



COMUNICACIONES VIRTUALES

CÓDIGO: 06

Encarnación, A.

*Universidad Católica San Antonio de Murcia (UCAM), Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte.

RESUMEN COMUNICACIÓN VIRTUAL

El incremento de practicantes regulares de Marcha Nórdica observado los últimos años, debido principalmente a los beneficios asociados a su práctica, ha hecho incrementar los estudios sobre dicha modalidad, así en el presente trabajo se han comparado los impactos recibidos en tibia y en cabeza durante la marcha nórdica (MN) y durante la marcha (M), siendo el objetivo de estudio analizar el efecto de la velocidad y el tipo de marcha sobre los niveles de impacto. Para ello se utilizaron dos acelerómetros uniaxiales, situados sobre la tibia y sobre la cabeza. La muestra estuvo compuesta por 50 sujetos, de los cuales 30 sujetos eran principiantes en la práctica de MN y 20 sujetos expertos, instructores de MN con una media de 6.4 ± 2.65 años de experiencia. Así, todos los sujetos caminaron a dos velocidades tanto para la MN como para la M: V^1 , libremente elegida y V^2 (V^1 incrementada un 20%), controlada mediante células fotoeléctricas. Estadísticamente se realizó un ANOVA de medidas repetidas mediante el paquete estadístico SPSS 15.0 para conocer los efectos de la velocidad y el tipo de marcha sobre los niveles de impactos recibido. Las comparaciones entre velocidades demuestran que los niveles de aceleración son dependientes de la velocidad de marcha, registrándose mayores impactos en la tibia durante la condición de velocidad V^2 . Igualmente, los resultados indican niveles de aceleración significativamente mayores en tibia durante la MN tanto en expertos como en principiantes, y en cabeza durante la MN en expertos. Como conclusión, durante la MN se incrementan los niveles de impacto en comparación con la M, aspecto que deberá ser tenido en consideración a la hora de su prescripción.

COMUNICACIONES VIRTUALES

COMUNICACIÓN VIRTUAL

IMPACTOS DURANTE LA PRÁCTICA DE MARCHA NÓRDICA: COMPARACIÓN CON LA MARCHA.

Introducción

La marcha nórdica es una actividad de carácter cíclico, cuya introducción dentro del mundo de la actividad física y el deporte, entendiéndola con las peculiaridades actuales (técnica y materiales empleados) datan del año 1997, pese a que sus orígenes se remontan a principios de los años 30. Desde su nacimiento en Finlandia, el número de practicantes a nivel mundial ha tenido un importante crecimiento, aspecto que resulta complicado evaluar debido a la falta de un censo que contabilice el número de practicantes reales.

Pese a su corta trayectoria como actividad física-deportiva, su difusión a nivel internacional ha sido y es considerable, en gran parte debido a los esfuerzos de sus promotores en divulgar las bondades de dicha práctica. Dichas bondades han sido en parte respaldadas por la literatura científica, principalmente en lo referente al estudio de la respuesta fisiológica del organismo ante dicha actividad. Si bien, existen otros estudios de carácter biomecánico que de igual manera aportan conocimiento sobre la respuesta del organismo durante dicha actividad. A modo de resumen, se puede decir que durante la marcha nórdica se incrementan casi todos los parámetros relacionados con el consumo energético y la intensidad de ejecución (FC, VO₂máx, GE, VE, etc.), en comparación con la marcha realizada a la misma velocidad de ejecución, por lo que hace pensar que es una actividad física adecuada para potenciar los efectos sobre la salud que tiene la práctica de actividad física (Hendrickson, 1993; Rodgers y cols, 1995; Porcari y cols, 1997; Morss y cols, 2001; Church y cols, 2002; Butts y cols, 1995; Figard-Fabre y cols, 2010; Hagen y cols, 2011).

Del mismo modo, durante la marcha nórdica se observa un incremento de la longitud y de la velocidad de la zancada, un incremento de la actividad muscular de los miembros superiores y una reducción de la percepción del esfuerzo (Knight & Caldewell, 2000; Willson y cols, 2001; Stief y cols, 2008; Thorwesten y cols, 2005,2006, 2007).

Así, dentro de los estudios de carácter biomecánico, la reducción de fuerzas de reacción en los miembros inferiores ha sido un tema controvertido, pues existen diversos estudios que defienden dicha teoría (Willson y cols. 2001; Koizumi y cols, 2008; Schwameder & Ring, 2006), pero los estudios más actuales han demostrado que no existe ningún indicio biomecánico que justifique una reducción de fuerzas de reacción del suelo durante la marcha nórdica en el momento de apoyo del talón con el suelo (Brunelle & Miller, 1998; Thorwesten y cols, 2005,2006, 2007; Kleindienst y cols, 2006 y 2007; Stief y cols, 2008; Hagen y cols, 2006 y 2011).

Cierto es, que casi todos los trabajos presentan la marcha nórdica como una actividad de bajo impacto, pues presenta menores fuerzas de impacto y menores velocidades de pronación en comparación con la carrera, ambos parámetros relacionados con factores de riesgo de padecer lesiones. Si bien, el estudio de

COMUNICACIONES VIRTUALES

Hagen y cols. (2006, 2011), presenta altos niveles de impacto recibidos en las muñecas como consecuencia del empleo de bastones pudiendo suponer un factor de riesgo para padecer lesiones por estrés asociadas a la práctica de la marcha nórdica. Revisando la literatura científica, no se ha encontrado ningún trabajo que describa los impactos recibidos en la tibia y en la cabeza durante la marcha nórdica, aspectos que están relacionados con la aparición de lesiones y con los sistemas de absorción de impactos intrínsecos de nuestro organismo. Así pues, el objetivo de nuestro trabajo fue analizar el efecto de la velocidad y el tipo de marcha sobre los niveles de impacto.

Material y Método

Muestra

La muestra estuvo representada por 50 sujetos (25 hombres y 25 mujeres), con una edad media de $25,90 \pm 4,54$ años, una talla media de $173,25 \pm 5,26$ cm y una masa media de $69,36 \pm 6,48$ Kg. Dicha muestra se dividió atendiendo al nivel de experiencia en la práctica de la MN de los participantes en 1) principiantes, con 30 sujetos (15 hombres y 15 mujeres) y 2) expertos, con 20 sujetos (10 hombres y 10 mujeres). Todos los expertos eran instructores de MN con una media de 6.4 ± 2.65 años de experiencia.

Previamente a la realización de los test, todos los sujetos fueron informados de las características del estudio y firmaron una carta de consentimiento previamente a su participación voluntaria. Igualmente, los principiantes realizaron tres sesiones de familiarización con la técnica de MN, sumando unas cuatro horas y media de práctica previa.

Procedimiento

Se analizaron dos tipos de marcha, 1) Marcha Nórdica y 2) Marcha; a dos velocidades de estudio: V^1 , velocidad libremente elegida y V^2 , consistió en la V^1 incrementada en un 20%. El orden de los test fue randomizado según la condición (MN o M).

Cada sujeto realizó 5 repeticiones válidas por condición, tipo de marcha y velocidad (V^1 o V^2) sobre un pasillo de marcha de 12 metros de largo por 1.5 de ancho. De cada repetición se seleccionó un paso para su posterior análisis. La velocidad se controló mediante un sistema de células fotoeléctricas conectadas a un cronómetro electrónico Chronomaster® (sensibilidad: 0.001s), situadas a lo largo del pasillo separadas entre si por dos metros. Todos los sujetos realizaron un calentamiento previo a los test de 25 minutos.

Instrumental empleado

Todos los sujetos fueron instrumentados con dos acelerómetros SMAA02-1 (Sportmetrics®) conectados y sincronizados mediante señal analógica por cable. Los acelerómetros se situaron en la tuberosidad tibial de la pierna derecha y en la cabeza. La frecuencia de muestreo para ambos acelerómetros fue de 500 Hz.

Tratamiento estadístico.

Se utilizó el paquete estadístico SPSS.15® para realizar el estudio estadístico, el cual consistió en la comprobación de la normalidad de la muestra mediante la prueba Shapiro-Wilk y la homogeneidad de

COMUNICACIONES VIRTUALES

varianzas mediante la prueba de Levene. Seguidamente se realizó un ANOVA de medidas repetidas para analizar las diferencias entre ambos tipos de marcha y velocidades. Se estableció el nivel de significación cuando $p < 0.05$.

Resultados

Los resultados de la prueba de Levene y Shapiro-Wilk confirmaron la normalidad de la muestra y la homogeneidad de varianzas.

Los niveles de aceleración y de tiempos de transmisión del impacto están reflejados en la tabla 1.

Tabla 1. Valores descriptivos de los impactos registrados en las distintas condiciones de estudio.

	Experiencia	MARCHA				MARCHA NÓRDICA			
		V^1		V^2		V^1		V^2	
		Media	SD	Media	SD	Media	SD	Media	SD
Máx. Tibia (g)	Principiante	3.914	0.855	5.117	0.937	4.551	1.062	5,150	1,073
	Experto	4.173	0.42	5.816	0.74	4.874	0.78	6.318	1.05
Máx. Cabeza (g)	Principiante	0.475	0.186	0.504	0.213	0.497	0.141	0.530	0.253
	Experto	0.555	0.14	0.645	0.15	0.683	0.20	0.769	0.15
Transmisión impacto (s)	Principiante	0.053	0.019	0.046	0.019	0.055	0.019	0.050	0.020
	Experto	0.018	0.03	0.023	0.03	0.031	0.02	0.024	0.02

V^1 = velocidad libremente elegida, V^2 = velocidad 20% más alta que V^1

Los resultados obtenidos en el estudio estadístico ANOVA de Medidas Repetidas, en los que se analizó la influencia de la velocidad de ensayo (V^1 vs V^2) y la condición (MN vs M) sobre los parámetros analizados, están representados en la tabla 2.

Tabla 2.- Resultados ANOVAMR.

	PRINCIPIANTES		EXPERTOS	
	Velocidad	Condición	Velocidad	Condición
Máx. Tibia (g)	0.00*	0.05*	0.00*	0.01 [#]
Máx. Cabeza (g)	0.03*	0.97	0.00*	0.00 [#]
Transmisión impacto (s)	0.00*	0.15	0.91	0.37

* Diferencias significativas ($p < 0.01$) entre V^1 y V^2 .

** Diferencias significativas ($p < 0.05$) entre V^1 y V^2 .

[#] Diferencias significativas ($p < 0.01$) entre la condición de marcha y marcha nórdica.

[#] Diferencias significativas ($p < 0.05$) entre la condición de marcha y marcha nórdica.

COMUNICACIONES VIRTUALES

Analizando el efecto de la velocidad, se observan diferencias significativas en la variable Máx. Tibia en ambos grupos. Tal y como muestran la siguiente gráfica, se alcanzan valores más altos de aceleración en tibia durante la condición de velocidad V^2 .

Así mismo, en ambos grupos se hallaron diferencias significativas ($p < 0.05$) en el parámetro Máx. Cabeza debidas al efecto de la velocidad. Se observan valores significativamente más altos durante la condición de velocidad V^2 . Igualmente, se hallaron diferencias en el parámetro Transmisión del Impacto debidas al efecto de la velocidad. Esta vez se registran valores significativamente más bajos durante la condición de velocidad V^2 en principiantes.

Comparando el efecto de la condición de estudio (MN vs M) sobre los niveles de impacto recibidos, se encontraron diferencias significativas ($p < 0.05$) en las variables Máx. Tibia tanto en los principiantes como expertos; y en el parámetro Máx. Cabeza en el grupo de expertos. En ambos casos se observaron valores significativamente más altos durante la condición de marcha nórdica.

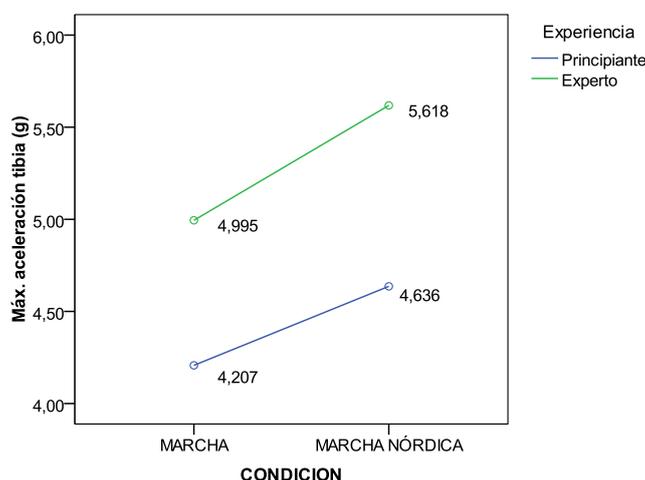


Figura 1. Resultados ANOVAMR, efectos del tipo de marcha sobre los impactos recibidos en tibia.

Discusión

Analizando por separado las muestras, el efecto de la velocidad sobre los parámetros estudiados, mostraron en ambos grupos un comportamiento similar. La magnitud del impacto es dependiente de la velocidad de estudio, confirmándose en el presente trabajo, que en ambas muestras se produce un incremento de las aceleraciones registradas tanto en tibia como en cabeza durante la velocidad V^2 . Los principiantes, además de mostrar el mismo comportamiento detallado anteriormente, también mostraron diferencias significativas en el parámetro de Transmisión del Impacto, mostrando un comportamiento de reducción del tiempo de apoyo asociado al incremento de la velocidad (Mercer y cols, 2003b; Mercer y cols, 2002; Voloshin, 2000).

Analizando el efecto de la condición (MN vs M), los resultados presentan un dato novedoso, pues se observa un incremento de las aceleraciones registradas en la tibia durante la condición de marcha nórdica tanto en los expertos como en los principiantes. Ciertamente es que el incremento de los expertos es más significativo que el encontrado en los principiantes ($p = 0.01$ vs $p = 0.05$). Curiosamente, no se han encontrado

COMUNICACIONES VIRTUALES

diferencias significativas entre condiciones para la aceleración registrada en la cabeza de los principiantes. Este aspecto responde al comportamiento de protección descrito por diversos autores que sugieren que una reducción de aceleración antes de alcanzar la cabeza permite mantener los niveles de información vestibular y visual necesarios para la estabilización (Kavanagh & Menz, 2008; Pozzo y cols, 1990, 1991).

Así, los niveles de aceleración registrados en la cabeza durante la marcha (en principiantes y expertos), y durante la marcha nórdica (sólo en principiantes), coinciden con los obtenidos en otros estudios, los cuales han utilizado velocidades similares o cercanas (Menz y cols, 2003: ~0.5 g; Kavanagh, y cols, 2004: ~0.47 y ~0.45 g; Rios y cols. 2010, Lafortune & Hennig, 1992; Wosk & Voloshin, 1981, ~0.56 g).

Sin embargo, los expertos registraron valores de aceleración significativamente mayores ($p=0.00$) en la cabeza durante la marcha nórdica en comparación con la marcha, pudiendo deberse a la velocidad empleada en dicha condición, puesto que en nuestro trabajo está muy cercana a la velocidad umbral de transición entre la marcha y la carrera (Nilsson & Thorstensson, 1989), por lo que los niveles de aceleración durante la marcha nórdica parece lógico pensar que estén entre los valores registrados durante la marcha y la carrera, aspecto que justificaría dichas diferencias. Así las aceleraciones en cabeza encontradas durante la carrera oscilan entre ~1g y ~1.9g en un rango de velocidades que oscilan entre 2.76 m/s y 6.4 m/s (Mercer y cols, 2003a; Mercer y cols, 2003b; Mizrahi y cols, 1997; Mercer y cols, 2002).

Analizando los resultados, de transmisión de impacto, se observa que existe una reducción importante en el nivel de aceleración desde su registro inicial en la tibia y su registro final en la cabeza tanto durante la marcha como durante la marcha nórdica. Han sido muchos los estudios que han analizado los mecanismos propios del organismo de atenuación de impactos, así como su capacidad de protección (Voloshin, 2000; Voloshin y Wosk, 1982; Voloshin y Loy, 1994).

Conclusión

Como conclusión, durante la marcha nórdica se producen mayores niveles de aceleración en la tibia en comparación con las aceleraciones registradas en la marcha, por lo que la prescripción de dicha actividad como medida rehabilitadora debe realizarse con precaución para no incurrir en el agravamiento de las patologías existentes o la generación de nuevas patologías. Igualmente, se demostró que durante la marcha nórdica, la velocidad libremente elegida por los sujetos fue mayor, todo esto asociado a que los niveles de aceleración son dependientes de la velocidad de marcha, sugiere prudencia a la hora de utilizar la marcha nórdica con poblaciones especiales.

Bibliografía

- Brunelle, E.A., y Miller, M.K. (1998). The effects of walking poles on ground reaction forces. *Research Quarterly for Exercise and Sports*, 69(Suppl.):A30.
- Butts, N.K.; Knox, K.M.; Foley, T.S. (1995). Energy cost of walking on a dual-action treadmill in men and women. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 27(1), 121-125, 1995.

COMUNICACIONES VIRTUALES

- Church, T.S., Earnest, C.P., y Morss, G.M. (2002). Field testing of physiological responses associated with Nordic Walking. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 73(3), 296-300.
- Figard-Fabre, H., Fabre, N., Leonardi, A., y Schena, F. (2010). Physiological and perceptual responses to Nordic walking in obese middle-aged women in comparison with the normal walk. *European Journal of Applied Physiology*, 108(6), 1141-1151.
- Hagen, M., Henning, E.M., y Stieldorf, P. (2006). Ground Reaction Forces, rearfoot motion and wrist acceleration in Nordic Walking. En H. Schwamader, G. Strutzenberger, V. Fastenbauer, S Lindinger, y E. Müller (Editores), *Proceedings of the XXIV International Symposium on Biomechanics in Sports* (pp.139-142). Salzburg, Austria: International Society of Biomechanics in Sports.
- Hagen, M., Henning, E.M., y Stieldorf, P. (2011). Lower and upper extremity loading in nordic walking in comparison with walking and running. *Journal of Applied Biomechanics*, 27, 22-31.
- Hendrickson, T.L. (1993). The physiological responses to walking with and without Power Poles™ on treadmill exercise (Tesis Doctoral). University of Wisconsin, La Grosse.
- Kavanagh, J.J., Barrett, R.S., Morrison, S. (2004). Upper body accelerations during walking in healthy young and elderly men. *Gait and Posture*, 20, 291-298.
- Kavanagh, J.J., y Menz, H.B. (2008). Accelerometry: A technique for quantifying movement patterns during walking. *Gait and Posture*, 28, 1-15.
- Kleindienst, F.I., Michel, K.J., Schwarz, J., y Krabbe, B. (2006). [Comparison of kinematic and kinetic parameters between the locomotion patterns in nordic walking, walking and running]. [Artículo en Alemán]. *Sportverletzung Sportschaden*, 20(1), 25-30.
- Kleindienst, F.I., Michel, K.J., Stief, F., Wedel, F. Campe, S., Krabbe, B. (2007). [Comparison of joint loading of lower extremities between the locomotion patterns nordic walking, walking and running using inverse dynamics] [Artículo en Alemán]. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 58(4), 105-111.
- Knight, C.A. y Caldwell, G.E. (2000). Muscular and metabolic costs of uphill backpacking: are hiking poles beneficial? *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32, 2093-2101
- Koizumi, T.; Tsujiuchi, N.; Takeda, M. y Murodate, Y. (2008). Physical Motion Analysis of Nordic Walking. En: Estivalet, M. y Brisson, P. (editores), *The Engineering of Sports 7(Vol.2)* (379-385). Paris: Springer Verlag France.
- Lafortune, M.A. y Hennig, E.M. (1992). Cushioning properties of footwear during walking, accelerometer and force platform measurements. *Clinical Biomechanics*, 7, 181-184.
- Menz, H.B., Lord, S.R., y Fitzpatrick, R.C. (2003). Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces. *Gait and Posture*, 18, 35-46.
- Mercer, J.A., Bates, B.T., Dufek, J.S., y Hreljac, A. (2003a). Characteristics of shock attenuation during fatigued running. *Journal of Sports Sciences*, 21, 911-919.
- Mercer, J.A., Devita, P., Derrick, T.R., y Bates, B.T. (2003b). Individual effects of stride length and frequency on shock attenuation during running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35(2), 307-313.

COMUNICACIONES VIRTUALES

- Mercer, J.A., Vance, J., Hreljac, A., y Hamill, J. (2002). Relationship between shock attenuation and stride length during running at different velocities. *European Journal of Applied Physiology*, 87, 403-408.
- Mizrahi, J., Voloshin, A., Russek, D., Verbitsky, O., y Isakov, E. (1997). The influence of fatigue on EMG and impact acceleration in running. *Basic Applied Myology*, 7(2), 111-118.
- Morss, G.M.; Church, T.S.; Earnest, C.P.; y Jordan, A.N. (2001). Field test comparing the metabolic cost of normal walking versus Nordic walking. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(5), S23.
- Nilsson, J., y Thorstensson, A. (1989). Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiologica Scandinavica*, 136(2), 217-227.
- Porcari, J.P., Hendrickson, T.L., Walter, P.R., Terry, L., y Walsko, G. (1997). The physiological response to walking with and without power poles on treadmill exercise. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 68, 161-166.
- Pozzo, T., Berthoz, A., Lefort, L., Vitte, E. (1991). Head stabilization during various locomotor tasks in humans. II. Patients with bilateral peripheral vestibular deficits. *Experimental Brain Research*, 85(1), 208-217.
- Pozzo, T., Berthoz, A., y Lefort, L. (1990). Head stabilization during various locomotor tasks in humans. I. Normal subjects. *Experimental Brain Research*, 82(1), 97-106.
- Rios, J.L., Andrade, M.C., y Vargas, A.O. (2010). Analysis of peak tibial acceleration during gait in different cadences. *Human Movement*, 11(2), 132-136.
- Rodgers, C.D., VanHeest, J.L., y Schachter, C.L. (1995). Energy expenditure during submaximal walking with exerstriders. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 27(4), 607-611.
- Schwameder, H y Ring, S. (2006). Knee joint loading and metabolic energy demand in walking, nordic walking and running. *Journal of Biomechanics*, 39, (Suppl.1), S185.
- Stief, F.; Kleindienst, F.I.; Wiemeyer, J.; Wedel, F.; Campe, S. y Krabbe, B. (2008). Inverse dynamic analysis of the lower extremities during nordic walking, walking, and running. *Journal of Applied Biomechanics*, 24(4), 351-359.
- Thorwesten, L., Overhaus, N., Rudack, P., y Völker, K. (2005). Vergleichende plantare Druckverteilungsmessung beim Nordic Walking und Walking. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 56(7/8), 215.
- Thorwesten, L., Overhaus, N., y Völker, K. (2006). Ground reaction forces in nordic Walking and Walking. En H. Schwamader, G. Strutzenberger, V. Fastenbauer, S Lindinger, y E. Müller (Editores), *Proceedings of the XXIV International Symposium on Biomechanics in Sports* (p. 628). Salzburg, Austria: International Society of Biomechanics in Sports.
- Thorwesten, L., Overhaus, N., y Völker, K. (2007). Vertical ground reaction forces in nordic walking and walking. En *Proceedings 12th Annual Congress of the European College of Sport Science (ECSS)*, Jyväskylä, Finland.
- Voloshin, A. (2000). The influence of walking speed on dynamic loading on the human musculoskeletal system. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(6), 1156-1159.

COMUNICACIONES VIRTUALES

- Voloshin, A., y Wosk, J. (1982). An in vivo study of low back pain and shock absorption in the human locomotor system. *Journal of Biomechanics*, 15(1), 21-27.
- Voloshin, A.S. y Loy, D.J. (1994). Biomechanical evaluation and management of the shock waves resulting from the high-heel gait: I - temporal domain study. *Gait and Posture*, 2(2), 117-122.
- Willson, J.; Torry, M.R.; Decker, M.J.; Kernozek, T. y Streadman, J.R. (2001). Effects of walking poles on lower extremity gait mechanics. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(1), 142-147.
- Wosk, J., y Voloshin, A. (1981). Wave attenuation in skeletons of young healthy persons. *Journal of Biomechanics*, 14, 261-208.