

# Comparación de la amortiguación durante la marcha con calzado de montaña respecto a la marcha sin calzado

## DR. JESÚS CÁMARA

Doctor por la Universidad del País Vasco (Euskal Herriko Unibertsitatea). Licenciado en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte por la Universidad del País Vasco - Euskal Herriko Unibertsitatea.

Contacto: [jesus.camara@ehu.es](mailto:jesus.camara@ehu.es)

**Resumen:** Los objetivos del presente estudio fueron determinar la influencia de las botas de montaña y de las plantillas viscoelásticas durante la marcha sobre la producción de la fuerza de impacto y sobre su gradiente de carga. 11 sujetos sanos y físicamente activos formaron parte del estudio. Se registraron la producción de la fuerza de impacto y su gradiente de carga durante la marcha sin calzado y durante la marcha con botas de montaña y con tres plantillas viscoelásticas. Las botas de montaña redujeron la producción de la fuerza de impacto. Las plantillas Sorbothane Composite © e Integrale © implantadas en las botas ayudaron a reducir en mayor medida la producción de esta fuerza.

Palabras clave: Botas de montaña. Fuerza de impacto. Gradiente de carga. Plantillas viscoelásticas.

CUSHIONING PROPERTIES DURING THE GAIT WITH MOUNTAIN BOOTS IN COMPARISON TO THE BAREFOOT GAIT

**Abstract:** The aims of the present study were to determine the influence of the mountain boots and the viscoelastic insoles during the gait on the production of the impact force and on its loading rate. 11 healthy and physically active subjects volunteered for the study. The production of the impact force and its loading rate were determined during the unshod gait and during the gait with mountain boots and with three viscoelastic insoles. The mountain boots reduced the production of the impact force. The Sorbothane Composite © and Integrale © insoles placed into the boots, helped further reduce the production of this force.

Key words: Mountain boots. Impact force. Loading rate. Viscoelastic Insoles.

## INTRODUCCIÓN

El impacto del talón en el suelo se ha relacionado con la aparición de artrosis, dolores en la espalda, fracturas por stress del miembro inferior y con otras lesiones por sobreuso (VOLOSHIN, 1982; HRELJAC, 2002; MERCER, 2002; GILL, 2003). Este impacto, o también denominado fuerza de impacto (FREDERICK, 1981), fuerza de alta frecuencia o fuerza transitoria (WHITTLE, 1997), se produce durante la marcha por el apoyo del talón en el suelo. Se identifica en la gráfica fuerza-tiempo por un rápido incremento

de la magnitud de la fuerza al que le sigue una disminución de la misma, previo a su aumento final hasta la fuerza que refleja el apoyo del peso sobre una sola pierna (FREDERICK, 1983; SHORTEN, 1992).

Esta fuerza de impacto se transmite por el sistema músculo-esquelético a través de las denominadas ondas de choque (COLLINS, 1989; WAKELING, 2003), desde el pie hasta la cabeza a una velocidad de 220 m/s (SMEATHERS, 1989). La transmisión de estas ondas por el sistema músculo-esquelético provoca cambios degenerativos en el mismo (VOLOSHIN, 1981). No obstante, cuando

el impacto del talón en el suelo es suficientemente amortiguado la fuerza de impacto no se produce (VERDINI, 2000).

El estudio de esta fuerza se suele caracterizar por el análisis de su producción y de su gradiente de carga (GC), en el caso de que se produzca. Este último parámetro mide la relación existente entre la fuerza de impacto y el tiempo transcurrido desde el apoyo del talón en el suelo hasta la producción de dicha fuerza (JORGENSEN, 1988; KELLER, 1996; WOODARD, 1999). Una reducción de su producción así como de su GC indican una amortiguación del impacto del talón en el suelo (NIGG, 1986).

El cuerpo humano dispone de mecanismos de defensa para amortiguar este impacto. Entre estos mecanismos se encuentran el correcto alineamiento de las articulaciones (EBERHART, 1951; GERRITSEN, 1995) y la activación muscular previa al contacto del talón en el suelo (NIGG, 1995; WAKELING, 2003). La almohadilla del talón (JORGENSEN, 1989; WANG, 1999), los discos intervertebrales, los meniscos, los ligamentos, los tendones y los huesos (WOSK, 1981; VOLOSHIN, 1982, NIGG, 1995), debido a sus propiedades viscoelásticas, también amortiguan el impacto del talón en el suelo.

No obstante, estos mecanismos y estructuras músculo-esqueléticas no parecen ser suficientes para amortiguar totalmente el impacto (VERDINI, 2000). Por ello, el calzado, así como las plantillas viscoelásticas (VOLOSHIN, 1981, PRATT, 1986), están normalmente diseñadas para disminuir este impacto, y en consecuencia, la amplitud de las ondas de choque transmitidas al sistema músculo-esquelético se ve reducida (RÖÖSER, 1988).

En estudios previos se han analizado las características de la fuerza de impacto durante la marcha con calzado deportivo, con calzado de cuero, con botas militares e incluso con botas de bombero (CAVANAGH, 1979; CÁMARA, 2005). No obstante, y a pesar de la importancia que podría suponer disponer de un buen sistema de amortiguación en las botas de montaña, debido por un lado, al peso adicional que normalmente se lleva en la mochila durante la marcha por la montaña y por otro, a la particular orografía del terreno, no se han encontrado estudios de la influencia de las botas de montaña sobre la producción y el GC de la fuerza de impacto.

El objetivo del presente estudio es determinar la influencia de las botas de montaña y de las plantillas viscoelásticas durante la marcha sobre la producción de la fuerza de impacto así como sobre su GC.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Once sujetos sanos (media  $\pm$  desviación estándar: edad= 28,2  $\pm$  5,1 años; altura= 172,6  $\pm$  4,4 cm; y masa= 72,3  $\pm$  13,7 kg) y físicamente activos participaron voluntariamente en el estudio después de ser informados de forma oral y escrita de las características de la investigación. Todos los sujetos firmaron el consentimiento informado. El estudio se realizó siguiendo el código ético de la declaración de Helsinki.

Los registros se realizaron en cinco condiciones de marcha: descalzo (condición I), con las botas de montaña Merrell © (condición II) y con las plantillas viscoelásticas Sorbothane Composite ©, Integrale © y Talonnete © implantadas en las botas de bombero (condición III, IV y V respectivamente). Los sujetos dispusieron de 3 minutos para familiarizarse con cada condición de marcha. El orden de registro entre las condiciones de marcha se realizó de forma aleatoria (OEFFINGER, 1999). Los sujetos realizaron cinco registros en cada condición de marcha.

Cada registro consistió en recorrer 11 metros del pasillo de marcha pisando con el pie derecho sobre una plataforma de fuerza (Dinascan/IBV, 8.2, Instituto de Biomecánica de Valencia, España) embebida en el suelo. La plataforma registraba la componente vertical de la fuerza de reacción del suelo a una frecuencia de 500 Hz. A los sujetos se les dio la orden de que marcharan con la mirada al frente a velocidad libre y sin fijarse en el emplazamiento de la plataforma. Al igual que en anteriores estudios (DERRICK, 1996; HRELJAC, 2000), se consideraba un registro válido aquel donde el pie derecho entraba completamente en la plataforma de fuerza sin que hubiera una modificación del patrón de marcha.

En cada registro se determinó la presencia de la fuerza de impacto y en el caso de que se hubiera producido, su GC (Figura 1). Éste se obtuvo mediante la siguiente fórmula: GC (PC·s-1) = FZI (%PC) / TZI (s) (KELLER, 1996), donde FZI es la magnitud de la fuerza de impacto y TZI

el tiempo desde el contacto del talón en el suelo hasta la producción de la fuerza de impacto.

En la figura "A" se aprecia la producción de la fuerza de impacto, por el contrario en la figura

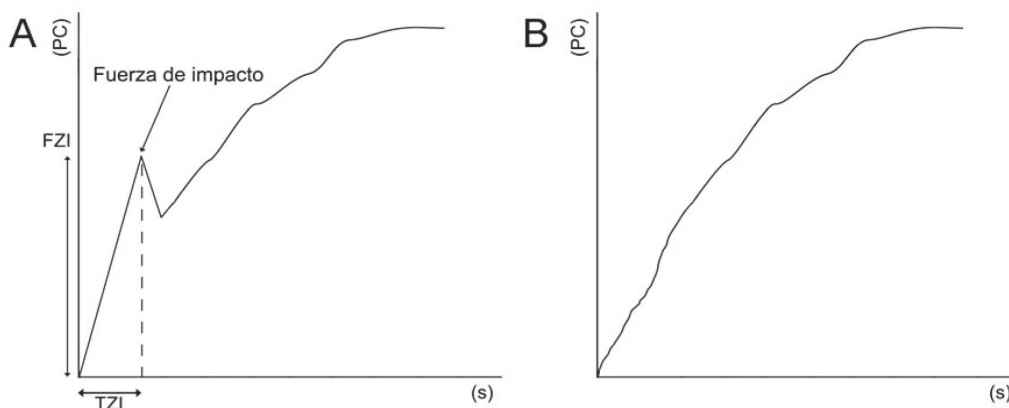


Figura 1: Componente vertical de la fuerza de reacción del suelo durante el apoyo del talón.  
Fuente: Elaboración propia.

"B" no se produce la fuerza de impacto. PC: peso corporal, FZI: magnitud de la fuerza de impacto, TZI: tiempo hasta la producción de la fuerza de impacto.

### Análisis estadístico

Para determinar las diferencias entre las distintas condiciones de marcha se ha realizado una ANOVA de medidas repetidas con el análisis post hoc de Bonferroni. La hipótesis de esfericidad se ha analizado mediante la prueba de esfericidad de Mauchly. En caso de cumplimiento de este supuesto se ha utilizado el estadístico F univariado en su versión esfericidad asumida para el estudio de la hipótesis nula del ANOVA. En caso de no cumplimiento del supuesto de normalidad se ha realizado la prueba de Friedman para verificar o rechazar la hipótesis nula de igualdad de medias. El criterio estadístico de significación fue de  $p < 0,05$ . El análisis estadístico se realizó con el programa SPSS 19.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, EUA).

### RESULTADOS

Durante la marcha descalza la fuerza de impacto se produjo en todas las ocasiones, mientras que la marcha con botas de montaña mostró una reducción de su producción (Figura 2). La plantillas Composite © e Integrale © implantadas

en las botas ayudaron a reducir la producción de la fuerza de impacto respecto a la marcha sin plantillas. No obstante, la plantilla Talonnette © no redujo la producción de esta fuerza (Figura 2).

Condición I: descalzo, condición II: botas Merrell ©, condición III: botas Merrell © y plantillas

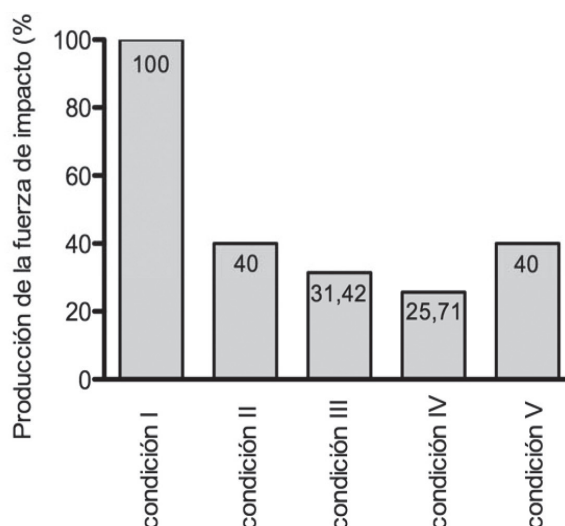


Figura 2: Porcentaje de producción de la fuerza de impacto en cada condición de marcha.

Fuente: Elaboración propia.

Composite ©, condición IV: botas Merrell © y plantillas Integrale ©, condición V: botas Merrell © y plantillas Talonnette ©.

El GC no mostró diferencias significativas entre la marcha descalza y la marcha con botas de montaña. La implantación de las plantillas viscoelásticas tampoco ayudó a reducir la magnitud del GC (Figura 3).

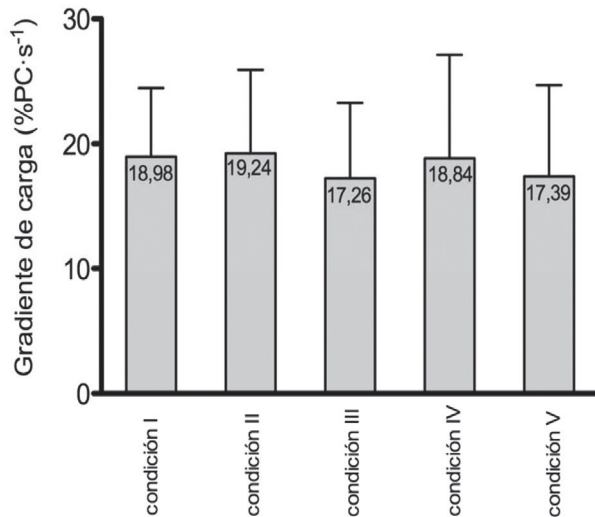


Figura 3: Estadísticos descriptivos de la producción del gradiente de carga en cada condición de marcha.

Fuente: Elaboración propia.

La media se presenta con barras y la desviación estándar con líneas sobre las barras. PC: peso corporal; condición I: descalzo, condición II: botas Merrell ©, condición III: botas Merrell © y plantillas Composite ©, condición IV: botas Merrell © y plantillas Integrale ©, condición V: botas Merrell © y plantillas Talonnette ©.

## DISCUSIÓN DE RESULTADOS

Las condiciones de marcha con botas montaña presentan una disminución en la producción de la fuerza de impacto respecto a la marcha descalza (condición II: 60%, condición III: 68,58%, condición IV: 74,29% y condición V: 60%). Esta disminución es debida a la protección adicional de las botas de montaña contra el impacto del talón en el suelo. Estos resultados concuerdan con los de anteriores estudios donde el calzado también ha reducido el impacto del talón en el suelo (LIGHT, 1980; WHITTLE, 1999; VERDINI, 2000). No obstante, el porcentaje de producción de la fuerza de impacto

observado en el presente estudio es mayor que el obtenido en una investigación previa (CÁMARA, 2006), donde la marcha con calzado deportivo y con calzado de cuero mostró una reducción de la producción de la fuerza de impacto respecto a la marcha descalza de un 97,4% y un 89,8%, respectivamente. Esto implica que, a pesar de la menor producción de la fuerza de impacto con las botas de montaña respecto a la marcha descalza, la protección contra el impacto del talón en el suelo con este calzado no es tan eficaz como la obtenida con calzado deportivo o calzado de cuero. La mayor dureza de la suela, el mayor peso de las botas de montaña (KOUKOUBIS, 2003) y/o la limitación del rango articular del tobillo podrían haber ejercido una influencia en la menor amortiguación. Otros autores también han señalado a los distintos materiales utilizados en la confección del calzado como factores que podrían influir en la amortiguación (NIGG, 1987).

La ausencia de diferencias significativas en el GC entre la marcha con botas de montaña y la marcha descalza sugiere que las botas de montaña no modifican las características de la fuerza de impacto cuando ésta se produce. Además, a pesar de la funcionalidad atribuida a las plantillas viscoelásticas en la amortiguación del impacto del talón en el suelo (VOLOSHIN, 1981; KIPPEN, 1989), la implantación de las plantillas Composite ©, Integrale © y Talonnettes © tampoco ayuda a reducir el GC de la fuerza de impacto. No obstante, el menor porcentaje de producción de esta fuerza con las plantillas Composite © e Integrale © respecto a la marcha con botas, sugiere que estos dos tipos de plantillas aportan una protección adicional cuando son implantadas en las botas de montaña.

La baja sensibilidad de las plataformas en el registro de la fuerza de impacto ha podido influir en los resultados obtenidos (LAFORTUNE, 1992); las plataformas actúan como acelerómetros del centro de gravedad y por lo tanto no evalúan exhaustivamente las acciones específicas que ocurren entre el pie y el suelo. A pesar de los estudios realizados con plataformas sobre la amortiguación de impactos (JOHNSON, 1990; LAFORTUNE, 1992; AGUINALDO, 2002; ALCÁNTARA, 2002), se aconseja para futuras investigaciones analizar la fuerza de impacto mediante el uso de acelerómetros (JOHNSON, 1986; LAFORTUNE, 1992), y/o



mediante su análisis frecuencial (VERDINI, 2000). Estos análisis han mostrado ser más sensibles a pequeñas variaciones en la amortiguación (PRATT, 1986; JOHNSON, 1990; LAFORTUNE, 1992; VERDINI, 2000).

## CONCLUSIONES

Los resultados del presente estudio han mostrado que durante la marcha, las botas de montaña proporcionan una protección contra el impacto del talón en el suelo. Asimismo, la implantación de las plantillas viscoelásticas Composite © e Integrale © en las botas aporta una protección adicional contra este impacto. No obstante, y a pesar de la menor producción de la fuerza de impacto con las botas de montaña, en los casos en los que ésta se ha producido, ni las botas ni las plantillas viscoelásticas han modificado su gradiente de carga.

## REFERENCIAS

AGUINALDO, A.; LITAVISH, M.; MORALES, A. Comparison of transient force attenuation between three types of heel cushions used in athletic footwear. **Gait and Posture**, Oxford, v. 16, n. 1, p. 100-101, mar., 2002.

ALCÁNTARA, E. *et al.* Influence of age, gender, and obesity on the mechanical properties of the heel pad under walking impact conditions. **Journal of Applied Biomechanics**, Champaign, v. 18, p. 345-356, feb., 2002.

CÁMARA, J. **La influencia de las botas de bombero sobre la biomecánica de la marcha**. 2006. 203 p. Tesis de doctorado. Departamento de Fisiología, Universidad del País Vasco / Euskal Herriko Unibertsitatea, Bilbao, 2006.

CÁMARA, J.; GAVILANES, B. The influence of firemen boots on the fore-aft ground reaction force during walking. **Gait and Posture**, Oxford, v. 21, n. S1, p. 144-145, apr., 2005.

CAVANAGH, P. R.; WILLIAMS, K. R.; CLARK, T. E. A comparison of ground reaction forces during walking barefoot and in shoes. In: MORECKI,

A.; FIDELUS, K., et al (Ed.). **Biomechanics VII-B**. Baltimore: University Park Press, 1979. p.151.

COLLINS, J. J.; WHITTLE, M. W. Impulsive forces during walking and their clinical implications. **Clinical Biomechanics**, New York, v. 4, p. 179-187, feb., 1989.

DERRICK, T. *et al.* **Proceedings of the XVIV ISBS Symposium**. Spectral decomposition of vertical ground reaction force curves. Lisboa: Edicoes FMH., 1996. 169 p.

EBERHART, H. D.; INMAN, V. T.; BRESLER, B. The principal elements in human locomotion. In: KLOPSTEG, P. E. **Human Limbs and their substitutes**. New York: Harper, 1951. 345 p.

FREDERICK, E. C. Measuring the effects of shoes and surfaces on the economy locomotion. In: NIGG, B. M.; KERR, A. M. (Ed.). **Biomechanical aspects of sports shoes and playing surfaces**. Calgary: University Printing, 1983. 93 p.

FREDERICK, E. C.; HAGY, J. L.; MANN, R. A. Predicting vertical impact force in running. **Journal of Biomechanics**, New York, v. 14, n. 7, p. 498-502, jan., 1981.

GERRITSEN, K.; VAN DER BOGERT, A.; NIGG, B. M. Direct dynamics simulation of the impact phase in heel-toe running. **Journal of Biomechanics**, New York, n. 28, p. 661-668, jun., 1995.

GILL, H. S.; O´CONNOR, J. J. Heelstrike and the pathomechanics of osteoarthritis: a pilot gait study. **Journal of Biomechanics**, New York, v. 36, p. 1625-1631, nov., 2003.

HRELJAC, A. Technique impacts overuse injuries in runners. **Journal of Biomechanics**, New York, v. 36, p. 845-849, nov., 2002.

HRELJAC, A.; MARSHALL, R. N. Algorithms to determine event timing during normal walking using kinematic data. **Journal of Biomechanics**, New York, v. 33, p. 783-786, jun., 2000.

JOHNSON, G. R. The use of spectral analysis to assess the performance of shock absorbing



footwear. **New England Journal of Medicine**, Massachussets, v. 15, p. 117-122, nov., 1986.

JOHNSON, G. R. Measurement of shock acceleration during walking and running using the Shock Meter. **Clinical Biomechanics**, New York, v. 5, p. 47-50, oct., 1990.

JORGENSEN, U.; BOJSEN-MOLLER, F. Shock absorption of factors in the shoe/heel interaction - with special focus on role of the heel pad. **Foot & Ankle**, Thousand Oaks, v. 9, n. 11, p. 294-299, jan., 1989.

JORGENSEN, U.; EKSTRAND, J. Significance of heel pad confinement for the shock absorption at heel strike. **International Journal of Sports Medicine**, New York, v. 9, p. 468-473, oct., 1988.

KELLER, T. S. *et al.* Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. **Clinical Biomechanics**, New York, n. 11, p. 253-259, feb., 1996.

KIPPEN, C. Insole materials in foot orthosis manufacture - a review. **Chiropodist**, Oxford, n. 4, p. 83-88, may, 1989.

KOUKOUBIS, T. D.; KYRIAZIS, V.; RIGAS, C. The influence of mountain boots on gait. **Journal of Orthopaedic Traumatology**, Albany, v. 4, p. 81-83, feb., 2003.

LAFORTUNE, M. A.; HENNING, E. M. Cushioning properties of footwear during walking: accelerometer and force platform measurements. **Clinical Biomechanics**, New York, v. 7, p. 181-184, apr. 1992.

LIGHT, L. H.; MACLELLAN, G. E.; KLENERMAN, L. Skeletal transients on heel strike in normal walking with different footwear. **Journal of Biomechanics**, Champaign, v. 13, p. 477-480, jan. 1980.

MERCER, J. A.; VANCE, J. Spring-boots can reduce impact in runners. **Biomechanics**, Thorofare, n. 27, feb, 2002.

NIGG, B.; COLE, G.; BRUGGEMANN, P. Impact forces during heel-toe running. **Journal of Applied**

**Biomechanics**, Champaign, v. 11, p. 407-432, jul., 1995.

NIGG, B. **Biomechanics of running shoes**. Champaign, IL.: Human Kinetic Publishers, 1986.

NIGG, B. Biomechanical aspects of playing surfaces. **Journal of Sports Science**, London, v. 5, n. 2, p. 117-145, sep. 1987.

OEFFINGER, D. *et al.* Comparison of gait with and without shoes in children. **Gait and Posture**, Oxford, v. 9, p. 95-100, jan., 1999.

PRATT, D. J.; REES, P. H.; RODGERS, C. Assessment of some shock absorbing insoles (technical note). **Prosthetics and Orthotics International**, Philadelphia, v. 10, p. 43-45, may, 1986.

RÖÖSER, B.; EKBLADH, R.; LIDGREN, L. The shock-absorbing effect of soles and insoles. **International Orthopaedics**, Berlin, v. 12, p. 335-338, oct., 1988.

SHORTEN, M. R.; WINSLOW, D. S. Spectral Analysis of Impact Shock During Running. **International Journal of Sport Biomechanics**, Champaign, n. 8, p. 288-304, feb., 1992.

SMEATHERS, J. E. Transient vibrations caused by heel strike. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers**, v. 203, n. 4, p. 181-186, 1989.

VERDINI, F. *et al.* Analysis of ground reaction forces by means of wavelet transform. **Clinical Biomechanics**, New York, v. 15, p. 607-610, mar., 2000.

VOLOSHIN, A.; WOSK, A. Influence of artificial shock absorbers on human gait. **Clinical Orthopaedics**, Philadelphia, v. 160, p. 52-56, oct., 1981.

VOLOSHIN. An. In Vivo Study of Low back Pain and Shock Absorption in the Human Locomotor System. **Journal of Biomechanics**, New York, v. 15, n. 1, p. 21-27, feb. 1982.

VOLOSHIN, A.; WOSK, J.; BRULL, M. Force Wave



Transmission Through the Human Locomotor System. **Journal of Biomechanical Engineering**, Philadelphia, v. 103, p. 48-50, apr., 1981.

WAKELING, J. M.; LIPHARDT, A. M.; NIGG, B. M. Muscle activity reduces soft-tissue resonance at heel-strike during walking. **Journal of Biomechanics**, New York, n. 36, p. 1761-1769, dec., 2003.

WANG, C. L. *et al.* Mechanical properties of heel pads reconstructed with flaps. **The Journal of Bone And Joint Surgery**, Austin, v. 81, n. 2, p. 207-211, nov., 1999.

WHITTLE, M. W. Force Platform Measurement of the Heelstrike Transient in normal walking. **Gait and Posture**, Oxford, v. 5, p. 173-174, dec., 1997.

WHITTLE, M.W. Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot: a review. **Gait and Posture**, Oxford, n. 10, p. 264-275, sep., 1999.

WOODARD, C. M.; JAMES, M. K.; MESSIER, S. P. Computational Methods Used in the Determination of Loading Rate: Experimental and Clinical Implications. **Journal of Applied Biomechanics**, Champaign, v. 15, p. 404-417, apr., 1999.

WOSK, J.; VOLOSHIN, A. Wave attenuation in skeletons of young healthy persons. **Journal of Biomechanics**, New York, v. 14, n. 4, p. 261-267, feb., 1981.