración a la que está sometido e integrando respecto al tiempo usando el método trapezoidal. El desplazamiento del centro de masas se calculó integrando la velocidad respecto al tiempo, usando también el método trapezoidal.

Todos los datos se pasaron a una hoja de Excel 2010 (Microsoft Office) para su análisis. Se midieron las siguientes variables: altura de vuelo (AV), primer pico de fuerza (F1), tiempo de aparición del primer pico de fuerza (T1), segundo pico de fuerza (F2), tiempo de aparición del segundo pico de fuerza (T2), duración total de la amortiguación (T) y fuerza media de impacto durante toda la amortiguación (FM). Los valores de la fuerza fueron normalizados al peso corporal del sujeto y los valores temporales se obtuvieron restando a los valores reales el tiempo del primer contacto con los dedos. La altura de vuelo se obtuvo restando a la altura máxima del centro de masas del sujeto la posición del centro de masas en el momento en que el sujeto abandona la plataforma (con los pies extendidos). La fuerza media se calculó haciendo la media aritmética de los valores de la fuerza obtenidos durante toda la fase de amortiguación.

Análisis estadístico

La estadística fue realizada con el programa SPSS para Windows, v. 22.0 (SPSS Inc., USA). Se llevó a cabo una primera estadística descriptiva para calcular las medias y las desviaciones típicas de todas las variables medidas. Posteriormente se realizó una estadística inferencial. Se efectuaron primero pruebas de Shapiro-Wilk para comprobar la condición de normalidad de las variables y, dado que esta condición se cumplió siempre, se analizaron las posibles correlaciones mediante el coeficiente de correlación de Pearson. Los resultados fueron considerados significativos cuando el grado de significación fue inferior a 0,05 ($p < 0,05$).

RESULTADOS

Las medias y las desviaciones típicas de todas las variables medidas se encuentran en la Tabla 1. Los valores medios de F1, F2, T1, T2 y T son similares a los encontrados por Rojano et al. (2010) y los tiempos de aparición de F1 y F2 están también en concordancia con los de otros autores como Abián et al. (2008) y McNitt-Gray (1991).

Tabla 1. Estadística descriptiva de las variables analizadas.

	Media ± Desv. típica	Mínimo	Máximo
F1 (BW)	2,525 ± 0,515	1,712	3,493
T1 (s)	0,012 ± 0,039	0,004	0,020
F2 (BW)	8,919 ± 2,611	4,161	14,712
T2 (s)	0,046 ± 0,012	0,022	0,076
T (s)	0,140 ± 0,034	0,100	0,260
FM (BW)	3,022 ± 0,402	2,041	3,736
AV (cm)	32,322 ± 1,299	30,100	34,700

F1: primer pico de fuerza; T1: tiempo de aparición de F1; F2: segundo pico de fuerza; T2: tiempo de aparición de F2; T: duración total de la amortiguación; FM: fuerza media en la amortiguación; AV: altura de vuelo.

La Tabla 2 muestra los coeficientes de correlación de Pearson entre todas las variables medidas. Hay una correlación significativa positiva entre F1 y T2 ($r = 0,549, p = 0,001$) y entre T1 y T2 ($r = 0,611, p = 0,000$). Hay una correlación significativa negativa entre T1 y F2 ($r = -0,330, p = 0,049$); entre F2 y T2 ($r = -0,703, p = 0,000$) y entre T y FM ($r = -0,877, p = 0,000$).

Tabla 2. Coeficientes de correlación de Pearson entre de las variables analizadas.

		F1	T1	F2	T2	T	FM	AV
F1	Corr. Pearson	1	0,212	-0,309	0,549**	-0,265	0,234	0,169
	Sig. (bilateral)		0,215	0,067	0,001	0,119	0,169	0,325
T1	Corr. Pearson	0,212	1	-0,330*	0,611**	-0,261	0,121	-0,176
	Sig. (bilateral)	0,215		0,049	0,000	0,125	0,482	0,305
F2	Corr. Pearson	-0,309	-0,330*	1	-0,703**	-0,117	0,297	0,124
	Sig. (bilateral)	0,067	0,049		0,000	0,498	0,078	0,471
T2	Corr. Pearson	0,549**	0,611**	-0,703**	1	-0,145	-0,042	-0,163
	Sig. (bilateral)	0,001	0,000	0,000		0,399	0,810	0,342
T	Corr. Pearson	-0,265	-0,261	-0,117	-0,145	1	-0,877**	0,131
	Sig. (bilateral)	0,119	0,125	0,498	0,399		0,000	0,446
FM	Corr. Pearson	0,234	0,121	0,297	-0,042	-0,877**	1	0,075
	Sig. (bilateral)	0,169	0,482	0,078	0,810	0,000		0,662
AV	Corr. Pearson	0,169	-0,176	0,124	-0,163	0,131	0,075	1
	Sig. (bilateral)	0,325	0,305	0,471	0,342	0,446	0,662	

F1: primer pico de fuerza; T1: tiempo de aparición de F1; F2: segundo pico de fuerza; T2: tiempo de aparición de F2; T: duración total de la amortiguación; FM: fuerza media en la amortiguación; AV: altura de vuelo; *: $p < 0,05$; **: $p < 0,01$.

Hemos encontrado una correlación significativa positiva entre F1 y T2 ($r = 0,549, p = 0,001$) que indica que cuanto mayor es el primer pico de fuerza más tarde se produce el segundo. Esto puede explicarse porque si la amortiguación realizada con los metatarsos (F1) es mayor, el deportista debe llevar el tobillo más extendido tardando así más tiempo en impactar con el talón. Esto es corroborado por Rowley y Richards (2015) y explicaría también la correlación significativa positiva encontrada entre T1 y T2 ($r = 0,611, p = 0,000$), pues esto indica que cuanto más extendidos estén los tobillos más tiempo tardarán en aparecer tanto F1 como F2. Resultados similares son también encontrados por Rojano et al. (2010).

Esa mejor amortiguación al llevar los tobillos extendidos explicaría también la correlación significativa negativa encontrada entre T1 y F2 ($r = -0,330, p = 0,049$) y entre T2 y F2 ($r = -0,703, p = 0,000$). Estas correlaciones indican que el valor del segundo pico de fuerzas es menor cuanto más tardíos son tanto F1 como F2, resultados también encontrados por otros autores (Rojano et al., 2010; Rowley & Richards, 2015).

Hemos encontrado una correlación significativa negativa entre T y FM ($r = -0,877, p = 0,000$) lo que indica que cuanto más tiempo dura la amortiguación menor es la fuerza media de impacto durante la misma. Sin embargo, no encontramos correlación significativa negativa entre F2 y T, por lo que aumentar el tiempo total de la amortiguación, que tradicionalmente se ha considerado una mejora de la misma, no hace disminuir F2, el pico de fuerzas que más se ha relacionado con las lesiones.

Debido a que muchos deportistas que se lesionan en las caídas de los saltos no pueden asociar la lesión a un hecho concreto sino a la acumulación de estrés en el sistema músculo-esquelético en la repetición de los saltos, parece lógico pensar que no solo es el segundo pico de fuerza es determinante de las lesiones, sino también la fuerza media durante toda la amortiguación, por lo que sería esperable encontrar una correlación significativa positiva entre F2 y FM, correlación que no hemos encontrado. Este hecho, junto con que en realidad no se haya podido comprobar que la reducción del segundo pico de fuerzas contribuya a disminuir el riesgo de lesiones (Gutiérrez-Dávila et al., 2018), puede poner en duda que el factor más relacionado con las lesiones sea F2.

Las lesiones de muchos deportistas que realizan salto son lesiones por sobreuso y no por un incidente concreto, por lo que consideramos importante disminuir FM. Dado que F2 es el pico de fuerzas que más se ha relacionado con las lesiones, sería esperable encontrar una correlación significativa positiva entre F2 y FM, correlación que no hemos encontrado. Este hecho, junto con que en realidad no se haya podido comprobar que la reducción del segundo pico de fuerzas contribuya a disminuir el riesgo de lesiones (Gutiérrez-Dávila et al., 2018), puede poner en duda que el factor más relacionado con las lesiones sea F2.

El no haber encontrado correlación alguna entre la altura del salto y los picos de fuerza o la fuerza media demuestra que la amortiguación es la principal responsable de los valores de la fuerza de reacción vertical. Esto corrobora lo expuesto por Rojano et al. (2010) y Rubio, Abián, Alegre, Lara, Sordo, y Aguado (2006).

Una amortiguación más lenta, cuyo segundo pico de fuerza tarda más en aparecer hace disminuir dicho pico de fuerza, lo que según la mayoría de los autores es adecuado para disminuir el riesgo de lesiones. No obstante, esta aparición lenta del segundo pico de fuerza favorece el aumento del primero, lo que parece menos perjudicial al ser un impacto más leve.

Las lesiones de muchos deportistas que realizan salto son lesiones por sobreuso y no por un incidente concreto, por lo que es importante disminuir la fuerza media de impacto durante la amortiguación. El hecho de no haber encontrado relación alguna entre la fuerza media y el segundo pico de fuerzas puede la creencia tradicional de que en la amortiguación de un salto vertical el segundo pico de fuerzas es el factor más relacionado con las lesiones.

Los resultados obtenidos aquí han sido para una altura de vuelo comprendida entre 30 y 35 cm. Es posible que con alturas de vuelo mayores o menores la amortiguación de la caída fuera distinta, lo que limitaría el valor de nuestros resultados. Son necesarias nuevas investigaciones sobre la amortiguación de las fuerzas de impacto en la caída de un salto que incluyan la fuerza media durante la amortiguación entre los parámetros estudiados y que intenten determinar de manera objetiva la relación de F2 y FM con el riesgo de lesión.

REFERENCIAS

- Abián, J., Alegre, L.M., Lara, A.J., Rubio, J.A., & Aguado, X. (2008) Landing differences between men and women in a maximal vertical jump aptitude test. *Journal of Sports Medicine & Physical Fitness*, 48, 305-310.
- Affi, M., & Hinrichs, R.N. (2012). A Mechanics Comparison Between Landing From a Countermovement Jump and Landing From Stepping Off a Box. *Journal of Applied Biomechanics*, 28, 1-9.
- Aura, O., & Viitasalo, J.T. (1989) Biomechanical Characteristics of Jumping. *International Journal of Sports Biomechanics*, 5, 89-98.
- Bobbert, M.F., & Van Ingen Schenau, G.J. (1988) Coordination in Vertical Jump. *Journal of Biomechanics*, 21 (3), 249-262.
- Bosco, C. (1999) *Strength Assessment with the Bosco's Test* (pp. 68). Rome: Italian Society of Sport Science.
- Bressel, E., & Cronin, J. (2005) The Landing Phase of a Jump: Strategies to Minimize Injuries. *Journal of Physical Education, Recreation & Dance*, 76 (2), 31-47.
- Cross, R. (1998) Standing, walking, running and jumping on a force plate. *American Journal of Physics*, 67 (4), 304-309.
- Dominguez, D.J., Seegmiller, J., & Krause, B.A. (2012). Alterations in Peak Ground-Reaction Force During 60-cm Drop Landings Caused by a Single Session of Repeated Wingate Anaerobic Tests. *Journal of Sport Rehabilitation*, 21, 306-312.
- Dowling, J.J., & Vamos, L. (1993) Identification of Kinetic and Temporal Factors Related to Vertical Jump Performance. *Journal of Applied Biomechanics*, 9, 95-110.
- Dufek, J.S., Bates, B.T. (1991). Biomechanical factors associated with injury during landing in jump sports. *Sports Medicine*, 12, 326-337.
- Ericksen, H.M., Gribble, P.A., Pfile, K.R., & Pietrosimone, B.G. (2013). Different Modes of Feedback and Peak Vertical Ground Reaction Force During Jump Landing: A Systematic Review. *Journal of Athletic Training*, 48(5), 685-95.
- Ford, K.R., Nguyen, A.D., Hegedus, E.J., & Taylor, J.B. (2017). Vertical Jump Biomechanics Altered With Virtual Overhead Goal. *Journal of Applied Biomechanics*, 33, 153-159.
- González, J.J. y Ribas, J. (2002) *Programación del Entrenamiento de Fuerza* (327). Barcelona: INDE Publicaciones.
- Rojo Ortega, D. (2020). La fuerza media de impacto en el aterrizaje de un salto vertical y su relación con el riesgo de lesiones. *Revista Española de Educación Física y Deportes*, 429, 21-30

- Gutiérrez-Dávila, M., Olivares, J., Pancorbo, D., y Rojas, F.J. (2016). Efecto de la acción posterior a la recepción sobre la amortiguación de los saltos verticales. *Biomecánica*, 24, 24-31.
- Gutiérrez-Dávila, M., Pancorbo, D., Olivares, J., y Rojas, F. J. (2018). Contribución de los brazos en el aterrizaje del salto vertical. *RICYDE. Revista internacional de ciencias del deporte*, 52(14), 163-173.
- Henry, J.H., Lareau, B., & Neigut, D. (1982) The injury rate in professional basketball. *American Journal of Sports Medicine*, 10(1), 16-18.
- Hori, N., Newton, R.U., Kawamori, N., McGuigan, M.R., Kraemer, W.J., & Nosaka, K. (2009). Reliability of Performance Measurements derived from Ground Reaction Force data during Countermovement Jump and the influence of Sampling Frequency. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(3), 874-882.
- Innocenti, B., Facchielli, D., Torti, S., & Verza, A. (2006) Analysis of Biomechanical Quantities During a Squat Jump: Evaluation of a Performance Index. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 20(3), 709-715.
- Jeon, D. (2017). Comparison of Ground Reaction Forces between Novice and Experienced Ballet Dancers Performing a Second Position Jump Landing. *All Graduate Plan B and other Reports*. 900. <https://digitalcommons.usu.edu/gradreports/900>.
- Kabacinski, J., Murawa, M., Dworak, L.B., & Maczynski, J. (2017). Differences in ground reaction forces during landing between volleyball spikes. *Trends in Sport Sciences*, 2(24), 87-92.
- Linthorne, N.P. (2001) Analysis of standing vertical jumps using a force platform. *American Journal of Physics*, 69(11), 1198-1204.
- McClay, I.S., Robinson, J.R., Andriacchi, T.P., Frederic, E.C., Gross, T.; Marin, P., Valiant, G., Williams, K.R., & Cavanagh, P.R. (1994) A profile if ground reaction forces in professional basketball. *Journal of Applied Biomechanics*, 10, 222-236.
- McNitt-Gray, J. (1991) Kinematics and impulse characteristics of drop landings from three heights. *International Journal of Sports Biomechanics*, 7, 201-223.
- Mizrahi, J., & Susak, Z. (1982) Analysis of parameters affecting impact force attenuation during landing in human vertical free fall. *Engineering in Medicine*, 11, 141-147.
- Offenbacher, E.L. (1970) Physics and the Vertical Jump. *American Journal of Physics*, 38 (7), 829-836.
- Ozguven, H.N., & Berme, N. (1988) An experimental and analytical study of impact forces during human jumping. *Journal of Biomechanics*, 21(12), 1061-1066.
- Reiser, R.F., Rocheford, E.C., & Armstrong, C.J. (2006) Building a Better Understanding of Basic Mechanical Principles Through Analysis of the Vertical Jump. *Strength & Conditioning Journal*, 28 (4), 70-80.
- Richards, D.P., Ajemain, S.V., Wiley, J.P., & Zernicke, R.F. (1996) Knee joint dynamics predict patellar tendonitis in elite volleyball players. *American Journal of Sports Medicine*, 24 (5), 676-683.
- Rojano, D., Rodríguez, E., & Berral, F.J. (2010). Analysis of the vertical ground reaction forces and temporal factors in the landing phase of a countermovement jump. *Journal of Sports Sciences and Medicine*, 9, 282-287.
- Rowley, K.M., & Richards, J.G. (2015). Increasing plantarflexion angle during landing reduces vertical ground reaction forces, loading rates and the hip's contribution to support moment within participants. *Journal of Sports Sciences*, 33(18), 1922-1931.
- Rubio, J.A., Abián, J., Alegre, L.M., Lara, A.J., Sordo, S., & Aguado, X. (2006) *Analysis of two jump tests and their landing phase in a group of school aged children*. 11th Annual Congress of the European College of Sport Science, Lausanne, Suisse.
- San Román-Quintana, J., Calleja-González, J., Casamichana, D., y Castellano, J. (2011) Entrenamiento de la capacidad de salto en el jugador de baloncesto: una revisión. *Cultura, Ciencia y Deporte*, 6, 55-64.
- Tomioka, M., Owings, T.M., & Grabiner, M.D. (2001) Lower Extremity Strength and Coordination are Independent Contributors to Maximum Vertical Jump Height. *Journal of Applied Biomechanics*, 17, 181-187.
- Wu, H.H., Chang, Y.W., Liu, C.W., & Wang, L.H. (2010). Biomechanical Analysis of Landing from Counter Movement Jump and Vertical Jump with Run -Up in the Individuals with Functional Ankle Instability. *International Journal of Sport and Exercise Science*, 2(2), 43-48.