

PARÁMETROS QUE MODIFICAN LA MARCHA

A. Villarroya Aparicio⁽¹⁾, J.M.^a Pérez García⁽²⁾

⁽¹⁾Escuela Universitaria de Ciencias de la Salud. Universidad de Zaragoza.

⁽²⁾Hospital Universitario Miguel Servet. Zaragoza.

El propósito de este trabajo es analizar los parámetros más importantes que pueden modificar la marcha. Algunos son inherentes a la propia persona (rasgos personales, sexo, evolución a lo largo del tiempo...) y otros están condicionados por factores externos, como puede ser la pendiente, el tipo del suelo o, muy importante, el tipo de calzado.

PALABRAS CLAVE: Marcha, biomecánica, pie, presión plantar.

GAIT PARAMETERS: The purpose of this work is analyse the most important parameters which can modify the walk. Some parameters are inherent in the own person (personal features, sex, evolution along the time...) and other parameters are conditioned by outside factors, as can be the slope, the kind of ground or the kind of shoes (very important).

KEY WORDS: Gait, biomechanics, foot, pressure.

Hay muchos y diferentes elementos que van a modificar la marcha humana. Algunos son inherentes a la propia persona (rasgos personales, sexo, evolución a lo largo del tiempo...) y otros están condicionados por factores externos, como puede ser la pendiente, el tipo del suelo o, muy importante, el tipo de calzado. Lógicamente, no se pueden olvidar procesos patológicos que pueden modificar considerablemente la marcha.

Entre las características personales, comentaremos la edad y el sexo.

LA EDAD

La edad influye de forma importante^(26,28,37). Cada persona experimenta un proceso de aprendizaje y una evolución de su patrón de marcha hasta alcanzar lo que se denomina un patrón adulto. A edades avanzadas, dicho patrón parece sufrir una serie de modificaciones, al margen de diferentes situaciones patológicas que hayan podido aparecer.

El **niño**, tras una serie de fases (gateo, mantenimiento de la bipedestación...), comienza a dar sus primeros pasos; primero, cogido de la mano, luego suelto. En esta época la marcha del niño tiene unas características especiales^(35,36):

- Menor proporción de oscilación durante el ciclo, para evitar desequilibrios. Alcanza el valor de los adultos aproximadamente a los 4 años.
- Menor longitud del paso y de la velocidad, debido a su menor estatura. Para compensar, se camina con una mayor cadencia.
- Mayor anchura relativa del apoyo, para aumentar la estabilidad.
- Contacto inicial con el pie completo en vez de con el talón, ya que el tobillo se encuentra en flexión plantar antes del contacto. Aproximadamente a los 2 años de edad se realiza el contacto aislado del talón.
- Escasa flexión de rodilla en el apoyo, aproximadamente hasta los 2 años.
- Postura en rotación externa del miembro inferior, aproximadamente hasta los 4 años.
- Ausencia de movimiento de oscilación recíproco de los miembros superiores.

Estos aspectos evolucionan a lo largo del proceso de maduración, alcanzándose la marcha adulta aproximadamente a los 7 años, salvo algunas variables (longitud de zancada, velocidad...) que dependen de las características antropométricas de los niños.

En cuanto a la participación muscular, existe una tendencia a que los músculos se activen un tiempo mayor que en el adulto; sin embargo, a los 2 años, los principales músculos alcanzan el patrón adulto, salvo el tríceps, que lo alcanza más adelante (hacia los 7 años de edad)⁽³⁶⁾.

Aunque se ha descrito que las fuerzas de reacción son mayores, en relación al peso en los niños, y van disminuyendo hasta los 5 años en que se estabilizan⁽³⁾, estudios, en

Correspondencia:

Dres. A. Villarroya Aparicio⁽¹⁾, J.M.^a Pérez García⁽²⁾

⁽¹⁾Escuela Universitaria de Ciencias de la Salud. Universidad de Zaragoza.

⁽²⁾Hospital Universitario Miguel Servet. Zaragoza.

e-mail: doritav@posta.unizar.es

los que se realizan normalizaciones con el peso y longitud de segmentos, indican que no apenas hay diferencias⁽³⁴⁾.

En resumen, la maduración de la marcha se completa alrededor de los 7 años, salvo los parámetros relacionados con las características antropométricas.

En el **anciano**, la marcha está condicionada, por un lado, por los cambios debidos a la edad, y por otro, por los efectos de diversas patologías.

Sin tener en cuenta este último factor, la marcha del anciano tiene unas características que no deben entenderse como una marcha patológica y que responden a lo que Murray^(20,21) llama "una marcha cauta, procurando el máximo de estabilidad y seguridad, como si se caminase por un suelo resbaladizo o en la oscuridad", aunque otros, como Whittle⁽⁴²⁾, indican que "parece tratarse simplemente de una versión ralentizada de la marcha de adultos jóvenes".

De todas formas sí que existen cambios, que comienzan a aparecer hacia los 60-70 años^(6,21,42), entre los que se encuentran:

- Disminución de la longitud del paso.
- Disminución de la velocidad.
- Tendencia a la disminución de la cadencia.
- Aumento de la anchura del apoyo.

El propósito de estos cambios es mejorar la seguridad en la marcha. La disminución de la longitud y el aumento de la anchura del paso ayudan al mantenimiento del equilibrio durante ella; la disminución de la cadencia lleva aparejado un aumento relativo del tipo de apoyo, es decir, aumenta el tiempo de apoyo bipodal y disminuye el del monopodal^(42,43).

Por otra parte, hay una reducción del rango de flexo-extensión de la cadera, una reducción de la flexión de la rodilla en la oscilación y una reducción de la flexión plantar del tobillo en el despegue. Además, hay una posición más plana del pie en el contacto; es decir, se camina con el pie más plano. Como los factores cinemáticos dependen de la cadencia y de la velocidad y éstas disminuyen en el anciano, se discute si estas variaciones en los factores cinemáticos se deben a esta disminución o a la edad⁽⁴²⁾.

Así mismo, disminuye el movimiento vertical de la cabeza y aumenta el movimiento lateral, probablemente como consecuencia de los cambios en la longitud y anchura del paso, y se modifica la cinemática de los miembros superiores, con una marcha con codos más flexionados y hombros más extendidos.

EL SEXO

Respecto al sexo, no hay apenas estudios que realicen comparaciones entre la marcha en hombres y en mujeres; la mayoría de los análisis de la marcha se hacen sin tener en cuenta el sexo, globalmente; es decir, sin anali-

zar si existen diferencias. En un estudio realizado por nosotros en 50 personas de ambos sexos, caminando en llano y también en subida y bajada de escaleras, en terreno llano⁽²²⁾, no encontramos diferencias significativas entre el grupo de hombres y el de mujeres, en ninguna de las articulaciones de la extremidad inferior, como también indican Kadaba *et al.*⁽¹⁴⁾; sin embargo, sí que las hay, tanto en el ascenso como en el descenso de escaleras, debido a la diferencia de talla entre ambos grupos, motivo por el que deben hacer adaptaciones articulares, ya que la distancia a cubrir en las escaleras es la misma para todos. En el ascenso, se aprecia, durante el despegue del pie del suelo, una mayor extensión de la cadera y rodilla y una tendencia a mayor extensión de tobillo para intentar alargar un miembro inferior y acceder al pedáneo siguiente con el otro. En el descenso, se produce una mayor extensión de la cadera y rodilla, cuando se contacta con el escalón inferior, con la misma finalidad: alargar la extremidad.

Por lo que respecta a la actividad muscular, existe una clara tendencia a una mayor actividad, en el grupo de las mujeres, en los músculos con marcada acción estabilizadora (glúteos mayor y medio, diferentes porciones del cuádriceps, gemelo interno), tanto caminando en llano como subiendo y bajando escaleras. El hecho de que las mujeres necesiten un mayor esfuerzo muscular puede deberse a las diferencias en la composición corporal, ya que, como es sabido, presentan un mayor porcentaje de masa grasa que los hombres, por lo que, proporcionalmente, con su masa muscular tienen que movilizar un peso mayor, es decir, la grasa corporal puede influenciar la carga que se tiene que soportar durante la marcha, ya que es un peso inerte que debe ser transportado por el esfuerzo de los músculos.

FACTORES EXTERNOS

Los factores externos, calzado y terreno principalmente, son esenciales, ya que, como decía el profesor Viladot Pericé⁽³⁹⁾, la mayoría de los problemas en los pies se deben al binomio *calzado/terrenos lisos y asfaltados*.

El calzado es un elemento básico en nuestra sociedad y, teniendo en cuenta que el contacto con el suelo se realiza mediante él, es lógico pensar que afecta en mayor o menor medida a la marcha. Centrándonos en el calzado, deberemos considerar la altura de tacón, su flexibilidad y su capacidad de amortiguación⁽²⁸⁾.

Influencia del calzado con tacón alto

Una característica importante del calzado, que repercute mucho en la postura y en la marcha, es la altura del tacón.

El tacón se suele dividir en bajo (unos 2 cm), medio (3-5 cm) y alto (más de 6 cm)^(24,25,28-30). Conforme aumenta la altura, se van produciendo modificaciones tanto en el mantenimiento de la posición bípeda como durante la marcha.

Bipedestación

Con tacón alto se produce un aumento de la flexión plantar del pie y de su rotación externa⁽²¹⁾. Esto afecta a la articulación del tobillo y a la articulación subastragalina, responsables del movimiento de flexo-extensión. Como en la articulación subastragalina el movimiento de extensión es una parte de su movimiento complejo de inversión, a la vez se tenderá a la supinación.

La flexión plantar del pie da lugar a una flexión de la rodilla y el centro de gravedad se desplaza hacia adelante, compensándolo, bien con un aumento de la flexión de la cadera, o bien, si no se es capaz de compensarlo así, con una hiperlordosis lumbar⁽²⁾. En general, el centro de gravedad del tronco se desplaza hacia atrás y arriba para restablecer la línea de gravedad sobre la base de apoyo, variando la alineación postural^(23,33).

Marcha

El aumento de la altura de tacón produce modificaciones en los diferentes parámetros de la marcha. De todas formas, las modificaciones articulares que se producen con las diferentes alturas de tacón son diferentes según el calzado que se utilice habitualmente^(28,40).

Las principales modificaciones, que tienden a aumentar conforme lo hace la altura del tacón, son:

1. Parámetros cinemáticos

– Disminución de la longitud del paso y de la velocidad, asociados a una dificultad para proyectar el pie hacia delante, sin modificaciones significativas en la cadencia^(9,24).

– La duración total del ciclo de marcha no varía, pero aumenta la duración de la fase de apoyo conforme se incrementa la altura del tacón, para conseguir mayor estabilidad^(1,21,24), aunque algunos autores, como Gastwirth *et al.*⁽⁹⁾, encuentran un ligero aumento relativo de la fase de oscilación.

– El tiempo entre el apoyo del talón y el del antepié disminuye, para apoyar lo antes posible todo el pie, aumentando la base de apoyo, y mantener la estabilidad⁽⁹⁾.

– Aumenta la dorsiflexión de la primera articulación metatarsofalángica⁽¹⁹⁾, lo que también repercutirá en la cinética.

– Se producen modificaciones en la cinemática de las articulaciones de la extremidad inferior^(8,24):

1. **Tobillo:** disminuye la dorsiflexión máxima y aumenta la flexión plantar máxima, con una disminución total del rango de movimiento. Aumenta su inestabilidad en pronosupinación.

2. **Rodilla:** disminuye el rango de flexo-extensión, con un aumento de la flexión en el apoyo, pero una disminución en la oscilación.

– La adaptación al tacón depende de los sujetos. Según Opila-Correia⁽²⁴⁾, las mujeres jóvenes tienden a aumentar la inclinación anterior de la pelvis, lo que lleva a una hiperlordosis lumbar, mientras que las de mayor edad tienden a presentar una inclinación pélvica posterior con disminución de la lordosis, que puede llevar a un dolor lumbar por sobrecarga de los tejidos blancos.

2. Parámetros cinéticos

– Las fuerzas de reacción se ven influidas por la altura del tacón, principalmente el componente vertical; aumentan sus valores máximos (durante el apoyo talón y el despegue de antepié), lo que se intenta atenuar aumentando la flexión de la rodilla, y disminuyen los mínimos⁽²⁹⁾.

– Normalmente, descalzo, el retropié recibe un 60% del peso corporal y el antepié el 40% restante^(38,39,41). Con el tacón, el porcentaje del peso soportado por el antepié aumenta y se producen cambios en su distribución en el mismo^(18,28):

2 cm: 50% en antepié y 50% en retropié.

4 cm: 57% en antepié y 43% en retropié.

6 cm: 75% en antepié y 25% en retropié.

A partir de ahí, casi el 90% en el antepié, concretamente sobre la cabeza de los metatarsianos.

Se aprecia, por lo tanto, que un tacón adecuado puede ayudar a mejorar la distribución de las cargas entre el antepié y retropié⁽¹⁵⁾.

– Las modificaciones en las fuerzas de reacción, distribución de cargas, patrón de marcha, posición y movimientos del pie y disminución de la base de sustentación y área de contacto con el suelo, producen cambios en la distribución plantar de las presiones:

1. **Descalzo**, el centro de presiones se localiza entre el segundo y el tercer metatarsianos, siendo las presiones algo mayores en estos dedos que en el primero.

2. **Con calzado plano**, primero, segundo y tercero metatarsianos tienen presiones semejantes, y el cuarto y quinto presiones menores; pero, conforme aumenta la altura del tacón, además de aumentar las presiones bajo todas las cabezas metatarsianas, se modifica la distribución. En general, se acepta un aumento de la diferencia entre la zona lateral y medial, por aumento de la carga bajo el primer metatarsiano, debido al aumento de su dorsiflexión, y también por el incremento de la pronación del antepié debida a la mayor inestabilidad^(17,24,25,32).

– En cuanto a la acción muscular, Joseph⁽¹³⁾ y, posteriormente Gefen *et al.*⁽¹⁰⁾, estudiaron distintos músculos, sin encontrar diferencias en los músculos erectores, y hallando una disminución de actividad en los gemelos y, en general, un aumento en el tibial anterior, aunque con una acción más continua durante el ciclo de marcha.

Influencia de la capacidad de amortiguación

Durante la marcha, los miembros inferiores están sometidos a una serie de cargas, derivadas de su interacción con el suelo. En el contacto inicial son bruscas, y el impacto se transmite por las estructuras esqueléticas hasta la cabeza, lo que se relaciona con lesiones en estructuras blandas, como el cartílago articular, con aparición de patologías degenerativas o por sobrecarga^(16,28).

Existen mecanismos naturales de absorción de impactos, entre los que destacan *los tejidos blandos*, que ejercen un papel de amortiguación importante, con una capacidad de reducción de energía del 90%, muy superior a cualquiera de los materiales utilizados en el calzado^(11,12), y *la movilidad articular de las articulaciones de la extremidad inferior*, de forma que su flexión produce un efecto de amortiguación igual que lo haría un muelle. Por otro lado, el calzado puede contribuir a amortiguar estos impactos que se transmiten a la estructura esquelética, dependiendo de sus características, además de poder potenciar el papel amortiguador de los tejidos blandos con un buen diseño que permita albergarlos. Por ello, será esencial el diseño y la elección del calzado, dependiendo de cada tipo de pie y de la actividad para la que esté destinado.

En un estudio realizado por nosotros⁽⁷⁾, analizando las presiones y su distribución en diferentes puntos de la planta del pie, utilizando calzado duro y calzado blando, tanto en posición estática como durante la marcha, observábamos la importante disminución de las presiones con el uso de este último, como también describen autores como Perry *et al.*⁽²⁶⁾, Brown *et al.*⁽⁴⁾ y Cavanagh *et al.*⁽⁵⁾.

En estática, en el apoyo bipodal, las presiones, mucho mayores en el talón que en el antepié como se describe habitualmente⁽²⁷⁾, fueron superiores con el calzado duro que con el blando, aunque el porcentaje de participación entre la parte anterior y posterior del pie no varió, manteniéndose aproximadamente un 60% de la carga en la zona posterior y un 40% en la anterior con ambos calzados.

Llamaba la atención que si el apoyo era monopodal, no sólo eran mayores las presiones con el calzado duro, sino que también se modificaba la distribución, con una mayor participación del antepié con este calzado. Probablemente, los desequilibrios importantes que se producen en esta posición hacen que, al buscar mayor estabilidad, se apoye más sobre la zona de mayor superficie, es decir,

sobre el antepié, y es precisamente en esta zona donde mayores son las diferencias de amortiguación entre el calzado blando y duro, ya que este último, en el talón, presenta cierta capacidad de amortiguación que viene dada por el tacón y por el contrafuerte.

Igualmente, durante la marcha, los valores de presión son mayores con el calzado duro que con el blando, pero sin que esto modifique su distribución en la superficie plantar.

En conclusión, los valores de presión, en todos los puntos estudiados, son entre un 15 y un 20% mayores con el calzado duro que con el blando, tanto en estática como durante la marcha, pero su distribución en el pie no varía con la utilización de un tipo u otro ni caminando ni en apoyo bipodal, aunque, en el apoyo monopodal, con el calzado duro, se sobrecarga el antepié y disminuye la participación del retropié, por los constantes desequilibrios que hacen que se apoye más la zona anterior y por la existencia de una cierta amortiguación de este tipo de calzado en la zona posterior.

Creemos que estos datos se deben tener en cuenta a la hora de indicar el calzado más adecuado para cada sujeto y cada actividad. No vamos a entrar en el punto de la actividad, ya que son muchas las que se pueden realizar en las que puede ser necesario un tipo u otro de calzado, y más en el mundo deportivo, pero sí es necesario conocer el tipo de calzado que puede ser más adecuado para cada sujeto, según su edad, características o patología que pueda tener. Puede interesar disminuir las presiones por diferentes motivos, como por ejemplo para evitar lesiones en pacientes diabéticos. Pero no hay que olvidar que estas menores presiones también suponen una menor información propioceptiva que, en determinados sujetos, puede dar lugar a desequilibrios.

BIBLIOGRAFÍA

1. Adrian MJ, Karpovich PV. Foot instability during walking in shoe with high heels. *Res Q* 1965; 37: 168-175.
2. Bader JM. Talon hauts: la vérité. *Scie and Vie* 1987; 848: 10-18.
3. Beck R, Andriacchi TP, Kuo KW, Fermier RW, Galante JO. Changes in the gait patterns of growing children. *J Bone Joint Surg* 1981; 63^a (9): 1452-1457.
4. Brown M, Rudicel S, Esquenazi A. Measurement of dynamic pressures at the shoe-foot interface during normal walking with various foot orthoses using the F-Scan system. *Foot Ankle* 1996; 17 (3): 152-156.
5. Cavanagh PR, Ulbrecht J, Zaine W, Welling R, Leschinsky D. A method for investigation of the effects of outsole modifications in therapeutic footwear. *Foot Ankle Int* 1996; 17 (11): 706-708.

6. Caranasos GJ, Israel R. Trastornos de la marcha del anciano. *Hosp Pract* 1991; 6 (10): 15-26.
7. Comín M, Villarroya A, Pérez García JM, Nerin S, Cepero E, Lobera M, Herrera A. Repercusión del calzado sobre el apoyo de la paleta metatarsiana. *Rev Med Cir Pie* 1999; XIII (2): 29-36.
8. Esenyel M, Walsh K, Walden JG, Gitter A. Kinetics of high-heeled gait. *J Am Podiatr Med Assoc* 2003; 93 (1): 27-32.
9. Gastwirth BW, O'Brien TD, Nelson RM, Manger DC, Kindig SA. An electrodynamic study of foot function in shoes of varying heel heights. *J Am Podiatric Med Assoc* 1991; 8 (9): 463-472.
10. Gefen A, Megido-Ravid M, Itzchak Y, Arcan M. Analysis of muscular fatigue and foot stability during high-heeled gait. *Gait Posture* 2002; 15 (1): 56-63.
11. Jorgensen U, Ekstrand J. Significance of heel pad confinement for the shock absorption at heel-strike. *Int J Sports Med* 1988; 9 (6): 468-473.
12. Jorgensen U, Bojsen-Moller. Shock absorption of factors in the shoe/heel interaction with special focus on the role of the heel pad. *Foot Ankle* 1989; 9 (11): 294-299.
13. Joseph J. The pattern of activity of some muscles in women walking on high heels. *Am Phys Med* 1968; 9 (7): 295-299.
14. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wooten ME, Gainey J, Gorton G, Cochran GV. Repeatability of kinematic and electromyographic data in normal adult gait. *J Orthop Res* 1989; 7 (6): 849-860.
15. Lavigne A, Noviel D. Estudio clínico del pie y terapéutica por ortesis. Barcelona. Masson 1994.
16. Light LH, McLellan GE, Klenerman L. Skeletal Transients non heel strike in normal walking with different footwear. *J Biomech* 1980; 13 (6): 447-480.
17. Lord SR, Bashford GM. Shoe characteristics and balance in older women. *J Am Geriatr Soc* 1996; 44 (4): 429-433.
18. Mandato MG, Nester E. The effects of increasing heel height on forefoot peak pressure. *J Am Podiatr Med Assoc* 1999; 89 (2): 75-80.
19. McBride I, Wyss UP, Cooke TDV, Chir B, Murphy L, Phillips J, Olney SJ. First metatarsophalangeal joint reaction forces during high heel gait. *Foot Ankle* 1990; 11 (5): 282-288.
20. Murray MP, Kory RC, Clarkson BH. Walking patterns of healthy old men. *J Gerontol* 1969; 24 (2): 169-178.
21. Murray MP, Kory RC, Sepic SB. Walking patterns of normal women. *Arch Phys Med Rehabil* 1970; 51 (11): 637-650.
22. Nerin S, Villarroya A, Cepero E, Gómez Tolón J, Marco C, Miguélena M. La marcha. Diferencias según el sexo. *Biomecánica* 1999; VII: 27-38.
23. Opila KA, Wagner SS, Schiowitz S, Chen J. Postural alignment in barefoot and high-heeled stance. *Spine* 1988; 13 (5): 542-547.
24. Opila Correia KA. Kinematics of high heeled gait. *Arch Phys Med Rehabil* 1990; 71: 304-309 (a).
25. Opila Correia KA. Kinematics of high heeled gait with consideration for age and experience of wearers. *Arch Phys Med Rehabil* 1990; 71: 905-909 (b).
26. Perry J, Ulbrecht J, Derr J, Cavanagh P. The use of running shoes to reduce plantar pressures in patients who have diabetes. *J Bone Joint Surg* 1995; 77^a (2): 557-565.
27. Rozema A, Ulbrecht J, Pammer S, Cavanagh P. In shoe plantar pressures during activities of daily living: implications for therapeutic footwear design. *Foot Ankle Int* 1996; 17 (6): 353-359.
28. Sánchez Lacuesta J. En: Sánchez Lacuesta J, Prat J, Hoyos J, Viosca E, Soler-Gracia C, Comín M, Lafuente R, Cortés A, Vera P (eds.). *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*. Valencia. Instituto de Biomecánica de Valencia 1993: 19-105.
29. Snow RE, Williams K, Holmes G. "The effects of wearing high heeled shoes on pedal pressure in women". *Foot Ankle* 1992; 13(2).
30. Snow RE, Williams KR. High heeled shoes: their effect on center of mass position, posture, three-dimensional kinematics, rearfoot motion, and ground reaction forces. *Arch Phys Med Rehabil* 1994; 75 (5): 568-576.
31. Soames RW. Foot pressure patterns during gait. *J Biomed Eng* 1985; 7: 120-126.
32. Soames RW, Clark C. Heel height-induced changes in metatarsal loading patterns during gait. En: Winter DA, Norman RW, Wells RP, Hayes KC, Patla AE (eds.). *Biomechanics IX-A*. Champaign, Illinois. Human Kinetics Publishers 1985: 446-450.
33. Soames RW, Evans AA. Female gait patterns: the influence of footwear. *Ergonomics* 1987; 30 (6): 893-900.
34. Stansfield BW, Hillman SJ, Hazlewood ME, Law AM, Mann AM, Loudon IR, Robb JE. Normalization of gait in children. *Gait Posture* 2003; 17 (1): 81-87.
35. Sutherland DH, Olshen R, Cooper L, Woo SLY. The development of mature gait. *J Bone Joint Surg* 1980; 62-A (3): 336-353.
36. Sutherland DH, Olshen R, Biden EN, Wyatt MP. The development of mature walking. Londres. McKeith 1988.
37. Vaughan CL. Theories of bipedal walking: an odyssey. *J Biomech* 2003; 36 (4): 513-523.
38. Viladot Pericé A. *Patología del antepié*. Barcelona. Toray 1984.
39. Viladot Pericé A, Viladot Voegeli A. La marcha humana. *Rev Ortop Traumatol* 1990; 34: 99-108.
40. Villarroya A, Coloma S, Loiti I. Influencia de las diferentes alturas de tacón en la marcha. Estudio goniométrico. *Biomecánica* 1993; 2 (1): 66-73.
41. Villarroya A, Alebesque S, Pérez JM. Modificación de las presiones plantares al caminar en tapiz rodante. *Rev Med Cir Pie* 2000; XIV (2): 25-30.
42. Whittle MW. *Gait analysis: an introduction*. Oxford. Butterworth-Heinemann 1991.

43. Winter DA, Patla AE, Frank JS, Walt SE: "Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly". *Phys Ther* 1990; 70(6): 340-347.

44. Winter DA.: "The biomechanics and motorcontrol of human gait: normal, elderly and pathological". Waterloo, Ontario: University of Waterloo, 1991.