



Elmer Restrepo, *Puzolana*. Collage, 2011

“Hasta el día que sufrí mi primera parálisis, mi vida era un conglomerado de hechos más o menos con sentido y armonía. Entendía la contradicción, y hasta el dolor, como parte de esa confrontación entre el mundo y lo que soy en el tiempo y en cada una de las partículas que lo componen. Pero cuando ocurrió el accidente, comprendía algo que estaba más allá de todas las ideas que podía haber aprendido o hasta inventado. Comprendí que existía únicamente como carne, materia, moléculas condenadas a transformarse en partículas que ignorarían las sutilezas de mis sentimientos.”

Patricia de Souza

Fuerza de reacción del suelo durante la marcha. Componente vertical y antero-posterior.

*Ground reaction force during the gait.
Vertical and antero-posterior component.*

Jesús Cámara¹

Resumen

En este estudio se realiza una revisión de los parámetros comúnmente analizados de las componentes vertical y antero-posterior de la fuerza de reacción del suelo durante la marcha en diferentes condiciones de calzado. Se presentan los valores de la fuerza de impacto (FZI), la fuerza vertical en el apoyo (FZA), la fuerza vertical en el valle (FZV), la fuerza vertical en el despegue (FZD) y el tiempo hasta la producción de estas fuerzas (TZI, TZA, TZV y TZD, respectivamente). La fuerza antero-posterior en el apoyo del talón (FXI), en el despegue del talón (FXF) y el tiempo hasta la producción de estas fuerzas (TXI y TXF, respectivamente) también se presentan. A la hora de analizar la marcha con plataformas de fuerza se debe controlar la condición de calzado. Se recomienda estandarizar la marca y modelo de calzado durante los registros con plataformas de fuerza.

Palabras clave: biomecánica, plataformas de fuerza, condición de calzado.

Abstract

The usually used parameters to analyze the vertical and the antero-posterior components of the ground reaction force in different shoe conditions are reviewed. The impact force (FZI), the vertical force during the foot contact with the ground (FZA), the vertical force during the midstance (FZV), the vertical force during the toe off (FZD) and the time to the production of these forces (TZI, TZA, TZV and TZD, respectively) are presented. Furthermore, the antero-posterior force during the foot contact with the ground (FXI), during the toe off (FXF) and the time to the production of these forces are also presented (TXI and TXF, respectively). The shoe condition must be controlled to analyze with force platforms the walking trials. It is recommended to standardize the brand and model of the shoe condition during the walking trials with force platforms.

Keywords: biomechanics, force platforms, shoe condition.

Recibido: 16-08-2011 / Aceptado: 30-11-2011

Es un producto asociado a la actividad investigativa del Departamento de Educación Física y Deportiva. Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte. Universidad del País Vasco / Euskal Herriko Unibertsitatea. España.

¹ Departamento de Educación Física y Deportiva. Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte. Universidad del País Vasco / Euskal Herriko Unibertsitatea. España. Grupo de investigación del Laboratorio de Biomecánica y Fisiología de la Facultad de la Actividad Física y del Deporte jesus.camara@ehu.es / txuscamara@gmail.com

Cómo citar este artículo: Cámara, J. (2011) Fuerza de reacción del suelo durante la marcha. Componente vertical y antero-posterior. En: Revista Educación física y deporte. Vol. 30-2 p. 607-625.

Introducción

Las plataformas de fuerza¹ son un material muy utilizado por los biomecánicos y profesionales de la actividad física y del deporte para el análisis de los movimientos deportivos. Su relativamente sencilla utilización así como la rapidez en la toma de datos han hecho de este material un recurso muy apreciado en las facultades de educación física y deporte. Numerosos son los estudios que las han utilizado para analizar la marcha así como para la evaluación de otros gestos deportivos. No obstante, a la hora de su utilización para el análisis de la marcha se debe tener en cuenta que el tipo de calzado ha demostrado tener una influencia sobre la fuerza de reacción del suelo (Cavanagh, William & Clark, 1979). Esto supone que a la hora de interpretar y comparar los resultados obtenidos del análisis de la marcha en diferentes condiciones de calzado, éstas podrían ejercer una influencia sobre los resultados obtenidos.

El objetivo del presente estudio es mostrar los resultados obtenidos en la literatura científica de la biomecánica de la marcha con plataformas de fuerza en diferentes condiciones de calzado. Se identifican y describen los parámetros comúnmente utilizados para el análisis de la fuerza de reacción del suelo. Se presentan los parámetros de la componente vertical y antero-posterior debido a su fiabilidad (Goble, Marin & Potvin, 2003; Stacoff, Diezi, Luder, Stüs & Krames-de Quervain, 2005) y por lo tanto a su utilización para la evaluación de la marcha. No se ha realizado una revisión de los parámetros que caracterizan la componente medio-lateral debido a la baja fiabilidad de estos (Cámara, 2006; Giakas & Baltzopoulos, 1997).

Componente vertical

La componente vertical de la fuerza de reacción del suelo es la que presenta la mayor magnitud de las tres componentes (Bresler & Frankel, 1950; Perry, 1992; Sánchez Lacuesta et al., 1999; Whittle, 2003). Su patrón muestra una curva característica con dos picos separados por un valle (Bresler & Frankel, 1950; Eberhart, Inma & Bresler, 1951; Perry, 1992) por lo que se identifica a esta componente como la componen-

te en forma de “M” (Kirtley, 2006) o en forma de doble joroba (Whittle, 2003). Las variables cinéticas que definen esta componente muestran una relación directa con la velocidad de marcha (Breit & Whalen, 1997; Chen, O’Conn& & Radin, 2003; IBV, 1997; Keller et al., 1996; Lamoreux, 1985; Nilsson & Thorstensson, 1989; Perry, 1992; Sánchez Lacuesta, et al., 1999; White, Tucker, Brangacc& & Lin, 1996; White, Yack, Tuck& & Lin, 1998; Whittle, 1999, 2003), con la longitud de paso (Lamoreux, 1985) y con el peso de los sujetos (Chen, et al., 2003; Martin & Marsh, 1992).

Durante la marcha, si el impacto del apoyo del talón en el suelo no es suficientemente amortiguado se produce un pico en la fuerza, denominado fuerza vertical en el contacto inicial o fuerza de impacto. Durante esta fase de carga, que coincide con la mayor separación de los pies en el sentido de progresión, el centro de gravedad de los sujetos desciende rápidamente hasta su punto más bajo en su trayectoria sinusoidal en el eje vertical (Crowe, Samson, Hoits& & Van Ginkel, 1996; Elftman, 1951; Gage, 1990; V. T. Inman, 1966; Perry, 1992), por lo que la energía potencial disminuye a la vez que la energía cinética aumenta (Winter, 1979). Esta transferencia entre la energía cinética y potencial permite ahorrar hasta un 65% del trabajo muscular (Tesio, Lan& & Detrembleur, 1998). Durante esta fase, el peso del cuerpo se transfiere totalmente a la pierna que se acaba de apoyar hasta darse un pico de fuerza máxima correspondiente a la transferencia sobre una sola pierna de todo el peso del sujeto más su aceleración en el eje vertical durante la fase de carga (Biden, O’Conn& & Collins, 1990; Elftman, 1939; Perry, 1992; Radin, Yang, Riegger, Ki& & O’Connor, 1991; Vaughan, Dav& & O’Connor, 1992; Whittle, 2003; Winter, 1991).

Posteriormente a la producción de este pico se produce un valle (Biden, et al., 1990; Perry, 1992; Radin, et al., 1991) debido a la desaceleración del centro de gravedad en su ascenso hasta su altura máxima (Eberhart, et al., 1951; Llida & Yamamuro, 1987; V. T. Inman, 1966; White, et al., 1998; Whittle, 2003). A este valle se le denomina normalmente fuerza vertical en el valle. En este momento, que tiene lugar durante la fase de apoyo medio en el intervalo de apoyo

monopodal, la magnitud de la componente vertical es inferior al peso del cuerpo. En este instante la energía potencial es alta y la energía cinética baja. Uno de los objetivos de la marcha es mantener la relación entre la energía cinética y potencial (Baker, Kirtey, & Pandey, 2004) para que de esta forma el gasto energético sea mínimo.

Al final del intervalo de apoyo monopodal, durante la fase de apoyo final, se produce un nuevo incremento de la magnitud de la componente vertical provocando el segundo pico de fuerza máximo denominado fuerza vertical en el despegue, con una magnitud superior al peso del cuerpo. Esta fuerza refleja la transferencia de la fuerza al suelo con el antepié, previo al contacto con el suelo del otro pie (Bresler & Frankel, 1950). Durante esta fase se da una caída del centro de gravedad (Radin, et al., 1991).

El desplazamiento del centro de gravedad en el eje vertical a velocidad libre durante un paso está entre los 4 y los 5 cm (V. Inman, Rals & Todd, 1981). Este desplazamiento depende de la velocidad de marcha y es utilizado como un indicador de marchas patológicas, ya que éstas provocan un desplazamiento del centro de gravedad diferente al mostrado en sujetos sin ningún tipo de patología que les afecte a la marcha (Detrembleur & Van den Hecke, 2000).

Durante la fase de prebalanceo, la fuerza de la componente vertical va disminuyendo progresivamente hasta desaparecer en el momento en el que el pie se eleva totalmente del suelo (Vaughan, et al., 1992).

Fuerza vertical en el contacto inicial

Se produce cuando el impacto del talón en el suelo no es suficientemente amortiguado. Su registro con plataformas ha sido muy realizado por la comunidad científica con el objeto de valorar la amortiguación del apoyo del pie en el suelo, tanto durante la carrera (Aguinaldo, Litvish, & Morales, 2002; Aguinaldo, Mahar, Lith, & Morales, 2002; Alcántara, Pérez, Lozano,

Grcía, & Forner, 1996; Azevedo, Schwellnus, MLabert, & Vaughan, 2005; Bartlett, 1999; Bates, Da, & Hamill, 1986; Bates, James, Ostnig, & Sawhill, 1983; Cavanagh et al., 1985; De Wit, De Cercq, & Lenoir, 1995; DeVita & Bates, 1988; Dixon, Waterworth, mith, & House, 2003; A.C. García, Brizuela, Dura, Ferrndis, & Forner, 1994; Gerritsen, Van der Bgert, & Nigg, 1995; Gottschall & Kram, 2005; J. Hamill, 1999; Hreljac & Marshall, 1999; Johnson, 1990; Kinoshita, ates, & DeVita, 1985; Lake & Greenhalgh, 2005; Lee, Lafotune, & Valiant, 2005; Liu & Nigg, 2000; Luethi & Stacoff, 1987; Mercer & Vance, 2002; Michel, Kleindist, & Krabbe, 2005; Munro, Mller, & Fuglevand, 1987; B. Nigg, Cole, & Bruggemann, 1995; B. Nigg, Hrzog, & Read, 1988; Scott & Winter, 1989; Shorten & Winslow, 1992; Enoka, 1988 #480; Swigart, Edman, & Cain, 1993; Williams, 1993; Wright, Neptune, van den Bgert, & Nigg, 1998) como durante la marcha (Aguinaldo, Litavish, et al., 2002; Alcántara, Forner, Ferrús, arcía, & Ramiro, 2002; Carmichael & Whittle, 1999; Collins & Whittle, 1989; Folman, Wosk, habat, & Gepstein, 2004; Forner, García, Alcántara, & Ramiro, 1995; Ana Cruz García, Vicente Durá, Ramiro, VictorHoyos, & Vera, 1994; Hettinga, Stefanyshin, Farburn, & Worobets, 2005; Jefferson, Collins, Whittle, Radin, & O'Connor, 1990; Johnson, 1988, 1990; Lafortune & Henning, 1992; Radin, et al., 1991; Simon et al., 1981; Smeathers, 1989; Wakeling, Lihardt, & Nigg, 2003; Whittle, 1997, 1999; Whittle & Williams, 1994; Woodard, James, & Messier, 1999).

En el patrón de la componente vertical se refleja como un rápido incremento de la magnitud de la fuerza al que le sigue un decremento de la misma, previo a su aumento final hasta la fuerza vertical en el apoyo del talón (Folman, et al., 2004; Frederick, 1983; Lebedowska, Wente, & Dufour, 2009; Radin, et al., 1991; Shorten & Winslow, 1992; Simon, et al., 1981; Wakeling, et al., 2003; Whittle, 2003; Whittle & Williams, 1994).

La terminología que utilizan diferentes autores para referirse a esta fuerza es la siguiente:

Tabla 1. Terminología de la fuerza vertical en el contacto inicial

Autor	Terminología
Frederick y cols. (Creaba, May & Bennell, 2011; Crowell & Davis, 2011; Frederick, Hagy & Mann, 1981)	fuerza de impacto
Nigg (B. M. Nigg, Luethi, Denoth & Stacoff, 1983)	fuerza de alta frecuencia
Whittle (Whittle & Williams, 1994)	fuerza transitoria
IBV (IBV, 1997)	fuerza vertical en el impacto

El análisis que generalmente se realiza de esta fuerza se basa en el registro de tres variables: su magnitud (FZI), el tiempo desde el primer contacto del talón en el suelo hasta su producción (TZI) y su gradiente de carga (GC).

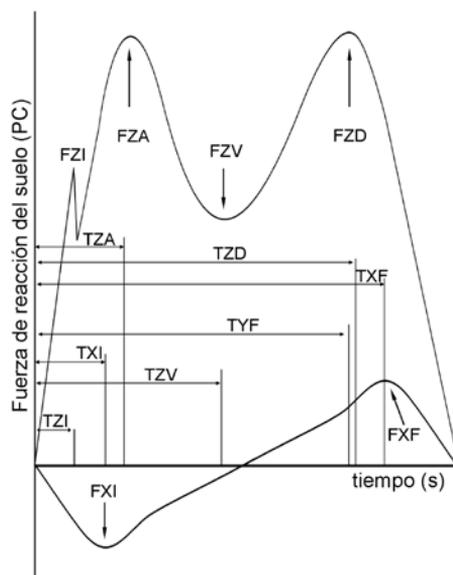


Figura 1. Componente vertical y antero-posterior de la fuerza de reacción del suelo durante el apoyo del pie.

FZI: fuerza de impacto, TZI: tiempo hasta la producción de la fuerza de impacto, FZA: fuerza vertical en el apoyo del talón, TZA: tiempo hasta la producción de la fuerza vertical en el apoyo del talón, FZV: fuerza vertical en el valle, TZV: tiempo hasta la producción de la fuerza vertical en el valle, FZD: fuerza vertical en el despegue, TZD: tiempo hasta la producción de la fuerza vertical en el despegue, FXI: fuerza antero-posterior en el apoyo del talón, TXI: tiempo hasta la fuerza antero-posterior en el apoyo del talón, FXF: fuerza antero-posterior en el despegue, TXF: tiempo hasta la fuerza antero-posterior en el despegue.

Magnitud de la fuerza de impacto

Define la magnitud máxima de la fuerza de impacto (Figura 1). Su magnitud cuando los sujetos andan con calzado y plantillas es inferior a cuando andan sin plantillas (Folman, et al., 2004; Whittle, 1997) y aún inferior a cuando andan descalzos (Aguinaldo, Litavish, et al., 2002;

Carmichael & Whittle 1999; Cavanagh, Williams & Clark, 1979; Collins & Whittle, 1989; Folman, Wosk, Voloshin & Liberty, 1986; Simon, et al., 1981). Durante la marcha calzada su presencia no se da siempre (Verdini et al., 2000). El peso de los sujetos (Whittle, 1997), la velocidad de

marcha (Breit & Whalen, 1997; Chen, et al., 2003; Keller, et al., 1996; Lamoreux, 1985; Sánchez Lacuesta, et al., 1999; Whittle, 1999), y longitud de paso (Carmichael & Whitte, 1999; J. Hamill, 1999) están directamente relacionados con la magnitud de esta variable.

Tabla 2. Magnitudes de la fuerza de impacto en diferentes estudios.

Autor	Condición de calzado	v (m·s ⁻¹)	FZI
Cavanagh y cols. (Cavanagh, et al., 1979)	descalzo	1,32	55 %PC
Cavanagh y cols. (Cavanagh, et al., 1979)	botas militares	1,32	37 %PC
Cavanagh y cols. (Cavanagh, et al., 1979)	zapatos de cuero	1,32	27 %PC
Cavanagh y cols. (Cavanagh, et al., 1979)	calzado [no específica]	1,32	25 %PC
Whittle y Williams (Whittle & Williams, 1994)	zapatos Oxford™	libre [no específica]	908 N
Whittle y Williams (Whittle & Williams, 1994)	zapatos Oxford™ + plantilla	libre [no específica]	643 N
Shiba y cols. (Shiba, Kitaoka, Cahalan & Chao, 1995)	zapatos de cuero	libre [no específica]	35,1 (6,2) %PC
Shiba y cols. (Shiba, et al., 1995)	zapatos de cuero + plantilla Ucolite™	libre [no específica]	33,1 (5,7) %PC
Shiba y cols. (Shiba, et al., 1995)	zapatos de cuero + plantilla Sorbothane™	libre [no específica]	32,8 (6,5) %PC
Shiba y cols. (Shiba, et al., 1995)	zapatos de cuero + plantilla ZDEL™	libre [no específica]	31,4 (4,7) %PC
Whittle (Whittle, 1997)	descalzo	libre [no específica]	251 (139) N
Carmichael y Whittle (Carmichael & Whittle, 1999)	descalzo	libre [no específica]	306 (117) N
Carmichael y Whittle (Carmichael & Whittle, 1999)	calzado [no específica]	libre [no específica]	148 (108) N
Hettinga y cols. (Hettinga, et al., 2005)	botas de montaña	1,4	370 N

Nota: Se presenta la desviación típica entre paréntesis cuando ésta ha sido facilitada por el autor. v: velocidad, FZI: magnitud de la fuerza de impacto, PC: peso corporal.

Tiempo hasta la producción de la fuerza de impacto

Define el tiempo que transcurre desde el contacto inicial del talón con el suelo hasta la producción de FZI (Figura 1). La magnitud de TZI cuando las personas andan descalzas es inferior a cuando andan calzadas (Cavanagh, et al., 1979).

Tabla 3. Magnitudes del tiempo hasta la producción de la fuerza de impacto en diferentes estudios.

Autor	Condición de calzado	v (m·s ⁻¹)	TZI
Shiba y cols. (Shiba, et al., 1995)	zapatos de cuero	libre [no específica]	17,0 (0,8) %TA
Shiba y cols. (Shiba, et al., 1995)	zapatos de cuero + plantilla Ucolite™	libre [no específica]	17,0 (1,6) %TA
Shiba y cols. (Shiba, et al., 1995)	zapatos de cuero + plantilla Sorbothane™	libre [no específica]	17,2 (1,4) %TA
Shiba y cols. (Shiba, et al., 1995)	zapatos de cuero + plantilla ZDEL™	libre [no específica]	16,2 (1,1) %TA
Cavanagh y cols. (Cavanagh, et al., 1979)	descalzo	1,32	8,4 ms
Cavanagh y cols. (Cavanagh, et al., 1979)	botas militares	1,32	23,0 ms
Cavanagh y cols. (Cavanagh, et al., 1979)	zapatos de cuero	1,32	24,0 ms
Cavanagh y cols. (Cavanagh, et al., 1979)	zapatos informales [no específica]	1,32	22,0 ms
Wakeling y cols. (Wakeling, et al., 2003)	zapatos de cuero	2,1	22,23 (0,16) ms
Wakeling y cols. (Wakeling, et al., 2003)	zapatos de cuero + talonera	2,1	22,70 (0,19) ms

Nota: Se presenta la desviación típica entre paréntesis cuando ésta ha sido facilitada por el autor. v: velocidad, TZI: tiempo hasta la producción de la fuerza de impacto, TA: tiempo de apoyo.

Consecuencias del impacto del talón en el suelo

Desde que Radin y cols. (Radin, Paul & Rose, 1972) establecieron la tesis de que los impactos son una de las causas de la degeneración articular, el interés por este fenómeno se vio incrementado (Light, 1979). Los estudios que analizan el efecto provocado por las altas magnitudes de la fuerza de impacto se han realizado en animales (Dekel & Weissman, 1978; Gritzka, Fry, Cheesman & LaVigne, 1973; Radin et al., 1978; Radin, Orr, Kelman, Paul & Rose, 1982; Radin, et al., 1991; Serink, Nachemson & Hansson, 1977; Simon, Radin, Paul & Rose, 1972), ya que la metodología invasiva requerida para este fin no se considera apropiada para su aplicación en personas.

La aparición de esta fuerza se ha relacionado con el origen de artrosis, fascitis plantar, tendinitis, fracturas por *stress*, dolores en la parte baja de la espalda e incluso dolores de cabeza (Gill & O'Connor, 2003; Hunt, et al., 2010; Voloshin & Wosk, 1982). En su comparecencia en el 7º Simposium del Grupo de Trabajo Biomecánico del Calzado Nigg resumió en una sola frase la idea que se tiene actualmente sobre esta fuerza: “No hay ninguna duda de que la producción de la fuerza de impacto es algo malo”².

Debido a las consecuencias negativas para la salud de la producción de la fuerza de impacto, hay un intento generalizado y persistente en la comunidad de biomecánicos de amortiguar el impacto del pie en el suelo (A. S. Voloshin & Wosk, 1981), mediante una disminución de su magnitud (Aguinaldo, Litavish, et al., 2002; Whittle, 1999) y de su gradiente de carga (Radin, et al., 1991; Riegger-Krugh, 1997, 1998, 1999).

Este impacto se transmite a través de unas ondas denominadas ondas de choque (Collins & Whittle, 1989; Wakeling, et al., 2003; Hagen, Henning & Stieldorf, 2011) desde el pie, por el sistema

músculo-esquelético, hasta la cabeza. Aunque la propagación de estas ondas se ha estudiado directamente en el cuerpo humano (Ratcliffe & Holt, 1997; Smeathers, 1989; A. Voloshin & Wosk, 1982; A. Voloshin, Wosk & Brull, 1981; A. Wosk & Voloshin, 1985; J. Wosk & Voloshin, 1981) también se han llegado a analizar incluso mediante el análisis de la deformación de geles (Hawes, Light & Repond, 1979). Las ondas van progresivamente atenuándose según atraviesan los amortiguadores naturales del cuerpo humano en su camino hacia la cabeza (Lafortune, Lake & Hennig, 1996; Ratcliffe & Holt, 1997; Smeathers, 1989; A. Voloshin & Wosk, 1982; A. Voloshin, et al., 1981; A. Wosk & Voloshin, 1985; J. Wosk & Voloshin, 1981). La velocidad media de transmisión de las ondas choque por el cuerpo humano es de $220 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, tardando aproximadamente 8 ms en propagarse desde el talón hasta la cabeza (Smeathers, 1989). La transmisión de estas ondas por el sistema musculoesquelético afecta a los amortiguadores naturales, provocando cambios degenerativos en los mismos durante el paso del tiempo (A. Voloshin, et al., 1981).

Para la prevención de lesiones provocadas por la fuerza de impacto, se han descrito cuatro líneas de defensa que actúan como amortiguadores. Dos líneas intrínsecas al cuerpo humano, o también denominadas amortiguadores naturales, y otras dos líneas extrínsecas.

Primera línea de defensa

Las articulaciones y la activación muscular previa al contacto del pie en el suelo forman esta línea de defensa:

- Las articulaciones: el correcto alineamiento de las articulaciones (Eberhart, et al., 1951; Gerritsen, et al., 1995) durante el apoyo del pie amortigua el impacto del talón en el suelo. La articulación de la rodilla y la acción del tibial anterior y el cuádriceps tienen un papel

² There is no doubt that the impact peak is something bad. Nigg, B. (2005). Presentación inaugural: 7th Symposium on Footwear Biomechanics. Case Western Reserve University. Cleveland, Ohio. July 27-29.

fundamental en este proceso (Jefferson, et al., 1990; Murray, Kory, Clarksn, & Sepic, 1966; Perry, 1992; Sánchez Lacuesta, et al., 1999). La pronación del pie en el momento del apoyo del talón también cumple una función amortiguadora (Nester, Van der Lindn, & Bowker, 2003). Un mal alineamiento de las articulaciones, además de no reducir la fuerza de impacto o de reducirla escasamente, provoca una mayor probabilidad de que los sujetos sufran otro tipo de lesiones (Wright, Neptune, van den Boget, & Nigg, 1999).

- Los cambios en la actividad muscular: previamente al contacto del talón en el suelo los músculos cambian su actividad muscular para amortiguar el impacto (B. Nigg, et al., 1995; Wakeling, et al., 2003; Wakeling, Tscherner, Nigg, & Stergiou, 2001).

Segunda línea de defensa

Esta línea de defensa está formada por las siguientes estructuras del cuerpo humano:

- La almohadilla del talón: es la parte del cuerpo que recibe el impacto directo con el suelo durante la marcha. Está formada por una masa flexible de tejido adiposo con un grosor comprendido entre los 13 y los 21 mm situada entre el calcáneo y la piel de la planta del pie. Cumple una función amortiguadora (Bennett & Ker, 1990; Jorgensen & Bojsen-Moller, 1989; Jorgensen & Ekstrand, 1988; Wang, Shau, Hsu, Cen, & Chien, 1999) y distribuye la presión durante el apoyo del talón (Wang, et al., 1999). Durante el impacto con el suelo se comprime aproximadamente 3 mm. Su confinamiento aumenta su capacidad amortiguadora (Jorgensen & Ekstrand, 1988; Lafortune & Henning, 1992). La almohadilla del talón de los hombres ha mostrado una mayor capacidad amortiguadora que la de las mujeres (Alcántara, et al., 2002). Hay una gran variabilidad inter e intra-individual entre ambos miembros inferiores en las características amortiguadoras de esta estructura (Jorgensen & Bojsen-Moller, 1989).

- Los discos intervertebrales, los meniscos, los ligamentos, los tendones y los huesos: debido a sus propiedades viscoelásticas amortiguan el

impacto del talón en el suelo y la transmisión de las ondas de choque por el cuerpo humano (Bates, 1984; Chu, Yazdani-Ardakani, Gradiar, & Askew, 1986; Gefen, Megido-Rav, & Itzchak, 2001; J. Hamill, 1999; Iatridis, Setton, Weidenbum, & V.C., 1997; B. Nigg, et al., 1995; Pelker & Saha, 1983; Salathé & Arangio, 1990; Smeathers, 1989; A. Voloshin & Wosk, 1982; Wakeling, et al., 2003; Wakeling, et al., 2001; J. Wosk & Voloshin, 1981).

Las personas que tienen alguna lesión en estas estructuras que les afecta al funcionamiento con normalidad de las mismas poseen una menor capacidad amortiguadora de las ondas de choque (Chu, et al., 1986). Esta reducción puede llegar a ser hasta de un 30% con respecto a las personas con plena funcionalidad de los amortiguadores naturales. Esto conlleva a que estas personas tengan una mayor probabilidad de sufrir dolores en la parte inferior de la espalda (A. Voloshin, et al., 1981).

La capacidad amortiguadora de las defensas naturales no es suficiente para amortiguar totalmente el impacto del talón en el suelo (Folman, et al., 1986). Esta capacidad amortiguadora disminuye con la fatiga muscular (Verbitsky, Mizrahi, Voloshin, Trei & Isakov, 1998).

Tercera línea de defensa

Las características de la fuerza de impacto durante la marcha calzada dependen de las propiedades del suelo y del propio calzado (B. Nigg, 1983; B. M. Nigg, 1987), ya que estos dos elementos entran directamente en contacto durante el apoyo del talón en el suelo.

- El calzado: provoca una disminución de la magnitud de la fuerza de impacto (Aguinaldo, Litavish, et al., 2002; Bates, 1984; Cámara & Gavilanes, 2005b; Carmichael & Whittle, 1999; Lafortune & Henning, 1992; Light, MacLellan, & Klenerman, 1980; Verdini, et al., 2000; Whittle, 1999) y en consecuencia, la amplitud de las ondas transmitidas al sistema musculoesquelético se ve reducida (Röösler, Ekbadh, & Lidgren, 1988).

- El suelo: la dureza del suelo influye en la producción de lesiones. Las personas que realizan ejercicio físico en superficies blandas experimentan menos dolor en el miembro inferior que las personas que lo realizan en superficies duras, debido a la mayor amortiguación de los suelos blandos (B. M. Nigg, et al., 1983).

Cuarta línea de defensa

Las plantillas viscoelásticas cumplen una doble función: disminuir las presiones plantares (Dixon, et al., 2003; House, Waterworth, Allopp, & Dixon, 2002; San Tsung, Zhang, Fuk TatMat, & Wan Nar Wong, 2004; Windle, Greory, & Dixon, 1999) y disminuir la fuerza transmitida por el pie al suelo (Pratt, , & Rodgers, 1986; A. S. Voloshin & Wosk, 1981).

A pesar de que en los estudios de materiales “in vitro” (Bulsara & Matthew, 1998) y estudios en los que se han implantado unas plantillas viscoelásticas en el calzado de los sujetos durante la marcha (Pratt, et al., 1986; A. S. Voloshin & Wosk, 1981)

se ha encontrado un aumento de la amortiguación, hay estudios en los que no se ha corroborado dicha funcionalidad (Lees & McCullagh, 1984; Withnall, Easaugh, & Freemantle, 2006).

Estas plantillas han sido utilizadas para el alivio del dolor en personas con dolor en la planta del pie (MacLellan & Vyvyan, 1981).

Fuerza vertical en el apoyo del talón

También se le denomina fuerza de apoyo (Sánchez Lacuesta, et al., 1999). En este estudio utilizamos ambos nombres indistintamente. Esta fuerza está definida por las siguientes variables:

Magnitud de la fuerza vertical en el apoyo del talón

Define la magnitud máxima de la fuerza vertical en el apoyo del talón (FZA) (Figura 1). Su magnitud es superior al peso del sujeto (Perry, 1992; Vaughan, et al., 1992; Whittle, 2003), pudiendo llegar a superarlo en un 20% (V. T. Inman, 1966).

Tabla 4. Magnitudes de la fuerza vertical en el apoyo del talón en diferentes estudios

Autor	Condición de calzado	v (m·s ⁻¹)	FZA (%PC)
Chao y cols. (Chao, Laughman, Schneider & Stauffer, 1983)	calzado [no especifica]	libre [no especifica]	114 (9)
Sutherland y cols. (Sutherland, Olshen, Biden & Wyatt, 1988)	descalzo	libre [no especifica]	<120
Radin y cols. (Radin, et al., 1991)	descalzo	libre [no especifica]	110 (7)
Martín y Marsh (Martin & Marsh, 1992)	no especifica	1,43	116 (6)
Perry (Perry, 1992)	no especifica	1,36	110
Hull y cols. (Hull, Brewer & Hawkins, 1995)	calzado deportivo	1,32	118
Shiba y cols. (Shiba, et al., 1995)	zapatos de cuero	libre [no especifica]	107,5 (5,8)
Shiba y cols. (Shiba, et al., 1995)	zapatos de cuero + plantilla Ucolite™	libre [no especifica]	109,6 (6,9)
Shiba y cols. (Shiba, et al., 1995)	zapatos de cuero + plantilla Sorbothane™	libre [no especifica]	109,3 (5,9)
Shiba y cols. (Shiba, et al., 1995)	zapatos de cuero + plantilla ZDEL™	libre [no especifica]	109,5 (5,5)
Keller y cols. (Keller, et al., 1996)	calzado deportivo	1,5	123
Plas y cols. (Plas, Viel & Blanc, 1996)	no especifica	libre [no especifica]	120
Doutrelot y cols. (Doutrelot et al., 1997)	no especifica	libre [no especifica]	126,1 (14,7)
McCrorry y cols. (McCrorry, White & Lifeso, 2001)	calzado [no especifica]	0,8	105 (4)
Yves y cols. (Yves Blanc et al., 2002)	calzado deportivo	libre [no especifica]	115 - 120
Goble y cols. (Goble, et al., 2003)	calzado [no especifica]	libre [no especifica]	116 (4)

Nota: Se presenta la desviación típica entre paréntesis cuando ésta ha sido facilitada por el autor. v: velocidad, FZA: magnitud de la fuerza vertical en el apoyo del talón, PC: peso corporal.

Tiempo hasta la producción de la fuerza vertical en el apoyo del talón

Esta variable define el tiempo que transcurre desde el contacto inicial del talón con el suelo hasta la producción de FZA (TZA) (Figura 1).

Tabla 5. Tiempo hasta la producción de la fuerza vertical en el apoyo del talón en diferentes estudios.

Autor	Condición de calzado	v (m·s ⁻¹)	TZA
Shiba y cols. (Shiba, et al., 1995)	zapatos de cuero	libre [no específica]	20,8 %TA
Shiba y cols. (Shiba, et al., 1995)	zapatos de cuero + plantilla Ucolite™	libre [no específica]	21,0 (3,9) %TA
Shiba y cols. (Shiba, et al., 1995)	zapatos de cuero + plantilla Sorbothane™	libre [no específica]	21,4 (2,7) %TA
Shiba y cols. (Shiba, et al., 1995)	zapatos de cuero + plantilla ZDEL™	libre [no específica]	21,9 (3,2) %TA
Doutrelot y cols. (Doutrelot, et al., 1997)	no específica	libre [no específica]	21,33 %TA
Woodard y cols. (Woodard, et al., 1999)	calzado deportivo Etonic™	1,12 - 1,34	0,18 s
McCrory y cols. (McCrory, et al., 2001)	calzado [no específica]	0,8	29,0 (4,0) %TA
Goble y cols. (Goble, et al., 2003)	calzado [no específica]	libre [no específica]	0,223 (0,014) s

Nota: Se presenta la desviación típica entre paréntesis cuando ésta ha sido facilitada por el autor. v: velocidad, TZA: tiempo hasta la producción de la fuerza vertical en el apoyo del talón, TA: tiempo de apoyo.

Fuerza vertical en el valle

También denominada fuerza de valle (FZV) (Sánchez Lacuesta, et al., 1999). En este estudio utilizamos ambos nombres indistintamente. Esta fuerza está definida por las siguientes variables:

Magnitud de la fuerza vertical en el valle

Determina la magnitud mínima de esta componente entre la fuerza vertical en el contacto inicial y la fuerza vertical en el despegue (Figura 1). Su magnitud es inferior al peso de los sujetos (Biden, et al., 1990; Perry, 1992; Radin, et al., 1991).

Tabla 6. Magnitudes de la fuerza vertical en el valle en diferentes estudios

Autor	Condición de calzado	v (m·s ⁻¹)	FZV (%PC)
Chao y cols. (Chao, et al., 1983)	calzado [no específica]	libre [no específica]	74
Radin y cols. (Radin, et al., 1991)	descalzo	libre [no específica]	73
Perry (Perry, 1992)	no específica	1,36	80
Shiba y cols. (Shiba, et al., 1995)	zapatos de cuero	libre [no específica]	70,5
Shiba y cols. (Shiba, et al., 1995)	zapatos de cuero + plantilla Ucolite™	libre [no específica]	68,9
Shiba y cols. (Shiba, et al., 1995)	zapatos de cuero + plantilla Sorbothane™	libre [no específica]	68,8
Shiba y cols. (Shiba, et al., 1995)	zapatos de cuero + pantilla ZDEL™	libre [no específica]	69,5
Doutrelot y cols. (Doutrelot, et al., 1997)	no específica	libre [no específica]	63,6
Goble y cols. (Goble, et al., 2003)	calzado [no específica]	libre [no específica]	75,1

v: velocidad, FZV: magnitud de la fuerza vertical en el valle, PC: peso corporal.

Tiempo hasta la producción de la fuerza vertical en el valle

Determina el tiempo que transcurre desde el contacto inicial del talón con el suelo hasta la producción de FZV (TZV) (Figura 1).

Tabla 7. Magnitud del tiempo hasta la producción de la fuerza vertical en el valle en diferentes estudios.

Autores	Condición de calzado	v (m·s ⁻¹)	TZV
Shiba y cols. (Shiba, et al., 1995)	zapatos de cuero	libre [no especifica]	47 (2,8) %TA
Shiba y cols. (Shiba, et al., 1995)	zapatos de cuero + plantilla Ucolite™	libre [no especifica]	46,8 (3,6) %TA
Shiba y cols. (Shiba, et al., 1995)	zapatos de cuero + plantilla Sorbothane™	libre [no especifica]	47,3 (3,8) %TA
Shiba y cols. (Shiba, et al., 1995)	zapatos de cuero + pantilla ZDEL™	libre [no especifica]	47,2 (2,6) %TA
Doutrelot y cols. (Doutrelot, et al., 1997)	no especifica	libre [no especifica]	47,92 %TA
Goble y cols. (Goble, et al., 2003)	calzado [no especifica]	libre [no especifica]	0,467 (0,022) s

Nota: Se presenta la desviación típica entre paréntesis cuando ésta ha sido facilitada por el autor. v: velocidad, TZV: magnitud del tiempo hasta la producción de la fuerza vertical en el valle, TA: tiempo de apoyo.

Fuerza vertical en el despegue

Esta fuerza está definida por las siguientes variables.

Magnitud de la fuerza vertical en el despegue

Determina la magnitud máxima de la fuerza de despegue (FZD) (Figura 1). Su magnitud es superior al peso de los sujetos (Perry, 1992; Vaughan, et al., 1992; Whittle, 2003).

Tabla 8. Magnitud de la fuerza vertical en el despegue en diferentes estudios

Autor	Condición de calzado	v (m·s ⁻¹)	FZD (%PC)
Chao y cols. (Chao, et al., 1983)	zapatos de cuero	libre [no especifica]	112 (7)
Radin y cols. (Radin, et al., 1991)	descalzo	libre [no especifica]	111 (6)
Martín y Marsh (Martin & Marsh, 1992)	no especifica	1,43	118 (5,2)
Perry (Perry, 1992)	no especifica	1,36	110
Shiba y cols. (Shiba, et al., 1995)	zapatos de cuero	libre [no especifica]	113,1 (5,3)
Shiba y cols. (Shiba, et al., 1995)	zapatos de cuero + plantilla Ucolite™	libre [no especifica]	113,8 (4,9)
Shiba y cols. (Shiba, et al., 1995)	zapatos de cuero + plantilla Sorbothane™	libre [no especifica]	114,7 (4,9)
Shiba y cols. (Shiba, et al., 1995)	zapatos de cuero + pantilla ZDEL™	libre [no especifica]	113,3 (5,3)
Doutrelot y cols. (Doutrelot, et al., 1997)	no especifica	libre [no especifica]	122,8 (8,6)
McCrorry y cols. (McCrorry, et al., 2001)	calzado [no especifica]	0,8 (0,2)	102 (4)
Yves y cols. (Yves Blanc, et al., 2002)	calzado deportivo [no especifica]	libre [no especifica]	115 - 120
Goble y cols. (Goble, et al., 2003)	calzado [no especifica]	libre [no especifica]	115 (2,6)

Nota: Se presenta la desviación típica entre paréntesis cuando ésta ha sido facilitada por el autor. v: velocidad, FZD: magnitud de la fuerza vertical en el despegue, PC: peso corporal.

Tiempo hasta la producción de la fuerza máxima en el despegue

Determina el tiempo transcurrido entre el contacto inicial del talón con el suelo hasta la producción de FZD (TZD) (Figura 1).

Tabla 9. Tiempo hasta la producción de la fuerza máxima en el despegue en diferentes estudios.

Autor	Condición	v (m·s ⁻¹)	TZD
Shiba y cols. (Shiba, et al., 1995)	zapatos de cuero	libre [no específica]	76,1 (1,1) %TA
Shiba y cols. (Shiba, et al., 1995)	zapatos de cuero + plantilla Ucolite™	libre [no específica]	76,4 (1,7) %TA
Shiba y cols. (Shiba, et al., 1995)	zapatos de cuero + plantilla Sorbothane™	libre [no específica]	76,2 (1,7) %TA
Shiba y cols. (Shiba, et al., 1995)	zapatos de cuero + pantilla ZDEL™	libre [no específica]	76,7 (1,4) %TA
Doutrellet y cols. (Doutrellet, et al., 1997)	no específica	libre [no específica]	76,59 %TA
McCrorry y cols. (McCrorry, et al., 2001)	calzado [no específica]	0,8 (0,2)	68,0 (7,0) %TA
Goble y cols. (Goble, et al., 2003)	calzado [no específica]	libre [no específica]	0,755 (0,011) s

Nota: Se presenta la desviación típica entre paréntesis cuando ésta ha sido facilitada por el autor. v: velocidad, TZD: tiempo hasta la producción de la fuerza vertical en el despegue, TA: tiempo de apoyo.

Componente antero-posterior

Es una fuerza paralela a la superficie de marcha que actúa en la línea de progresión de los sujetos (Biden, et al., 1990; Bresler & Frankel, 1950; Joseph Hamill, 1996; Perry, 1992). La magnitud de esta componente comparada con la de la componente vertical es pequeña (Perry, 1992).

La longitud de paso (Lamoreux, 1985; Martin & Marsh, 1992) y la velocidad (Nilsson & Thorsensson, 1989; Sutherland, et al., 1988) están directamente relacionadas con la magnitud de las variables cinéticas que definen esta componente.

Durante la fase de carga, se da un pico de fuerza máximo en sentido antero-posterior (Biden, et al., 1990; Goble, et al., 2003; IBV, 1997; Lan-shammar & Strandberg, 1983; Redfern et al., 2001; Sutherland, et al., 1988; Viosca Herrero, 1993) denominado fuerza antero-posterior en el apoyo del talón, que refleja la fuerza máxima de frenado transmitida por la pierna recién apoyada. Esta fuerza es debida a la fuerza de fricción entre el pie y el suelo (Perry, 1992; Redfern, et al., 2001; Winter, 1991). Si no se diera esta fuerza patinaríamos y caeríamos hacia atrás, como sucede al andar sobre superficies resbaladizas (Redfern, et al., 2001; Sutherland, et al., 1988; Whittle, 2003). La producción de esta fuerza coincide aproximadamente con el despegue del pie contrario (Biden, et al., 1990).

Desde la producción de esta fuerza, la magnitud de la fuerza de frenado disminuye hasta que se empieza a producir una fuerza de aceleración,

pasando el centro de gravedad de los sujetos de estar situado posteriormente al centro de presiones (Crowe, et al., 1996; Iida & Yamamuro, 1987; Kirtley, 2006) según el sentido de progresión a estar emplazado anteriormente a éste (Gage, 1990; Sutherland, et al., 1988). Esto sucede cuando la pierna que está en periodo de balanceo supera en el sentido de progresión a la pierna que está apoyada en el suelo. La magnitud de la fuerza se sigue incrementando hasta la fuerza máxima de aceleración o también denominada fuerza postero-anterior en el despegue (Breit & Whalen, 1997; Goble, et al., 2003; IBV, 1997; Viosca Herrero, 1993), que refleja la fuerza de aceleración máxima transmitida por el pie al suelo durante el segundo intervalo de apoyo bipodal. Después de la fuerza de aceleración máxima su magnitud disminuye hasta desaparecer en el momento en el que el pie se eleva totalmente del suelo.

Fuerza antero-posterior en el apoyo del talón

También se le denomina fuerza de frenado (Sánchez Lacuesta, et al., 1999). En este estudio utilizamos ambos nombres indistintamente.

Magnitud de la fuerza antero-posterior en el apoyo del talón

Determina la magnitud máxima de la fuerza de frenado en el sentido de progresión (FXI) (Figura 1). La magnitud de esta variable es inferior a la de las variables cinéticas que definen la componente vertical, y superior a las de las variables cinéticas que definen la componente medio-lateral (Perry, 1992).

Tabla 10. Magnitud de la fuerza antero-posterior en el apoyo del talón en diferentes estudios.

Autor	Condición de calzado	v (m·s ⁻¹)	FXI (%PC)
Chao y cols. (Chao, et al., 1983)	zapatos de cuero	libre [no específica]	17
Biden y cols. (Biden, et al., 1990)	no específica	no específica	15
Martín y Marsh (Martin & Marsh, 1992)	calzado [no específica]	1,43	22,4 (3,5)
Perry (Perry, 1992)	no específica	1,36	25
Hull y cols. (Hull, et al., 1995)	calzado deportivo	1,32	26
Cámara y Gavilanes (Cámara & Gavilanes, 2005a)	botas de bombero	libre [no específica]	21,9
Cámara y Gavilanes (Cámara & Gavilanes, 2005a)	descalzo	libre [no específica]	19,7

Nota: Se presenta la desviación típica entre paréntesis cuando ésta ha sido facilitada por el autor. v: velocidad, FXI: magnitud de la fuerza antero-posterior en el apoyo del talón, PC: peso corporal.

Tiempo hasta la producción de la fuerza antero-posterior en el apoyo del talón

Determina el tiempo transcurrido desde el contacto inicial del talón con el suelo hasta la producción de FXI (TXI) (Figura 1).

Tabla 11. Tiempo hasta la producción de la fuerza antero-posterior en el apoyo del talón en diferentes estudios.

Autor	Condición de calzado	v (m·s ⁻¹)	TXI
Cham y Redfern (Cham & Redfern, 2002)	calzado [no específica]	libre [no específica]	19 %TA
Goble y cols. (Goble, et al., 2003)	calzado [no específica]	libre [no específica]	0,151 (0,019) s

Nota: Se presenta la desviación típica entre paréntesis cuando ésta ha sido facilitada por el autor. v: velocidad, TXI: tiempo hasta la producción de la fuerza antero-posterior en el apoyo del talón, TA: tiempo de apoyo.

Fuerza antero-posterior en el despegue

También se le denomina fuerza de aceleración (Sánchez Lacuesta, et al., 1999). En este estudio utilizamos ambos nombres indistintamente.

Magnitud de la fuerza antero-posterior en el despegue

Determina la magnitud máxima de la fuerza de aceleración (FXF) (Figura 1). La magnitud de esta variable, al igual que la de FXI, es inferior a la magnitud de las variables cinéticas que definen la componente vertical, y superior a la magnitud de las variables cinéticas que definen la componente medio-lateral (Perry, 1992).

Tabla 12. Magnitud de la fuerza antero-posterior en el despegue en diferentes estudios

Autor	Condición de calzado	v (m·s ⁻¹)	FXF (%PC)
Chao y cols. (Chao, et al., 1983)	zapatos de cuero	libre [no específica]	19,9
Martín y Marsh (Martin & Marsh, 1992)	no específica	1,43	23,8 (3,2)
Hull y cols. (Hull, et al., 1995)	calzado deportivo	1,32	26
Cámara y Gavilanes (Cámara & Gavilanes, 2005a)	botas de bombero	libre [no específica]	19,1
Cámara y Gavilanes (Cámara & Gavilanes, 2005a)	descalzo	libre [no específica]	20

Nota: Se presenta la desviación típica entre paréntesis cuando ésta ha sido facilitada por el autor. v: velocidad, FXF: magnitud de la fuerza antero-posterior en el despegue, PC: peso corporal.

Tiempo hasta la producción de la fuerza antero-posterior en el despegue

Determina el tiempo transcurrido desde el contacto inicial del talón con el suelo hasta la producción de FXF (TXF) (Figura 1).

Tabla 13. Tiempo hasta la producción de la fuerza antero-posterior en el despegue en diferentes estudios.

Autor	Condición de calzado	v (m·s ⁻¹)	TXF
Cham y Redfern (Cham & Redfern, 2002)	zapatos [no específica]	libre [no específica]	85 %TA
Goble y cols. (Goble, et al., 2003)	zapatos [no específica]	libre [no específica]	0,857 (0,009) s

Nota: Se presenta la desviación típica entre paréntesis cuando ésta ha sido facilitada por el autor. v: velocidad, TXF: tiempo hasta la producción de la magnitud de la fuerza antero-posterior en el despegue, TA: tiempo de apoyo.

Conclusiones y consideraciones finales

El análisis de la fuerza de reacción del suelo durante la marcha proporciona un estudio detallado de la misma. Este tipo de análisis ha sido muy utilizado por la comunidad científica. El estudio de los parámetros que definen la componente vertical y antero-posterior permite definir con precisión las características de la marcha. No obstante, se debe tener en cuenta que la condición de calzado tiene una influencia sobre los resultados obtenidos. Esto implica que a la hora de analizar la marcha es recomendable estandarizar la condición de calzado. El control de la condición de calzado no es solo recomendable durante el análisis de la marcha, sino durante la realización de cualquier otro gesto deportivo. La estandarización de la condición de calzado tiene especial relevancia en las facultades de educación física y deporte y centros de investigación deportiva, donde la utilización de las plataformas de fuerza es común para analizar diferentes gestos deportivos. En el caso de utilizar calzado deportivo se recomienda usar la misma marca y modelo.

Referencias

1. Aguinaldo, A., Litavish, & Morales, A. (2002). Comparison of transient force attenuation between three types of heel cushions used in athletic footwear. *Gait and Posture*, 16(1), 100-101.
2. Aguinaldo, A., Mahar, A., Litavish, & Morales, A. (2002). *Proceedings of the 20th International Symposium on Biomechanics in Sports*. Paper presented at the Ground reaction forces in running shoes with two types of cushioning column systems, Cáceres, España.
3. Alcántara, E., Forner, A., Ferrús, E., García, J., & Ramiro, J. (2002). Influence of age, gender, and obesity on the mechanical properties of the heel pad under walking impact conditions. *J Appl Biomech*, 18, 345-356.
4. Alcántara, E., Pérez, A., Lozano, L., García, & Forner, A. (1996, 1996). *Proceedings of the 16th International Society of Biomechanics*. Generation and transmission of heel strike impacts in children running footwear and gender influence, Marseille.
5. Azevedo, L. B., Schweltnus, M. P., MLambert, & Vaughan, C. L. (2005). *Proceedings of the 7th Symposium on Footwear Biomechanics*. Effect of running shoes on biomechanics and subject variability, Cleveland.
6. Baker, R., Kirtley, J., & Pandy, M. (2004). *Proceedings of the 8th International Symposium on the 3D Analysis of Human Movement*. Minimizing the vertical excursion of the centre of mass is not the primary aim of walking, Florida.
7. Bartlett, R. (1999). *Sports Biomechanics: preventing injury and improving performance* (1 ed.): J&L Composition Ltd.
8. Bates, B. T. (1984, September 17-19). *Proceedings of the 37th Annual Conference on Engineering in Medicine and Biology*. The evaluation and effects of heel strike, Los Ángeles.
9. Bates, B. T., DeVita, J., & Hamill, J. (1986). *Proceedings of the North American Congress on Biomechanics. Human Locomotion IV.*, Montreal, Quebec, Canada.
10. Bates, B. T., James, S. L., Osternig, L. J., & Sawhill, J. A. (1983). An assessment of subjects variability, subject-shoe interaction and evaluation of running shoes using ground reaction force data. *J Biomech* (16), 181-191.

11. Bennett, M. & Ker, R. F. (1990). The mechanical properties of the human subcalcaneal fat pad in compression. *J Anat*, 171, 131-138.
12. Bidei, E. N., O'Connor, J., & Collins, J. J. (1990). Gait Analysis. In D. Daniel (Ed.), *Knee Ligaments: Structure, Function, Injury and Repair*. (pp. 291-311): Lippincott Williams & Wilkins.
13. Breit, G. J., & Whalen, R. T. (1997). Prediction of human gait parameters from temporal measures of foot-ground contact. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 29(4), 540-547.
14. Bresler, A., & Frankel, J. P. (1950). The forces and moments in the leg during level walking. *Trans ASME*, 72, 27-36.
15. Bulsara, Y. & Matthew, I. R. (1998). Forces transmitted through a laminated mouthguard material with a Sorbothane insert. *Endod Dent Tarumatol*, 14(1), 45-47.
16. Cámara, J. (2006). *La influencia de las botas de bombero sobre la biomecánica de la marcha*. Universidad del País Vasco / Euskal Herriko Unibertsitatea, Bilbao.
17. Cámara, J. & Gavilanes, B. (2005a). The influence of firemen boots on the fore-aft ground reaction force during walking. *Gait and Posture*, 21(S1), 144-145.
18. Cámara, J., & Gavilanes, B. (2005b). *Investigación en ciencias del deporte*. La influencia de las botas de montaña y plantillas sobre la cinética y cinemática de la marcha, Vitoria-Gasteiz, Spain.
19. Carmichael, J., & Whittle, M. W. (1999). Gender differences in the heelstrike transient. *Gait and Posture* (9), 144-145.
20. Cavanagh, P. R., Andrew, G. C., Kram, R., Rodger, M. M., Sanderson, D. J., & Henning, E. M. (1985). An approach to biomechanical profiling of elite distance runners. *Int J of Sports Biomech*, 1, 36-62.
21. Cavanagh, P. R., Williams, K. J., & Clark, T. E. (1979). A comparison of ground reaction forces during walking barefoot and in shoes. In A. Morecki, K. Fidelus, K. Kedzior & A. Wit (Eds.), *Biomechanics VII-B* (pp. 151-156). Baltimore: University Park Press.
22. Cham, L., & Redfern, M. S. (2002). Changes in Gait When Anticipating Slippery Floors. *Gait and Posture*, 15, 159-171.
23. Chao, E. Y., Laughman, R. K., Schneider, J., & Stauffer, R. N. (1983). Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking. *J Biomech*, 16(3), 219-233.
24. Chen, W.-L., O'Connor, J. J., & Radin, E. L. (2003). A comparison of the gaits of Chinese and Caucasian women with particular reference to their heelstrike transients. *Clin Biomech*, 18, 207-213.
25. Chu, M. L., Yazdani-Ardakani, S., Gradisar, I., & Askew, M. J. (1986). An in vitro simulation study of impulsive force transmission along the lower skeletal extremity. *J Biomech*, 19, 979-987.
26. Collins, J. J., & Whittle, M. W. (1989). Impulsive forces during walking and their clinical implications. *Clin Biomech*, 4, 179-187.
27. Creaby, M.W., May, K. & Bennell, K.L. (2011). Insole effects on impact loading during walking. *Ergon*, 54(7), 665-671.
28. Crowell, H.P., Davis, I.S. (2011). Gait retraining to reduce lower extremity loading in runners. *Clin Biomech*, 26(1), 78-83.
29. Crowe, A., Samson, M. M., Hoitsma, M. J., & Van Ginkel, A. A. (1996). The influence of walking speed on parameters of gait symmetry determined from ground reaction forces. *Hum Mov Sci*, 15, 347-367.
30. De Wit, B., De Clercq, J., & Lenoir, M. (1995). The effect of varying midsole hardness on impact forces and foot motion during foot contact in running. *J Appl Biomech*, 11, 395-406.
31. Dekel, J., & Weissman, S. L. (1978). Joint changes after overuse and peak overloading of rabbit knees in vivo. *Acta Orthop Scand*, 49, 519-528.
32. Detrembleur, J., & Van den Hecke, A. (2000). Motion of the body centre of gravity as a summary indicator of the mechanics of human pathological gait. *Gait and Posture*, 12, 243-250.
33. DeVita, J., & Bates, B. T. (1988). *Biomechanics XI*. Shoe evaluation methodology for ground reaction force data, Amsterdam.
34. Dixon, S. J., Waterworth, C., Smith, C. & House, C. M. (2003). Biomechanical analysis of running in military boots with new and degraded insoles. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(3), 472-479.
35. Doutrelot, P. L., Durlent, V., Lagersie, M., Chavet, P., Gaviria, M., Peruchon, E. (1997). Mesure de la force vertical d'appui au cours de la marche: étude comparative entre plateforme dynamométrique et système portable à multicapteurs plantaires. *Ann Réadaptation Méd Phys*, 40, 37-42.

36. Eberhart, H. D., Inman, V. & Bresler, B. (1951). The principal elements in human locomotion *Human Limbs and their substitutes*. New York: Harper.
37. Elftman, H. (1939). The force exerted by the ground in walking. *Arbeitsphysiologie*, 10, 485-491.
38. Elftman, H. (1951). The basic pattern of human locomotion. *Ann NY Acad Sc*, 51, 1207.
39. Folman, Y., Wosk, A., Voloshin, & Liberty, S. (1986). Cyclic impacts on heel strike: a possible biomechanical factor in the etiology of degenerative disease of the human locomotor system. *Arch Orthop Trauma Surg*, 104, 363-365.
40. Folman, Y., Wosk, J., Shabat, & Gepstein, R. (2004). Attenuation of spinal transients at heel strike using viscoelastic heel insoles: an in vivo study. *Prev Med*, 39(2), 351-354.
41. Forner, A., García, A. C., Alcántara, & Ramiro, J. (1995). Properties of Shoe Insert Materials Related to Shock Wave Transmission During Gait. *Foot & Ankle Int*, 16(12), 778-786.
42. Frederick, E. C. (1983). Measuring the effects of shoes and surfaces on the economy locomotion. In B. M. Nigg & A. M. Kerr (Eds.), *Biomechanical aspects of sports shoes and playing surfaces* (pp. 93-106). Calgary: University Printing.
43. Frederick, E. C., Hagy, J. & Mann, R. A. (1981). Predicting vertical impact force in running. *J Biomech*, 14(7), 498-502.
44. Gage, J. (1990). An overview of normal walking. *Instr Course Lect*, 39, 291-303.
45. García, A. C., Brizuela, G., Dura, J. V., Ferrandis, & Forner, A. (1994). *XII International Symposium on Biomechanics in Sports*. Influence of ankle stabilizers on shock absorption and performance in running and jumping, Chicago.
46. García, A. C., Vicente Durá, J., Ramiro, J., Victor Hoyos, & Vera, P. (1994). Dynamic study of Insole Materials Simulating Real Loads. *Foot & Ankle Int*, 15(6), 311-323.
47. Gefen, A., Megido-Ravid, & Itzchak, Y. (2001). In vivo biomechanical behavior of the human heel pad during the stance phase of gait. Technical note. *J Biomech*, 34, 1661-1665.
48. Gerritsen, K., Van der Bogert, & Nigg, B. M. (1995). Direct dynamics simulation of the impact phase in heel-toe running. *J Biomech*(28), 661-668.
49. Giakas, & Baltzopoulos, V. (1997). Time and frequency domain analysis of ground reaction forces during walking: an investigation of variability and symmetry. *Gait and Posture*(5), 189-197.
50. Gill, H. & O'Connor, J. J. (2003). Heelstrike and the pathomechanics of osteoarthritis: a simulation study. *J Biomech*(36), 1617-1624.
51. Goble, D. J., Marino, G. & Potvin, J. R. (2003). The Influence of Horizontal Velocity on Interlimb Symmetry in Normal Walking. *Hum Mov Sci*, 22, 271-283.
52. Gottschall, J. & Kram, R. (2005). Ground reaction forces during downhill and uphill running. *J Biomech*, 38, 445-452.
53. Gritzka, T. L., Fry, L. R., Cheesman, R. & La-Vigne, A. (1973). Deterioration of articular cartilage caused by continuous compression in a moving rabbit joint. *J Bone Joint Surg*, 55-A, 1698-1720.
54. Hagen, M., Henning, E. & Stieldorf, P. (2011). Lower and upper extremity load in nordic walking in comparison with walking and running. *J Appl Biomech*, 27(1), 22-31.
55. Hamill, J. (1996). *Proceedings of the XVIV ISBS Symposium, 1996*. Evaluating sport shoes using ground reaction force data, Chicago.
56. Hamill, J. (1999). *Fourth Symposium on Footwear Biomechanics*. Evaluation of shock attenuation, Canmore.
57. Hawes, D., Light, L. & Repond, E. (1979). Modelling the distortion produced by heel strike transients in soft tissue. *J Physiol*, 296, 10-11.
58. Hettinga, B. A., Stefanyshin, D., Fairburn, J. & Worobets, J. T. (2005). *The 7th Symposium on Footwear Biomechanics*. Biomechanical effects of hiking on a non-uniform surface, Cleveland.
59. House, C. M., Waterworth, C., Allsopp, A., & Dixon, S., J. (2002). The influence of simulated nwear upon the ability of insoles to reduce peak pressures during running when wearing military boots. *Gait and Posture*, 297-303.
60. Hreljac, & Marshall, R. N. (1999). *Fourth Symposium of the Technical Group on Footwear Biomechanics*. Paper presented at the The effect of varying midsole hardness on force attenuation and rearfoot movement during running: a meta-analysis, Canmore.
61. Hull, M. L., Brewer, & Hawkins, D. (1995). A New Force Plate Design Incorporating Octagonal Strain Rings. *J Appl Biomech*, 11, 311-321.

62. Hunt, M.A., Hinman, R.S., Metcalf, B.R., Limb, B.W., Wrigley, T.V., Bowles, K.A., Kemp, & Bennell, K.L. (2010). Quadriceps strength is not related to gait impact loading in knee osteoarthritis. *Knee*, 17(4), 296-302.
63. Iatridis, J., Setton, L. A., Weidenbaum, & V.C., M. (1997). The viscoelastic behavior of the non-degenerate human lumbar nucleus pulposus in shear. *J Biomech*, 30(10), 1005-1013.
64. IBV. (1997). *Dinascan/IBV. Manual de Usuario. Versión 8.0*: Instituto de Biomecánica de Valencia.
65. Iida, & Yamamuro, T. (1987). kinetic analysis of the center of gravity of the human body in normal and pathological gaits. *J Biomech*, 20(10), 987-995.
66. Inman, V., Ralston, & Todd, F. (1981). *Human Walking*. Baltimore: Williams & Wilkins.
67. Inman, V. T. (1966). Human Locomotion. *Canad Med Ass J*, 94, 1047-1053.
68. Jefferson, R. J., Collins, J. J., Whittle, M. W., Radin, E. & O'Connor, J. (1990). The role of the quadriceps in controlling impulsive forces around heel strike. *Proc Instn Mech Engrs*, 204, 21-28.
69. Johnson, G. R. (1988). The effectiveness of shock-absorbing insoles during normal walking. *Prosthet Orthot Int*, 12(2), 91-95.
70. Johnson, G. R. (1990). Measurement of shock acceleration during walking and running using the Shock Meter. *Clin Biomech*, 5, 47-50.
71. Jorgensen, & Bojsen-Moller, F. (1989). Shock absorbency of factors in the shoe/heel interaction - with special focus on role of the heel pad. *Foot & Ankle Int* 9(11), 294-299.
72. Jorgensen, & Ekstrand, J. (1988). Significance of heel pad confinement for the shock absorption at heel strike. *Int J Sports Med*, 9, 468-473.
73. Keller, T. S., Weisberger, A. M., Ray, J. L., Hasan, S. S., Shiavi, R. & Spengler, D. M. (1996). Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. *Clin Biomech*(11), 253-259.
74. Kinoshita, H., Bates, B. & DeVita, P. (1985). *Biomechanics IX-A*. Paper presented at the Intertrial variability for selected running gait parameters, Champaign, Illinois.
75. Kirtley, C. (2006). *Clinical gait analysis. Theory and practice*: Elsevier.
76. Lafortune, M. & Henning, E. M. (1992). Cushioning properties of footwear during walking: accelerometer and force platform measurements. *Clin Biomech*, 7, 181-184.
77. Lafortune, M. A., Lake, & Hennig, E. M. (1996). Differential shock transmission response of the human body to impact severity and lower limb posture. *J Biomech*, 29(12), 1531-1537.
78. Lake, & Greenhalgh, A. (2005). *The 7th Symposium on Footwear Biomechanics*. Paper presented at the Impact shock measurements during running: correction for angular motion of the shank is necessary, Cleveland.
79. Lamoreux, L. (1985). *Gait Analysis in Theory and Practice. Proceedings of the 1985 Uppsala Gait Analysis Meeting*. Paper presented at the Measurement and Analysis of Ground Reaction Forces, Uppsala.
80. Lanshammar, & Strandberg, L. (1983). Horizontal Floor Reaction Forces and Heel Movements During the Initial Stance Phase. In H. a. K. Matsui, K. (Ed.), *Biomechanics, VIII-B. International series of biomechanics, Volume 4B* (Vol. 4B, pp. 1123 - 1128): Human Kinetics Publisher, Inc., Box 5076. Champaign, Illinois 61820.
81. Lebedowska, M.K., Wentz, T.M. & Dufour, M. (2009). The influence of foot position on body dynamics. *J Biomech*, 42(6), 762-766.
82. Lee, K.-K., Lafortune, M. & Valiant, G. (2005). *The 7th Symposium on Footwear Biomechanics*. Paper presented at the Effect of running shoes on mechanics of overground and treadmill running, Cleveland.
83. Lees, & McCullagh, P. J. (1984). Preliminary investigation into the shock absorbency of running shoes and shoe inserts. *J Hum Mov Stud*, 10, 95-106.
84. Light, L. H. (1979). Potential implications of heel strike transients. *J Physiol*, 292, 31-32.
85. Light, L. H., MacLellan, G. & Klenerman, L. (1980). Skeletal transients on heel strike in normal walking with different footwear. *J Biomech*, 13, 477-480.
86. Liu, & Nigg, B. M. (2000). A mechanical model to determine the influence of masses and mass distribution on the impact force during running. *J Biomech*, 33, 219-224.
87. Luethi, S., & Stacoff, A. (1987). The Influence of the Shoe on Foot Mechanics in Running. *Med of Sport Sci*, 25, 72-85.
88. MacLellan, G. & Vyvyan, B. (1981). Management of pain beneath the heel and achilles tendonitis with visco elastic heel inserts. *Brit J of Sports Med*, 15(2), 117-121.
89. Martin, P. & Marsh, A. P. (1992). Step length and frequency effects on ground reaction for-

- ces during walking. Technical note. *J Biomech*, 25(10), 1237-1239.
90. McCrory, J. L., White, S. & Lifeso, R. M. (2001). Vertical ground reaction forces: objective measures of gait following hip arthroplasty. *Gait and Posture*, 14, 104-109.
 91. Mercer, J. & Vance, J. (2002). Spring-boots can reduce impact in runners. *Biomech*, 15, 35-42.
 92. Michel, K. J., Kleindienst, F. & Krabbe, B. (2005). *The 7th Symposium on Footwear Biomechanics*. The effect of different midsole hardness on kinematic and kinetic data during running influenced by varying bodyweight, Cleveland.
 93. Munro, C. F., Miller, D. & Fuglevand, A. J. (1987). Ground Reaction Forces in running: a reexamination. *J Biomech*, 20(2), 147-155.
 94. Murray, M. P., Kory, R. C., Clarkson, B. & Sepic, S. B. (1966). Comparison of free and fast speed walking patterns of normal men. *Amer J Phys Med*, 45(1), 8-24.
 95. Nester, C. J., Van der Linden, M. & Bowker, P. (2003). Effect of foot orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait. *Gait and Posture*, 17, 180-187.
 96. Nigg, B. (1983). *International Symposium on Biomechanical Aspects of Sport Shoes and Playing Surfaces*. External force measurements with sport shoe and playing surfaces, Calgary.
 97. Nigg, B., Cole, & Bruggemann, P. (1995). Impact forces during heel-toe running. *J Appl Biomech*, 11, 407-432.
 98. Nigg, B., Herzog, & Read, L. (1988). Effect of viscoelastic shoe insoles on vertical impact forces in heel-toe running. *Am J Sports Med*, 16(1), 70-78.
 99. Nigg, B. M. (1987). Biomechanical aspects of playing surfaces. *J Sports Sci*, 5(2), 117-145.
 100. Nigg, B. M., Luethi, S. M., Denoth, & Stacoff, A. (1983). *Proceedings of the Eighth International Congress of Biomechanics*, Nagoya, Japan.
 101. Nilsson, & Thorstensson, A. (1989). Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiol Scand*, 2(136), 217-227.
 102. Pelker, R. & Saha, S. (1983). Stress wave propagation in bone. *J Biomech*, 16(7), 481-489.
 103. Perry, J. (1992). *Gait Analysis. Normal and Pathological Function*. Yorba Linda, CA.: Slack incorporated.
 104. Plas, F., Viel, & Blanc, Y. (1996). *La marcha humana*. Paris: Masson.
 105. Pratt, D. J., Rees, P. & Rodgers, C. (1986). Assessment of some shock absorbing insoles (technical note). *Prosth Orth Int*, 10, 43-45.
 106. Radin, E. L., Ehrlich, M. G., Chernack, R., Abernethy, P., Paul, I. & Rose, R. M. (1978). Effect of Repetitive Impulsive Loading on the Knee Joints of Rabbits. *Clin Orth Rel Res* (131), 288-293.
 107. Radin, E. L., Orr, R. B., Kelman, J. L., Paul, I. & Rose, R. M. (1982). Effect of prolonged walking on concrete on the knees of sheep. *J Biomech*, 15(7), 487-492.
 108. Radin, E. L., Paul, I. & Rose, R. M. (1972). Role of mechanical factors in the pathogenesis of primary osteoarthritis *Lancet*, 2, 519-522.
 109. Radin, E. L., Yang, K. H., Riegger, C., Kish, V. & O'Connor, J. (1991). Relationship between lower limb dynamics and knee joint pain. *J Ortho Res*, 9, 398-405.
 110. Ratcliffe, R. & Holt, K. G. (1997). Low frequency shock absorption in human walking. *Gait and Posture*, 5, 93-100.
 111. Redfern, M. S., Cham, R., Gielo-Perzack, K., Grönqvist, R., Hirvonen, M., Lanshammar, H. (2001). Biomechanics of slips. *Ergon*, 44, 1138-1166.
 112. Riegger-Krugh, C. (1997, September 24-27). *Twenty-First Annual Meeting of the American Society of Biomechanics*. Paper presented at the Repetitive impulsive loading: correlation of force plate and observational assessment, Clemson University, South Carolina.
 113. Riegger-Krugh, C. (1998). *Combined Sections Meeting of the APTA*. Paper presented at the Can forcefulness of heel landing during gait be assessed by observation, Boston Riegger-Krugh, C. (1999). Poor shock absorption may contribute to OA. *Biomech*(June), 33-35.
 114. Rööser, B., Ekbladh, R. & Lidgren, L. (1988). The shock-absorbing effect of soles and insoles. *Int Orth*, 12, 335-338.
 115. Salathé, E. P. & Arangio, G. A. (1990). The foot as a shock absorber. *J Biomech*, 23(7), 655-659.
 116. San Tsung, B. Y., Zhang, M., Fuk Tat Mat, A. & Wan Nar Wong, M. (2004). Effectiveness of insoles on plantar pressure redistribution. *J Rehab Res Develop*, 41(6A), 767-774.
 117. Sánchez Lacuesta, J. J., J.M., P.P., Hoyos Fuentes, J. V., Viosca Herreo, E., Soler Gracia, C., Comín Clavijo, M. (1999). *Biomecánica de la*

- Marcha Humana y Patológica* (1 ed.). Valencia: Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV).
118. Scott, S. H. & Winter, D. (1989). Internal forces at chronic running injury sites. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 22(3), 357-369.
 119. Serink, M. T., Nachemson, A. & Hansson, G. (1977). The Effect of Impact Loading on Rabbit Knee Joints. *Acta Orthop Scand*, 48, 250-262.
 120. Shiba, N., Kitaoka, H. B., Cahalan, T. D. & Chao, E. Y. (1995). Shock-absorbing effect of shoe insert materials commonly used in management of lower extremity disorders. *Clin Ortho Rel Res*(310), 130-136.
 121. Shorten, M. R. & Winslow, D. S. (1992). Spectral Analysis of Impact Shock During Running. *Int J Sport Biomech* (8), 288-304.
 122. Simon, S. R., Paul, I., Mansour, J., Munro, M., Abernethy, P. & Radin, E. (1981). Peak dynamic force in human gait. *J Biomech*, 14, 817-822.
 123. Simon, S. R., Radin, E. L., Paul, I. L. & Rose, R. M. (1972). The response of joints to impact loading II. In vivo behavior of subchondral bone. *J Biomech*, 5, 267-272.
 124. Smeathers, J. E. (1989). Transient vibrations caused by heel strike. *Proc Instn Mech Engrs*, 203(4), 181-186.
 125. Stacoff, A., Diezi, C., Luder, G., Stüsi, E. & Krames-de Quervain, I. A. (2005). Ground reaction forces on stairs: effects of stair inclination and age. *Gait and Posture*(21), 24-38.
 126. Sutherland, D. H., Olshen, R. A., Biden, E. N. & Wyatt, M. P. (1988). *The development of mature walking*. Philadelphia: Blackwell Scientific Publications, Ltd.
 127. Swigart, J. F., Erdman, A. G. & Cain, P. J. (1993). An energy based method for testing cushioning durability of running shoes. *J Appl Biomech*, 9, 27-46.
 128. Tesio, L., Lanzi, D. & Detrembleur, C. (1998). The 3-D motion of the centre of gravity of the human body during level walking. I. Normal subjects at low and intermediate walking speeds. *Clin Biomech*, 13(2), 77-82.
 129. Vaughan, C. L., Davis, B. & O'Connor, J. (1992). *Dynamics of Human Gait*. Champaign, IL.: Human Kinetics.
 130. Verbitsky, O., Mizrahi, J., Voloshin, A., Treiger, J. & Isakov, E. (1998). Shock Transmission and Fatigue in Human Running. *J Appl Biomech*, 14, 300-311.
 131. Verdini, F., Leo, T., Fioretti, S., Benedetti, M. G., Catani, F. & Giannini, S. (2000). Analysis of ground reaction forces by means of wavelet transform. *Clin Biomech*, 15, 607-610.
 132. Viosca Herrero, E. (1993). *Estudio biomecánico comparativo entre el patrón de marcha humana normal y el amputado tibial*.
 133. Voloshin, A. & Wosk, A. (1982). An In Vivo Study of Low back Pain and Shock Absorption in the Human Locomotor System. *J Biomech*, 15(1), 21-27.
 134. Voloshin, A., Wosk, J. & Brull, M. (1981). Force Wave Transmission Through the Human Locomotor System. *J Biomech Engin*, 103, 48-50.
 135. Voloshin, A. S. & Wosk, A. (1981). Influence of artificial shock absorbers on human gait. *Clin Ortho*, 160, 52-56.
 136. Wakeling, J. M., Liphardt, A. M. & Nigg, B. M. (2003). Muscle activity reduces soft-tissue resonance at heel-strike during walking. *J Biomech*(36), 1761-1769.
 137. Wakeling, J. M., Tschanner, V. V., Nigg, B. M. & Stergiou, P. (2001). Muscle activity in the leg is tuned is response to ground reaction forces. *J Appl Physiol*(91), 1307-1317.
 138. Wang, C. L., Shau, Y. W., Hsu, T. C., Chen, H. C. & Chien, S. H. (1999). Mechanical properties of heel pads reconstructed with flaps. *J Bone Joint Surg*, 81 -B(2), 207-211.
 139. White, S. C., Tucker, C. A., Brangaccio, J. A. & Lin, H. Y. (1996). Relation of vertical ground reaction forces to walking speed. *Gait and Posture*, 4(2), 206.
 140. White, S. C., Yack, H. J., Tucker, C. A. & Lin, H. Y. (1998). Comparison of vertical ground reaction forces during overground and treadmill walking. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 30(10), 1537-1542.
 141. Whittle, M. W. (1997). Force Platform Measurement of the Heelstrike Transient in normal walking. *Gait and Posture*, 5, 173-174.
 142. Whittle, M. W. (1999). Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot: a review. *Gait and Posture*(10), 264-275.
 143. Whittle, M. W. (2003). *Gait Analysis. An introduction*: Butterworth - Heinemann - Elsevier.
 144. Whittle, M. W. & Williams, C. D. (1994, August 18-20). *Reliability of force platform data in the estimation of insole shock attenuation*. Paper presented at the Proceedings, Eitgth Biennial Conference, Canadian Society for Biomechanics,, Calgary.

145. Williams, K. R. (1993). Biomechanics of distance running. In M. D. Grabiner (Ed.), *Current issues in biomechanics* (pp. 3-31). Leeds: Human Kinetics Publishers (Europe) Ltd.
146. Windle, C. M., Gregory, S. M. & Dixon, S. J. (1999). The shock attenuation characteristics of four different insoles when worn in a military boot during running and marching. *Gait and Posture*(9), 31-37.
147. Winter, D. (1979). A new definition of mechanical work done in human movement. *J Appl Physiol*, 46, 79-83.
148. Winter, D. (1991). *Biomechanics and motor control of human movement*. (Third edition ed.). Waterloo: John Wiley & Sons, Inc.
149. Withnall, R., Eastaugh, J. & Freemantle, N. (2006). Do shock absorbing insoles in recruits undertaking high levels of physical activity reduce lower limb injury?. A randomized controlled trial. *J Royal Soc Med*, 99(1), 32-37.
150. Woodard, C. M., James, M. K. & Messier, S. P. (1999). Computational Methods Used in the Determination of Loading Rate: Experimental and Clinical Implications. *J Appl Biomech*, 15, 404-417.
151. Wosk, A. & Voloshin, A. (1985). Low Back Pain: Conservative Treatment with Artificial Shock Absorbers. *Arch Phys Med Rehab*, 66, 145-148.
152. Wosk, J. & Voloshin, A. (1981). Wave attenuation in skeletons of young healthy persons. *J Biomech*, 14(4), 261-267.
153. Wright, I. C., Neptune, R. R., van den Bogert, A. J. & Nigg, B. M. (1998). Passive regulation of impact forces in heel-toe running. *Clin Biomech*(13), 521-531.
154. Wright, I. C., Neptune, R. R., van den Bogert, A. J. & Nigg, B. M. (1999). The influence of foot positioning on ankle sprains. *J Biomech*, 33, 513-519.
155. Yves Blanc, G. A., Michele Esnault, J.-M. C., Serge Mesure, E.-M. L., Pélissier, J., Pennecot, G. F., Christine Tardieu, F. P. (2002). *La marcha humana, la carrera y el salto* (1 ed.). Paris: Masson.