

BASES PARA EL ENTENDIMIENTO DEL PROCESO DE LA MARCHA HUMANA

JOSÉ HENRY OSORIO PhD*, MAURICIO HERNANDO VALENCIA MD **

Recibido para publicación: 17-09-2012 - Versión corregida: 26-04-2013 - Aprobado para publicación: 07-05-2013

Resumen

La marcha es la forma de desplazamiento en posición bípeda propia del ser humano en la que se suceden apoyos bipodales y monopodales y requiere un proceso de desarrollo y automatización. Es necesario entender las bases de este proceso, lo cual es el objetivo del presente artículo de revisión. Se analizó la literatura disponible en la base de datos PUBMED, al igual que artículos históricos, textos y referencias citadas en trabajos públicos. Se obtuvo información pertinente relacionada con los objetivos propuestos en el presente artículo de revisión, por lo cual puede clasificarse en tres secciones, a saber: desarrollo de la marcha, marcha normal y características de la marcha que influyen la línea del centro de gravedad. Puede concluirse que la marcha humana es un proceso de locomoción que presenta eficiencia y funcionalidad única; así, cada individuo posee un patrón determinado en su ejecución al realizar menor esfuerzo y menor gasto de energía con adecuada estabilidad y propulsión. El patrón de marcha se adquiere en la infancia y, con la práctica, el sistema neurosensorial lo convierte en un proceso de adaptación que genera comandos repetitivos de controles motores, que le permiten al individuo caminar sin esfuerzo consciente.

Palabras clave: movimiento, extremidad inferior, marcha.

Arch Med (Manizales) 2013; 13(1): 88-96

Bases for understanding the human gait process

Summary

Human gait is the way how a human can move in biped position, in which bipodal and monopodal supports are present and requires a development process and automation. It is necessary to understand the bases of this process and that is the objective of the present work. Information from database PUBMED as well as historical articles, texts and references cited in public published papers to date were analyzed. Pertinent information related with the objectives proposed in the present review was found and

Osorio J.H. Valencia MH. Archivos de Medicina (Manizales). Volumen 13 N° 1. Enero-Junio 2013. ISSN versión impresa 1657-320X. ISSN versión en línea 2339-3874. Universidad de Manizales. Manizales (Colombia).

* Doctor en Ciencias Biomédicas, Profesor Titular, Departamento de Ciencias Básicas de la Salud, Universidad de Caldas. Correo: jose.osorio_o@ucaldas.edu.co

** Médico Fisiatra, Centro de Rehabilitación integral Teletón Manizales. correo:mauriciohernandovalencia@gmail.com

analyzed. It was then divided into three sections as follows: gait development, normal gait, and characteristics of gait which influence the gravity center line. It can be concluded that the human gait is a locomotion process which presents efficiency and functionality, then each individual present a determined pattern when walking, performing the minimal effort and lesser energy expenditure with an adequate stability and propulsion. The gait pattern is acquired in childhood and after practicing, the neurosensory system converts it in an adaptation process generating repetitive commands of motor controls, which permit to the individual to walk without a conscious effort.

Key words: *movement, lower extremity, gait.*

Introducción

Se puede definir la marcha como la forma de desplazamiento en posición bípeda propia del ser humano en la que se suceden apoyos bipodales y los monopodales¹. La marcha requiere un proceso de desarrollo y automatización. En el hombre el desarrollo se produce en sentido céfalo-caudal; por ejemplo, el niño consigue mantener erguida la cabeza entre las 6 semanas y los tres meses, comienza a coger objetos entre los 4-5 meses e inicia la marcha independiente después del año¹. Autores como McGraw y André Thomas estudiaron el reflejo de marcha automática y, de sus observaciones, se podría concluir que la marcha es algo innato. La marcha se adquiere por imitación y aprendizaje, mediante el sistema de ensayo-error². Para otros autores, sin embargo, la marcha es un proceso aprehendido y no el desarrollo de un reflejo innato³. Cada persona muestra en su desarrollo unas características propias que están determinadas por diversos factores como el entorno o las diferencias existentes en la masa y longitud de los distintos segmentos corporales^{4,5}. La adquisición de la marcha tiene una gran importancia en el desarrollo psicomotor del niño pues le da autonomía para moverse en el espacio, aumenta su campo de visión y le permite coger y manipular objetos que antes no estaban a su alcance⁶⁻⁸. Los primeros pasos en el ser humano son tardíos a diferencia de otros animales; muchos cuadrúpedos tienen noción de equilibrio desde el momento del nacimiento, otros la adquieren en pocos días o pocas semanas, el ser humano necesita un

período más prolongado hasta conseguir la posición bípeda y la marcha independiente^{9,10}.

Desarrollo de la marcha

El recién nacido muestra unos automatismos de marcha; cuando se le coloca en posición vertical, sujetándole por las axilas, y sus pies contactan con una superficie, realiza gestos de marcha cuando se aplican movimientos de basculación. Cuando el pie entra en contacto con la superficie, se produce el reflejo de triple retirada en flexión y esto parece la fase de oscilación o balanceo de la marcha². El lactante no carga el peso del cuerpo sobre sus extremidades inferiores y no mantiene erguida la cabeza (Tabla 1).

Tabla 1. Evolución de la marcha humana con la edad¹¹

MARCHA DEL NIÑO EN MESES	DESARROLLO
2 primeros meses	Marcha automática
7 meses	Reptación o rastreo
8 meses	Se mantiene en pie si le dan las manos
10 meses	Gateo (abdomen muy próximo al suelo)
11-12 meses	Marcha con apoyo
13-15 meses	Marcha independiente
5-7 años	Marcha parecida a la del adulto

A este reflejo primitivo se le denomina marcha automática y desaparece en los dos primeros meses de vida^{12,13}. El niño de siete meses comienza a desplazarse mediante movimientos de reptación y a los ocho meses

consigue mantenerse en pie unos instantes si le dan las dos manos. A los diez meses comienza a gatear con el abdomen muy cerca del plano de apoyo y se coloca de pie espontáneamente si tiene algún sitio donde poder agarrarse. A los 11-12 meses muchos niños gatean apoyando manos y pies y dan sus primeros pasos si le dan las dos manos, o caminan de lado agarrándose a algún mueble, en principio con ambas manos y luego intentan utilizar una de ellas para coger algún objeto¹⁴. Entre los 12-15 meses el niño consigue la marcha independiente^{13,14}, (Tabla 1).

Según Le Métayer una marcha de diez pasos, sin apoyo de las manos y sin caerse se consigue en un 3% de los niños, alrededor de los 9,6 meses; a los 13-14 meses un 50-75% de los niños y el 97% a los 18,4 meses y las variaciones individuales pueden deberse a muchos factores, como estímulos del medio externo y velocidad de maduración del sistema nervioso¹⁵. Si se trata de un niño pretérmino la adquisición de la marcha es algo más tardía, aproximadamente entre los 14-18 meses, frente a los 12-15 meses de los niños a término¹⁶. Cuando el niño da sus primeros pasos, no suele llevar objetos en las manos, pues necesita sus extremidades superiores para equilibrarse; según va practicando la marcha bípeda y mejorando su equilibrio y coordinación adquiere la capacidad de transportar algún objeto, e incluso de agacharse a recoger algo del suelo, lo que le permite una mayor capacidad de exploración y más posibilidades motrices¹⁴. Cuando el niño comienza a caminar su marcha es insegura, inestable, tambaleante, muy irregular y con una falta de armonía y coordinación⁵, camina con los pies muy separados para conseguir una mayor base de sustentación y separa las extremidades superiores del cuerpo para mantener mejor el equilibrio^{17,18}.

Un 10% de los niños comienzan a caminar más tarde, generalmente por problemas de sobrepeso¹⁹. También suelen comenzar a caminar algo más tardíamente los niños con

deficiencias sensoriales, por ejemplo ceguera, debido a la falta de referencias visuales, y en ocasiones también por la sobreprotección de sus familiares u otras personas de su entorno que temen que el niño se caiga o sufra alguna lesión²⁰. Cuando existen patologías como por ejemplo trastornos neurológicos, del aparato locomotor o afectación del desarrollo psicomotor, si se llega a adquirir la marcha será en etapas más tardías o con características patológicas²¹. A los 18 meses el niño con un desarrollo normal no sólo ha adquirido la capacidad de desplazarse de forma independiente, sino que además puede realizar otras actividades como subirse a una silla, caminar hacia atrás o subir y bajar escaleras si se le da la mano²². Durante el segundo año muchos niños andan con el pie plano valgo muy desarrollado, esto suele corregirse hacia el tercer año²³.

Entre los dos y tres años de edad ya se observan signos de maduración de la marcha como aumento de la velocidad, de la duración del apoyo monopodal, empiezan a observarse rotaciones opuestas de las cinturas escapular y pélvica, ha mejorado el equilibrio y han aumentado los ángulos de flexión de la rodilla y de dorsiflexión del tobillo²⁴. Entre los cinco y siete años el niño consigue un patrón de marcha semejante al adulto. A esta edad la posición bípeda es estable, sobre el talón carga un 61% de su peso corporal, sobre el borde lateral un 4% y sobre el antepie un 35% aproximadamente²⁵. Sutherland considera que entre los 6-7 años, las características electromiográficas, cinéticas y cinemáticas se asemejan a las del adulto²⁶.

Al estudiar el desarrollo de la marcha en el niño, se ha comprobado que el patrón propio del adulto lo alcanza el niño entre los 7-9 años; antes de esa edad está experimentando con su sistema neurológico y musculoesquelético, modificando los desplazamientos que tienen lugar en las distintas partes del cuerpo durante la marcha, hasta conseguir completo control neural²⁷. Se considera que el niño tiene una marcha similar a la del adulto a los 5-6 años y

que los cambios más importantes en el patrón de marcha se producen entre los 4-5 años. Estos cambios hacen referencia a la longitud de los ciclos, velocidad de la marcha y duración de la fase de apoyo unilateral²⁸. Antes de esa edad el niño está experimentando con su sistema neural y musculoesquelético, hasta conseguir un adecuado control motor, más desarrollado en el hombre que en los animales cuadrúpedos²⁹.

La longitud del paso se duplica en la primera infancia, se triplica a los ocho años y es cuatro veces mayor cuando el niño tiene diez años. Esto se debe al crecimiento de las extremidades inferiores, mayor angulación de las articulaciones y aumento de la duración de la fase de oscilación. También se produce un aumento de la velocidad de la marcha, ésta se duplica a los 4 años, se triplica a los siete y es cinco veces mayor a los 10 años³⁰. El aumento de la longitud del paso y de la velocidad no se debe únicamente a una adaptación funcional de los miembros inferiores, sino también, a la mejor coordinación, equilibrio y mayor precisión de movimientos³¹. La cadencia de la marcha entre un año de edad y la etapa adulta varía de unos 85-90 ciclos/minuto a 50-55 ciclos/minuto³². El niño tiene una marcha insegura y con poco equilibrio y por este motivo la etapa de apoyo monopodal está acortada, ya que es la de menor estabilidad, esto también ocurre en ancianos o en la marcha con calzado de tacón alto. El período de oscilación se va haciendo mayor y alrededor de los siete años se asemeja a la duración de este período del ciclo de la marcha en el adulto, pues el niño ha conseguido mejorar su equilibrio tanto en apoyo bipodal como monopodal³³ (Tabla 2). También se observa una evolución de los parámetros cinéticos de la marcha, tanto en las fuerzas verticales, como en las anteroposteriores y medio laterales. La fase de despegue del antepie (impulso), es de escasa magnitud hasta los 4 años de edad, las fuerzas anteroposteriores reflejan que los valores de la fase de impulso son bajos hasta los 2 años y las fuerzas mediolaterales se asemejan a las del adulto hacia los dos años de edad³⁴.

Tabla 2. Evolución del apoyo monopodal en humanos³³

Edad	Porcentaje de apoyo monopodal
1 año	32%
3 años y medio	35%
7 años	38%
20-30 años	40%

Marcha normal

La locomoción humana normal se ha descrito como una serie de movimientos alternantes, rítmicos, de las extremidades y del tronco que determinan un desplazamiento hacia delante del centro de gravedad. La locomoción humana normal puede describirse enumerando algunas de sus características. Aunque existen pequeñas diferencias en la forma de la marcha de un individuo a otro, estas diferencias caen dentro de pequeños límites³⁵. El ciclo de la marcha comienza cuando el pie contacta con el suelo y termina con el siguiente contacto con el suelo del mismo pie. Los dos mayores componentes del ciclo de la marcha son: la fase de apoyo y la fase de balanceo. Una pierna está en fase de apoyo cuando está en contacto con el suelo y está en fase de balanceo cuando no contacta con el suelo (figura 1)³⁶.

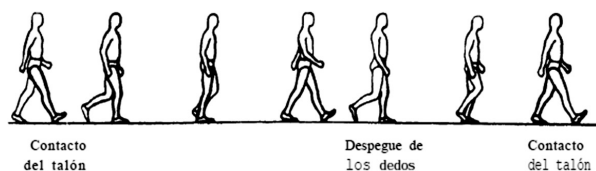
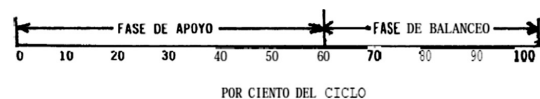


Figura 1. Distancia lineal en el plano de progresión entre los puntos de contacto de un pie y el otro pie³⁶

Longitud del paso es la distancia lineal en el plano de progresión entre los puntos de contacto de un pie y el otro pie. La longitud del paso completo es la distancia lineal entre los sucesivos puntos de contacto del talón del

mismo pie³⁷. El apoyo sencillo (Figura 2) se refiere al período cuando sólo una pierna está en contacto con el suelo, así mismo, el período de doble apoyo ocurre cuando ambos pies están en contacto con el suelo simultáneamente.

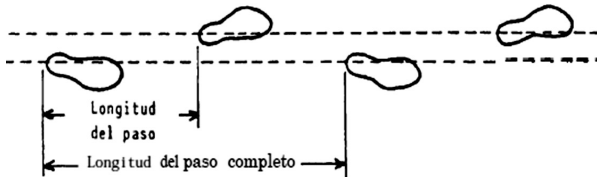


Figura 2. Apoyo sencillo: período durante el cual sólo una pierna está en contacto con el suelo³⁷

Para referencia del pie significa que por un corto período de tiempo, la primera parte de la fase de apoyo y la última parte de la fase de apoyo, el pie contralateral está también en contacto con el suelo. La ausencia de un período de doble apoyo distingue el correr del andar³⁸. La cantidad relativa de tiempo gastado durante cada fase del ciclo de la marcha, a una velocidad normal, es: 1. Fase de apoyo: 60% del ciclo; 2. Fase de balanceo: 40% del ciclo; 3. Doble apoyo: 20% del ciclo³⁹. Con el aumento de la velocidad de la marcha hay un aumento relativo en el tiempo gastado en la fase de balanceo, y con la disminución de la velocidad una relativa disminución. La duración del doble apoyo disminuye conforme aumenta la velocidad de la marcha⁴⁰.

Subdivisiones de la fase de apoyo. Existen cinco momentos que son útiles al subdividir esta fase a saber: contacto del talón, apoyo plantar, apoyo medio, elevación del talón y despegue del pie (Figura 3)⁴¹.

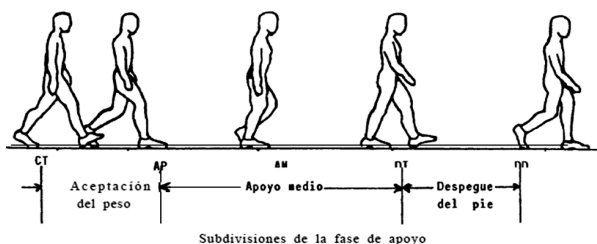


Figura 3. Subdivisiones de la fase de apoyo⁴¹

El contacto del talón se refiere al instante en que el talón de la pierna de referencia toca el suelo; el apoyo plantar se refiere al contacto de la parte anterior del pie con el suelo; el apoyo medio ocurre cuando el trocánter mayor está alineado verticalmente con el centro del pie, visto desde un plano sagital; la elevación del talón ocurre cuando el talón se eleva del suelo; y el despegue del pie ocurre cuando los dedos se elevan del suelo⁴². La fase de apoyo puede también dividirse en intervalos con los términos de aceptación del peso, apoyo medio y despegue. El intervalo de aceptación del peso empieza en el contacto del talón y termina con el apoyo plantar. El intervalo de apoyo medio empieza con el apoyo plantar y termina con la elevación del talón al despegue de talón. El despegue se extiende desde la elevación de los dedos. La evaluación clínica de la marcha es suficiente generalmente con la estimación visual de la posición del trocánter mayor⁴³.

Subdivisiones de la fase de balanceo.

Esta fase de puede dividirse en tres intervalos designados con los términos de aceleración, balanceo medio y deceleración (Figura 4). Cada una de estas subdivisiones constituye aproximadamente un tercio de la fase de balanceo⁴⁴.

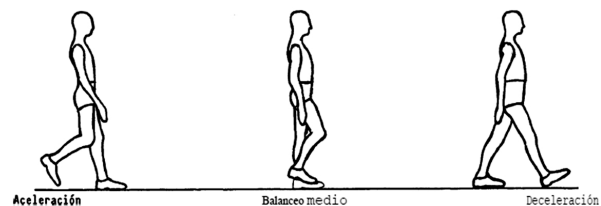


Figura 4. Subdivisiones de la fase de balanceo⁴⁴

El primer tercio, referido como período de aceleración, se caracteriza por la rápida aceleración del extremo de la pierna inmediatamente después de que los dedos dejan el suelo. Durante el tercio medio de la fase de balanceo, el intervalo del balanceo medio, la pierna balanceada pasa a la otra pierna, moviéndose hacia delante de la misma, ya que está en fase de

apoyo. El tercio final de la fase de balanceo está caracterizado por la deceleración de la pierna que se mueve rápidamente cuando se acerca al final del intervalo (Figura 4)⁴⁵.

Línea del centro de gravedad. Las leyes de la mecánica dicen claramente que el mínimo gasto de energía se consigue cuando un cuerpo se mueve en línea recta, sin que el centro de gravedad se desvíe, tanto para arriba como para abajo, como de un lado a otro. Esta línea recta sería posible en la marcha normal si las extremidades inferiores terminaran en ruedas. Como no es esto lo que ocurre, el centro de gravedad del cuerpo se desvía de una línea recta, pero para la conservación de la energía, la desviación o desplazamiento debe quedarse a un nivel óptimo (Figura 5)⁴⁶.



Figura 5. Ancho de la base de sustentación⁴⁶

Desplazamiento vertical. En la marcha normal el centro de gravedad se mueve hacia arriba y hacia abajo, de manera rítmica, conforme se mueve hacia adelante. El punto más alto se produce cuando la extremidad que carga el peso está en el centro de su fase de apoyo; el punto más bajo ocurre en el momento del apoyo doble, cuando ambos pies están en contacto con el suelo. El punto medio de este desplazamiento vertical en el adulto masculino es aproximadamente de 5 cm. La línea seguida por el centro de gravedad es muy suave sin cambios bruscos de desviación⁴⁷.

Desplazamiento lateral. Cuando el peso se transfiere de una pierna a otra, hay una desviación de la pelvis y del tronco hacia el lado o extremidad en la que se apoya el peso del cuerpo. El centro de gravedad, al tiempo que se desplaza hacia adelante no sólo sufre un movimiento rítmico hacia arriba y abajo, sino que también oscila de un lado a otro. El desplazamiento total de este movimiento lateral es también aproximadamente de 5 cm⁴⁸. El

límite de los movimientos laterales del centro de gravedad ocurre cuando cada extremidad está en el apoyo medio y la línea del centro de gravedad es también en este caso, de curvas muy suaves⁴⁹.

Características de la marcha que influyen en la línea del centro de gravedad

Flexión de la rodilla durante la fase de apoyo. Inmediatamente después del contacto del talón, empieza la flexión de la rodilla y continúa durante la primera parte de la fase de apoyo hasta aproximadamente los 20 grados de flexión. Esta característica de la marcha normal ayuda a suavizar la línea del centro de gravedad y reduce su desplazamiento hacia arriba cuando el cuerpo se mueve apoyado sobre el pie en que se apoya⁵⁰.

Descenso horizontal de la pelvis. En la marcha normal la pelvis desciende alternativamente, primero alrededor de una articulación de la cadera y luego de la otra. El desplazamiento desde la horizontal es muy ligero y, generalmente, no pasa de los 5 grados. En la posición de pie esto es un signo positivo de Trendelemburg; en la marcha es una característica normal que sirve para reducir la elevación del centro de gravedad⁵¹.

Rotación de la pelvis. Además del descenso horizontal, la pelvis rota hacia adelante en el plano horizontal, aproximadamente 8 grados en el lado de la fase de balanceo (4 grados a cada lado de la línea central). Esta característica de la marcha normal permite un paso ligeramente más largo, sin bajar el centro de gravedad y reduciendo, por tanto, el desplazamiento vertical total⁵².

Ancho de la base de sustentación. La Figura 5 muestra dos líneas que van a través de los sucesivos puntos medios de la fase de apoyo de cada pie. La distancia entre las dos líneas representa la medida de la base de sustentación. En la marcha normal, el ancho

entre las dos líneas queda en una media de 5 a 10 centímetros. Como la pelvis debe desplazarse hacia el lado del apoyo del cuerpo para mantener la estabilidad en el apoyo medio, la estrecha base de sustentación reduce el desplazamiento lateral del centro de gravedad (Figura 5)⁵³.

Conclusiones

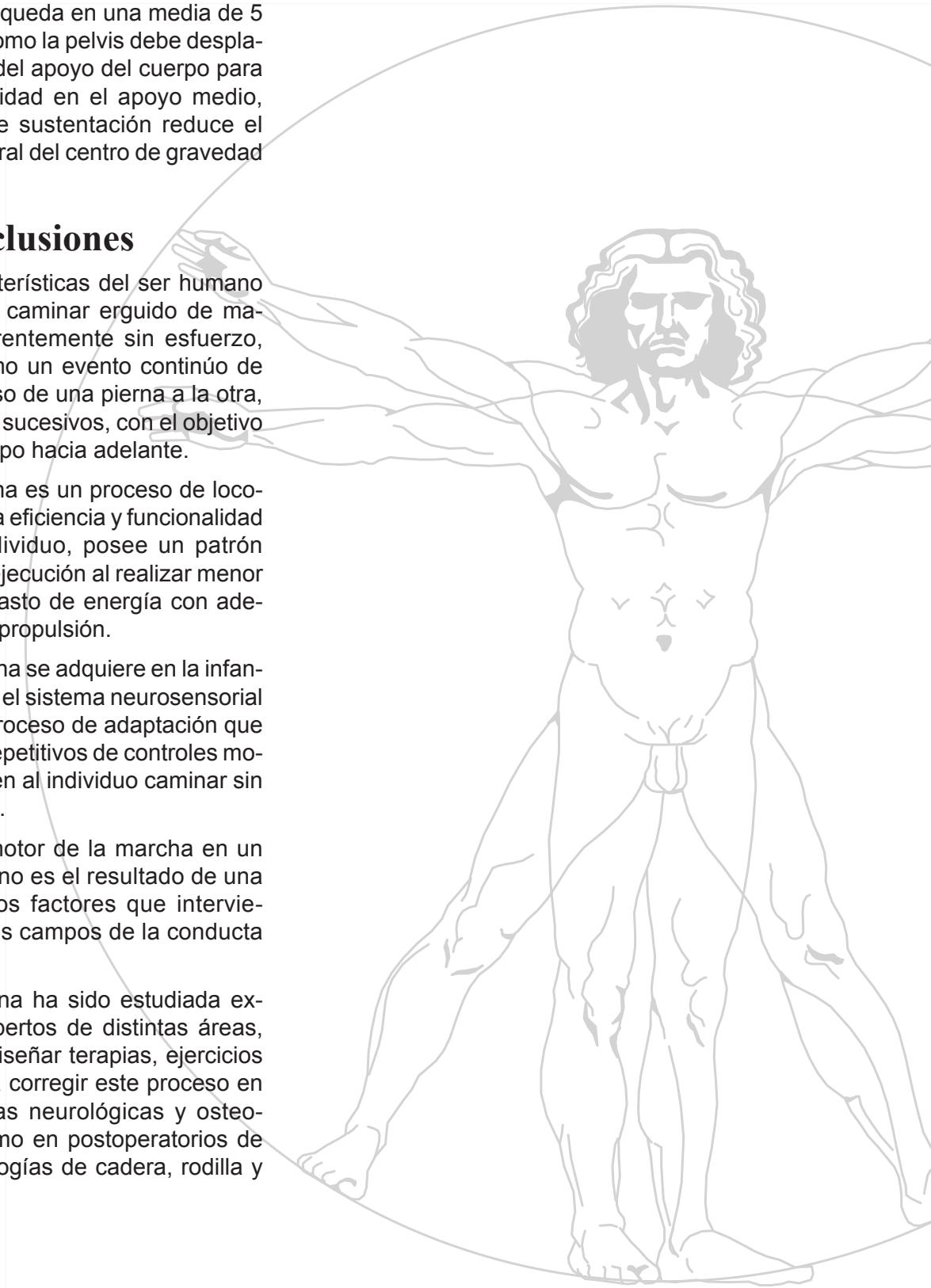
Una de las características del ser humano es la capacidad de caminar erguido de manera rítmica y aparentemente sin esfuerzo, comportándose como un evento continuo de transferencia de peso de una pierna a la otra, como desequilibrios sucesivos, con el objetivo de promover el cuerpo hacia adelante.

La marcha humana es un proceso de locomoción que presenta eficiencia y funcionalidad única así, cada individuo, posee un patrón determinado en su ejecución al realizar menor esfuerzo y menor gasto de energía con adecuada estabilidad y propulsión.

El patrón de marcha se adquiere en la infancia y con la práctica, el sistema neurosensorial lo convierte en un proceso de adaptación que genera comandos repetitivos de controles motores, que le permiten al individuo caminar sin esfuerzo consciente.

El componente motor de la marcha en un niño, adulto o anciano es el resultado de una interacción de varios factores que intervienen en los diferentes campos de la conducta humana.

La marcha humana ha sido estudiada extensamente por expertos de distintas áreas, con el objetivo de diseñar terapias, ejercicios y herramientas para corregir este proceso en diferentes patologías neurológicas y osteomusculares, así como en postoperatorios de pacientes con patologías de cadera, rodilla y tobillo.



Literatura citada

1. Collado-Vázquez S. **Análisis de la marcha con plataformas dinamométricas. Influencia del transporte de carga.** [Tesis Doctoral]. Madrid: Facultad de Medicina de la Universidad Complutense; 2002.
2. Blanc Y. **Adquisición de la marcha en Viel E. En: La marcha humana. La carrera y el salto. Biomecánica, exploraciones, normas y alteraciones.** Barcelona: Masson; 2002.p.205-15.
3. Shaffer DR. **Psicología del desarrollo. Infancia y adolescencia.** 7ª ed. Mexico:Thomson Learning; 2007.
4. Esteban MJ, Pellicer MC. **Descripción y análisis de la marcha humana y de los patrones de movimiento necesarios para la recuperación de la fase de oscilación en la marcha normal. Tratamiento neurológico.** *Fisioterapia* 1989; 40:7-19.
5. Rodríguez-Torres R. **Análisis de la marcha infantil.** [Tesis Doctoral]. Alcalá de Henares: Facultad de Medicina de la Universidad de Alcalá de Henares; 1.993.
6. Collado-Vázquez S, Pascual-Gómez F, Álvarez-Vadillo A, Rodríguez-Rodríguez LP. **Marcha. Factores moduladores.** Biociencias [en línea] 2000. URL disponible en: https://www.uax.es/publicaciones/archivos/CCSREV03_002.pdf
7. Sánchez-Lacuesta J. **Biomecánica de la marcha humana normal y patológica.** Valencia: Instituto de Biomecánica de Valencia;1993.
8. Aharonson Z, Voloshin A, Steinbach TV, Brull MA, Farine I. **Normal foot-ground pressure pattern in children.** *Clin Orthop Relat Research* 1980; 150: 220-3.
9. Grieve DW, Gear RJ. **The relationship between length of stride, step frequency, time of swing and speed of walking for children and adults.** *Ergonomics* 1966; 5:379-99.
10. Biden EN. **The development of mature walking.** London: Cambridge University Press; 1988.
11. Chevutschi A, Alberty M, Lensel G, Pardessus V, Thevenon A. **Comparison of maximal and spontaneous speeds during walking on dry land and water.** *Gait Posture* 2009; 29(3):403-7.
12. Chevutschi A, Lensel G, Vaast D, Thevenon A. **An electromyographic study of human gait both in water and on dry ground.** *J Physiol Anthropol.* 2007; 26(4):467-73.
13. Harrison RA, Hilman M, Bulstrode S. **Loading of the lower limb when walking partially immersed: implications for clinical practice.** *Physiotherapy* 1992; 78:164.
14. Yano H, Nakasawa K, Yamamoto S. **Activation patterns of human ankle muscles during walking in water,** Portland: Book of Abstracts XVth Congress ISB; 1995.
15. Yamamoto S, Yano H, Nakasawa K. **Lower limb kinematics during walking in water.** Portland: Book of Abstracts XVth Congress ISB; 1995.
16. Skinner AT, Thomson AM. **Exercícios na água.** 3ª ed. São Paulo: Manole; 1985.
17. Dulcy F. **Benefits of aquatic therapy: Part I.** New York: American Exercise Association, AKWA Newsletter; 1988.
18. Roesler H. **Desenvolvimento de plataforma subaquática para medições de forças e momentos nos três eixos coordenados para utilização em Biomecânica.** Tese de Doutorado. Porto Alegre: Programa de pós-graduação em Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul; 1997.
19. Perry J. **Gait analysis: normal and pathological function.** New York: MacGraw-Hill; 1992.
20. Alonso VK, Okaji SS, Pinheiro MT, Ribeiro CM, Souza HP, Santos SS, et al. **Análise cinemática da marcha em pacientes hemiparéticos.** *Revista Fisio Brasil* 2002; 55:16-23.
21. Rose J, Gamble JG. **Human walking.** 2ª ed. Baltimore: Williams & Wilkins; 1994.
22. Schütz GR, Haupenthal A, Roesler H. **Estudio dinamométrico de la marcha humana en el medio acuático.** *Revista Digital Edeportes* 2005; 81:12.
23. Rose J, Gamble JG. **Marcha Humana.** 2ª ed. São Paulo: Premier; 1998.
24. Jacobson E. **Structural integration, an alternative method of manual therapy and sensorimotor education.** *J Altern Complement Med* 2011; 17(10):891-9.
25. Lord S, Howe T, Greenland J, Simpson L, Rochester L. **Gait variability in older adults: a structured review of testing protocol and clinimetric properties.** *Gait Posture* 2011; 34(4):443-50.
26. Gehm F, Becker RA., Martinez FG, Loss JF. **Análise cinemática da marcha humana em ambiente aquático - parte I: terra x água.** In: Anais X Congresso Brasileiro de Biomecânica. Minas Gerais: Universidade Federal de Minas Gerais; 2003.
27. Hamacher D, Singh NB, Van Dieën JH, Heller MO, Taylor WR. **Kinematic measures for assessing gait stability in elderly individuals: a systematic review.** *J Soc Interface* 2011; 8(65):1682-98.
28. Nakasawa K, Yano H, Miyashita M. **Ground reaction forces during walking in water.** *Med Sci Aquatic Sports* 1994; 39:28-34.
29. Jahn K. **Gait disorders in the elderly: prospects for a symptomatic therapy.** *Fortschr Neurol Psychiatr* 2012; 80(5):260-6.
30. Oetgen ME, Peden S. **Idiopathic toe walking.** *J Am Acad Orthop Surg* 2012; 20(5):292-300.

31. Tudor-Locke C, Rowe DA. **Using cadence to study free-living ambulatory behaviour.** *Sports Med* 2012; 42(5):381-98.
32. Tao W, Liu T, Zheng R, Feng H. **Gait analysis using wearable sensors.** *Sensors (Basel)* 2012; 12(2):2255-83.
33. Dworak LB, Murawa M, Owsian M, Maczyński J, Kabaciński J, Rzepnicka A. **Three point crutch gait from the perspective of biomechanics and kinesiology. State of knowledge and idea behind the research.** *Chir Narzadow Ruchu Ortop Pol* 2011; 76(5):305-12.
34. Lacquaniti F, Ivanenko YP, Zago M. **Patterned control of human locomotion.** *J Physiol* 2012; 2189-99.
35. Lu TW, Chang CF. **Biomechanics of human movement and its clinical applications.** *Kaohsiung J Med Sci* 2012; 28(2 Suppl):S13-25.
36. Sutherland DH, Kaufman KR, Moitza JR. **Kinematics of normal human walking.** In: Rose J, Gamble JG, editors. Human walking. 2° ed. Baltimore: Williams e Wilkins; 1994.
37. Fraix M. **Role of the musculoskeletal system and the prevention of falls.** *J Am Osteopath Assoc* 2012; 112(1):17-21.
38. Wolf I, Bridenbaugh SA, Gschwind YJ, Kressig RW. **Gait changes and fall risk.** *Praxis (Bern 1994)* 2012; 101(3):175-81.
39. Koenig A, Omlin X, Novak D, Riener R. **A review on bio-cooperative control in gait rehabilitation.** *IEEE Int Conf Rehabil Robot* 2011; 597:54.
40. Verma R, Arya KN, Sharma P, Garg RK. **Understanding gait control in post-stroke: implications for management.** *Body Mov Ther* 2012; 16(1):14-21.
41. Jahn K, Dieterich M. **Recent advances in the diagnosis and treatment of balance disorders.** *J Neurol* 2011; 258(12):2305-8.
42. Enkelaar L, Smulders E, van Schrojenstein LVH, Geurts AC, Weerdesteyn V. **A review of balance and gait capacities in relation to falls in persons with intellectual disability.** *Res Dev Disabil* 2012; 33(1):291-306.
43. Cailliet R. **Anatomía funcional Biomecánica.** 3rd ed. Philadelphia, Pa: FA Davis, Co; 1992.
44. Benini R, Ben-Amor IM, Shevell MI. **Clinical clues to differentiating inherited and noninherited etiologies of childhood ataxias.** *J Pediatr* 2012; 160(1):152-7.
45. Viswanathan A, Sudarsky L. **Balance and gait problems in the elderly.** *Hand Clin Neurol* 2012; 103:623-34.
46. Bohannon RW, Williams-Andrews A. **Normal walking speed: a descriptive meta-analysis.** *Physiotherapy* 2011; 97(3):182-9.
47. Wren TA, Gorton GE 3rd, Ounpuu S, Tucker CA. **Efficacy of clinical gait analysis: A systematic review.** *Gait Posture* 2011; 34(2):149-53.
48. Dietz V. **Quadrupedal coordination of bipedal gait: implications for movement disorders.** *J Neurol* 2011; 258(8):1406-12.
49. Wick JY, Zanni GR. **Tiptoeing around gait disorders: multiple presentations, many causes.** *Consult Pharm* 2010; 25(11):724-37.
50. Ivanenko YP, Dominici N, Daprati E, Nico D, Cappellini G, Lacquaniti F. **Locomotor body scheme.** *Hum Mov Sci* 2011; 30(2):341-51.
51. Sagawa Y Jr, Turcot K, Armand S, Thevenon A, Vuillerme N, Watelain E. **Biomechanics and physiological parameters during gait in lower-limb amputees: a systematic review.** *Gait Posture* 2011; 33(4):511-26.
52. Van Gerpen JA. **Office assessment of gait and station.** *Semin Neurol* 2011; 31(1):78-84.
53. Shibasaki H. **Gait and gait disturbance.** *Brain Nerve* 2010; 62(11):1109-16.

