

# INFLUENCIA DEL BALANCEO DE LOS MIEMBROS SUPERIORES EN LA AMPLITUD VERTICAL DE OSCILACIÓN DEL CENTRO DE GRAVEDAD CORPORAL DURANTE LA MARCHA HUMANA NORMAL

## INFLUENCE OF UPPER LIMBS IN VERTICAL DISPLACEMENT OF THE BODY CENTER OF GRAVITY WHILE WALKING WITH NORMAL GAIT

J.C. Muñoz<sup>a b c \*</sup>, F. Cesti<sup>a c</sup>

a Instituto de Ciencias de la Rehabilitación y el Movimiento  
Universidad Nacional de San Martín. (UNSAM)

b Universidad Nacional de Tres de Febrero (UNTREF)

c Universidad Favaloro

Recibido: 01/11/2013; Aceptado: 10/07/2014

La marcha humana es el modo de locomoción bípeda en posición erguida con acción alternante y rítmica de las extremidades y del tronco, a cadencia libre y sobre un suelo plano, que se caracteriza por el contacto permanente de al menos uno de los pies con el suelo, y que determina un desplazamiento del centro de gravedad hacia delante, manteniendo el equilibrio dinámico a lo largo de la dirección de progresión del movimiento. En marcha humana normal se han descrito tradicionalmente seis mecanismos fundamentales de optimización (o determinantes de la marcha) cuya acción conjunta produce una reducción apreciable en la amplitud de oscilación del centro de gravedad corporal. Estos mecanismos -especificados originalmente por Saunders, Inman y Eberhart (1953)- son los de rotación pélvica en plano transversal, inclinación pélvica en plano frontal, flexión de la rodilla durante la fase de apoyo, contacto mediante el talón, despegue mediante el antepié y ligera angulación fisiológica en valgo de la rodilla, de tal manera que cuando se pierde cualquiera de estos mecanismos, se produce un aumento del gasto de energía. Asimismo, Collins, Adamczyk y Kuo (2009) determinaron experimentalmente que el balanceo en contrafase de los miembros superiores durante la marcha normal requiere un menor gasto de energía que en los casos de ausencia de balanceo y de oscilación en fase. Por otro lado, Elftman (1939) ha determinado también la influencia de los miembros superiores para minimizar el desplazamiento rotacional del cuerpo. Sin embargo, siendo que hasta el momento no ha sido considerada la influencia de estas extremidades en la oscilación del centro de gravedad corporal, en este trabajo -aprovechando el modelo segmentario del cuerpo humano- calculamos la diferencia de amplitud de oscilación del centro de gravedad corporal con y sin balanceo normal de los miembros superiores. Los resultados obtenidos nos permiten defender la propuesta de considerar el balanceo en contrafase de los miembros superiores como un séptimo mecanismo de optimización de la marcha humana normal.

*Palabras clave: Biomecánica, miembros superiores, centro de gravedad, marcha normal, determinantes de la marcha.*

The human gait is a bipedal locomotion with rhythmic alternating action of the limbs and trunk, which is characterized by continuous contact of at least one foot with the ground, determining a forward displacement of the centre of gravity and maintaining the dynamic equilibrium along the direction of progression. Six mechanisms of the lower limbs have traditionally described optimization of gait (Saunders, Inman and Eberhart, 1953). These "determinants" minimize the excursion of the body's centre of gravity with the least expenditure of energy. In 2009 Collins, Adamczyk and Kuo determined experimentally that swinging of upper limbs during normal walking reduces energy expenditure. Furthermore, Elftman (1939) determined the influence of the upper limbs to minimize rotational movement of the body. In the present paper, taking advantage of the human body segmental model, we have calculated the difference in amplitude of vertical oscillation of the body centre of gravity with and without upper limb oscillation. The results obtained allow us to propose the oscillation in opposite of upper limbs as a seventh determinant of normal human gait.

*Keywords: Biomechanics, upper limbs, center of gravity, normal human gait, determinants of gait.*

## INTRODUCCIÓN

La locomoción humana normal se describe habitualmente como una serie de movimientos regulares, alternantes y rítmicos, de los distintos segmentos corporales, fundamentalmente del tronco y de las extremidades tanto inferiores como superiores, que determinan un desplazamiento en la dirección de progresión hacia delante del centro de gravedad corporal. Si bien existen diferencias en la marcha de distintas personas, estas variaciones no afectan sustancialmente el comportamiento general que se manifiesta como un patrón común, independiente de cada sujeto en particular [1].

## MECANISMOS DE OPTIMIZACIÓN DE LA MARCHA HUMANA

La marcha humana normal es un proceso de locomoción en el que se tiende al mínimo gasto de energía. Esto se consigue, en general, cuando un cuerpo se mueve en línea recta y a velocidad constante, sin desviaciones u oscilaciones del centro de gravedad, tanto sea vertical como lateralmente [2]. Sin embargo, en la marcha humana es imposible conseguir un movimiento tal. El centro de gravedad corporal no sigue una línea recta, se desplaza hacia arriba y hacia abajo, de manera rítmica, conforme se mueve hacia delante. El punto más alto de este desplazamiento vertical 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. La curva descrita por el centro de gravedad es muy suave, sin cambios bruscos de dirección, pero para minimizar el gasto energético estas desviaciones o desplazamientos deben ser lo más pequeñas posible.

Existen, tradicionalmente, seis mecanismos que permiten al organismo un menor desplazamiento de su centro de gravedad corporal, disminuyendo así su consumo de energía. Se los conoce originalmente como "Determinantes de la Marcha" o más recientemente como "Mecanismos de optimización de la marcha", y son los siguientes [3]:

1. Rotación de la pelvis: el movimiento de flexo-extensión de cadera, además de desplazar el cuerpo hacia delante induce un cambio en la altura de la pelvis. La rotación de la pelvis, adelantando la pelvis al tiempo que se produce la flexión y retrasándola en la extensión, introduce un desplazamiento adicional hacia adelante. Esta rotación es de aproximadamente 4°.
2. Caída Pélvica: se produce una caída pélvica hacia el miembro en oscilación de alrededor de 5°, produciendo un efecto de acortamiento de la longitud efectiva del miembro oscilante.

3. Flexión de la Rodilla: reduce la oscilación vertical de la cadera en su movimiento de flexo-extensión para disminuir la distancia efectiva del miembro inferior.
4. Contacto mediante el talón: representa un alargamiento efectivo del miembro en el instante en que la altura de la cadera es mínima, permitiendo una oscilación más suave del centro de gravedad.
5. Despegue mediante el antepié: incrementa la distancia efectiva del miembro inferior, en un momento en que la altura de la cadera está disminuyendo, suavizando así la trayectoria del centro de gravedad.
6. Angulación fisiológica de valgo de rodilla: reduce el desplazamiento lateral del centro de gravedad, en combinación con la aducción de la cadera permite reducir la anchura del paso.

Todos estos mecanismos actúan conjuntamente y determinan un patrón común de marcha humana normal, que puede ser caracterizado por una serie de fases y subfases bien definidas.

## OBJETIVO DEL TRABAJO

Como se puede observar, estos seis mecanismos se refieren exclusivamente a la influencia de los miembros inferiores en la disminución de la oscilación del centro de gravedad corporal.

Por otra parte, el movimiento de balanceo de miembros superiores -en contrafase con el de los miembros inferiores- contrarresta el movimiento de rotación que éstos generan en el plano transversal al desplazarse en línea recta, suavizando el movimiento de progresión. [4]

La intención del presente trabajo es mostrar que es posible considerar el balanceo en contrafase de los miembros superiores como un séptimo mecanismo de optimización de la marcha, cuya acción disminuye considerablemente la oscilación del centro de gravedad corporal en el eje vertical.

## EL CICLO DE MARCHA HUMANA NORMAL

Se denomina ciclo de marcha (CM) a la secuencia de acontecimientos que tienen lugar entre dos repeticiones consecutivas de uno cualquiera de los sucesos de la marcha [1]. En particular, el ciclo de marcha humana normal (CMHN) hace referencia a la secuencia de acontecimientos que tienen lugar entre dos repeticiones consecutivas de uno cualquiera de los sucesos de la marcha normal, aunque es común entre los profesionales del área usar indistintamente ambas nomenclaturas en el caso de normalidad. Por conveniencia se considera el inicio del ciclo al momento en que uno de los pies hace contacto con el suelo.

Tomando como referencia el pie derecho, se puede definir pragmáticamente dicho ciclo como “la secuencia de acontecimientos que tiene lugar desde el contacto inicial del pie derecho con el suelo hasta el siguiente contacto que el mismo pie realiza nuevamente con el suelo”. Este ciclo se reitera continuamente mientras dure la marcha, por lo que se dice que es un movimiento periódico. En condiciones normales no patológicas para un adulto, un modelo ampliamente aceptado y muy utilizado actualmente es el presentado por Jacquelin Perry (1992) [5], que se caracteriza por una secuencia continua de fases específicas.

Básicamente, el modelo establece que durante un ciclo de marcha completo ambas extremidades inferiores experimentan una fase de apoyo y otra de oscilación. En la primera, el pie se encuentra en contacto continuo con el suelo, mientras que se balancea sin contacto con el suelo durante la segunda. Durante una zancada, la fase de apoyo representa aproximadamente un 60 % del ciclo y el 40 % restante corresponde a la fase de oscilación.

Cuando un miembro inferior contacta con el suelo el otro se encuentra en contrafase, es decir aproximadamente un 50 % desplazado en el tiempo, por lo que se pueden apreciar dos fases en las cuales ambos pies se encuentran simultáneamente en contacto con el suelo, denominadas de apoyo bipodal. Cada fase de apoyo bipodal sólo representa un 10% del ciclo de marcha, instancias en las que el centro de gravedad corporal alcanza su altura mínima con respecto al suelo.

Tanto la fase de apoyo como la de oscilación se dividen, a su vez, en otras subfases. Una subdivisión actualmente muy extendida en el mundo académico y laboral considera el apoyo constituido por cinco períodos elementales, mientras que la oscilación sólo por tres. [6]

## CINEMÁTICA DEL MIEMBRO SUPERIOR

Durante cada ciclo, los miembros superiores se extienden y flexionan recíprocamente, de tal forma que cuando uno de los brazos se encuentra en su máxima extensión, el otro está en su máxima flexión, con un desfase del 50% CM. El máximo de extensión del brazo ocurre en el contacto inicial del talón de referencia con el suelo, mientras que el máximo de flexión se obtiene cuando el miembro inferior contralateral realiza el respectivo contacto inicial. Básicamente, durante el tiempo que transcurre desde el contacto inicial hasta aproximadamente el inicio de la fase de oscilación previa (50% CM) tanto el hombro como el codo homolaterales flexionan progresivamente. Luego, desde allí hasta el fin del ciclo, ambas articulaciones se extienden.

El hombro se desplaza a través de un arco medio de  $32^\circ$  durante una marcha a velocidad moderada de 92 m/min, si bien existe una cierta variabilidad entre individuos. Al inicio del apoyo, el hombro presenta una extensión

máxima de  $24^\circ$ , desde donde realiza un movimiento de flexión hasta alcanzar unos  $8^\circ$  de flexión al final de la fase de apoyo, justo cuando el pie contralateral inicia su contacto con el suelo. Luego de mantener esta posición de máxima flexión momentáneamente, el hombro se extiende nuevamente.

El codo, por su parte, conserva una posición de flexión a través de todo el ciclo de marcha normal. A la velocidad moderada de 92 m/min, la posición de máxima flexión de codo de  $47^\circ$  se produce mientras el miembro inferior contralateral contacta el suelo. Durante la fase de oscilación el codo realiza un movimiento de extensión, disminuyendo su flexión articular hasta el próximo contacto del miembro homolateral con el suelo, momento en el que alcanza una flexión mínima de  $17^\circ$ .

## MODELO DEL MIEMBRO SUPERIOR

El modelo más simple que puede establecerse de miembro superior es del péndulo ideal, que considera toda la masa concentrada en el centro de masa de la extremidad, con un único eje instantáneo de rotación en el hombro, tal como propuso Elftman en 1939 [7]. Un segundo modelo simplificado también, pero más complejo, consiste en considerar al miembro superior como un péndulo doble, cuyo origen se ubica en la articulación del hombro de tal forma que el segundo cuelga del primero.

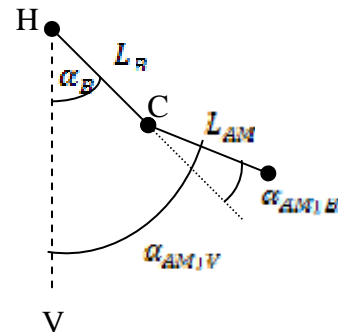


Figura 1: Esquema de configuración geométrica de un miembro superior con respecto a un eje vertical.

En el presente trabajo se ha optado por una versión más sofisticada considerando el modelo segmentario en el que cada miembro superior consta de dos segmentos corporales, brazo (B) y antebrazo-mano (AM), cuyos extremos están anatómicamente definidos y cuyos centros de gravedad han sido determinados experimentalmente en términos porcentuales con respecto a los extremos proximales de cada segmento. A su vez, cada segmento puede expresarse en función de la talla o altura corporal HC. De manera similar, los pesos segmentarios se expresan como porcentuales del peso corporal PC. Finalmente, todos los datos utilizados para los cálculos son de varones adultos (Figura 1).

## Modelo Matemático

Para lograr el objetivo propuesto ha sido necesario desarrollar primero el modelo matemático correspondiente, que se expone a continuación.

La coordenada vertical del centro de gravedad de cada miembro superior se puede calcular a partir de la posición de los centros de gravedad de los segmentos brazo (B) y antebrazo-mano (AM).

Considerando la ecuación que identifica la posición del centro de gravedad de un sistema de dos partículas:

$$Y_{CG} = \frac{P_1 \cdot \bar{y}_1 + P_2 \cdot \bar{y}_2}{P_1 + P_2}$$

donde  $P_i$  es el módulo del peso de la partícula  $i$ , con  $y_i$  la posición de la partícula  $i$  con respecto todas al mismo origen arbitrario.

Sea el sistema compuesto por dos partículas, una cuyo peso equivale al peso del brazo  $P_B$  y la otra con el peso del antebrazo-mano  $P_{AM}$ , cuyas posiciones están medidas con respecto a la articulación del hombro H.

$$Y_{CG} = \frac{P_B \cdot y_{CG_{B,H}} + P_{AM} \cdot y_{CG_{AM,H}}}{P_B + P_{AM}}$$

Aprovechando las relaciones de los parámetros inerciales [8]:

$$y_{CG_{B,H}} = 0,449 \cdot L_B \cdot \cos \alpha_B$$

$$y_{CG_{AM,B}} = 0,382 \cdot L_{AM} \cdot \cos \alpha_{AM,V}$$

$$y_{CG_{AM,H}} = y_{CG_{AM,B}} + L_B \cdot \cos \alpha_B$$

$\alpha_B$  es el ángulo entre el brazo y la vertical

$\alpha_{AM,B}$  es el ángulo anatómico del codo, comprendido entre el eje del antebrazo-mano y la prolongación del eje del brazo

$\alpha_{AM,V} = \alpha_{AM,B} + \alpha_B$  es el ángulo del antebrazo-mano con respecto a la vertical

$P_B = 0,026 \cdot PC$ , donde  $PC$  es el valor del peso corporal.

$P_{AM} = 0,023 \cdot PC$ , valor que se asume a partir de la suma de los valores de los pesos de los segmentos antebrazo y mano.

$$L_B = 0,189 \cdot HC$$

$L_{AM} = 0,273 \cdot HC$ , donde este valor se asume a partir de la suma de las longitudes de los segmentos antebrazo y mano.

Por lo que la ecuación resultante para un único miembro superior depende sólo de la altura corporal

$$Y_{CG} = (0,134 \cdot \cos \alpha_B + 0,049 \cdot \cos \alpha_{AM,V}) \cdot HC$$

donde ambos ángulos se miden con respecto a la vertical.

En el caso de ambos miembros superiores, la posición del centro de gravedad del conjunto sobre el eje vertical se calcula como el promedio de las posiciones verticales de los centros de gravedad de cada miembro superior, dado que ambas extremidades se suponen de igual masa.

## METODOLOGÍA

Para determinar la variación de la posición del centro de gravedad, se han seleccionado dos instancias particulares con el fin de compararlas. Por un lado se consideró la posición estática de pie en plomada ideal [9], y por otro, el instante del contacto inicial de un pie con el suelo que conforma uno de los instantes del apoyo bipodal durante el ciclo de marcha humana normal, ambas instancias claramente definidas, que determinan dos configuraciones geométricas específicas. La primera que se corresponde con la posición más baja posible del centro de gravedad de los miembros superiores, en la que ambos brazos se encuentran en posición vertical –hombros en posición neutra- y sus respectivos antebrazos en leve flexión de unos  $20^\circ$ . La segunda instancia de análisis se corresponde con la posición más baja del centro de gravedad corporal durante la marcha, pero al mismo tiempo la posición más elevada del centro de gravedad de los miembros superiores, encontrándose el hombro homolateral en máxima extensión y el contralateral en máxima flexión.

Mediante el modelo segmentario de los miembros superiores se calcula el centro de gravedad de ambas configuraciones geométricas. Para las posiciones relativas de los centros de gravedad segmentario se consideraron los datos porcentuales propuestos por la Universidad de New York [8], mientras que para los pesos relativos se utilizaron los datos obtenidos por Clauser [8]. En cuanto a los datos de la cinemática angular de hombro y codo en marcha se consideraron los valores medios de flexo-extensión mencionados por J. Perry (2010) [6]. Finalmente, las longitudes de los segmentos corporales en función de la altura corporal corresponden a los establecidos por Drillis y Contini

[10] [11]. En el caso del antebrazo-mano, tanto el peso relativo como la longitud en función de la talla se obtuvieron por suma de los valores de ambos segmentos por separado.

En este trabajo sólo se estudia la influencia de la oscilación del miembro superior en plano sagital en dirección céfalo-caudal o, en términos físicos, en la dirección vertical con sentido positivo hacia abajo. El origen de coordenadas se ubica en la articulación gleno-humeral. Los ángulos se consideran positivos cuando el hombro se encuentra en flexión y negativos en extensión.

## RESULTADOS

Los resultados obtenidos hacen referencia a un varón adulto con una talla de 1,70 m. En el caso de la posición de pie, ambos miembros superiores se modelan en igual configuración geométrica. En cambio, en el instante del contacto inicial de un pie con el suelo durante un ciclo de marcha normal, uno de los miembros superiores se encuentra orientado en dirección anterior mientras que el miembro contralateral se halla en dirección posterior. El centro de gravedad en la dirección vertical queda determinado por la posición de ambas extremidades.

	Postura de pie	Máx. flexión brazo	Máx. extensión brazo
Hombro (°) $\alpha_B$	$0 \pm 1$	$8 \pm 10$	$-24 \pm 6$
Codo (°) $\alpha_{AM, B}$	$20 \pm 2$	$47 \pm 11$	$-17 \pm 8$
Codo (°) $\alpha_{AM, v}$	$20 \pm 3$	$55 \pm 21$	$-7 \pm 14$
$Y_{CG}$ (m) de un m. superior	$0,306 \pm 0,001$	$0,273 \pm 0,025$	$0,291 \pm 0,010$
$Y_{CG}$ (m) de la configuración	$0,306 \pm 0,001$	$0,282 \pm 0,013$	

Tabla 1. Posición vertical del centro de gravedad, medida respecto del hombro

Los resultados obtenidos expresan que existe una diferencia de  $(0,024 \pm 0,013)$ m en la altura del centro de gravedad corporal entre ambas configuraciones geométricas (Tabla 1).

## CONCLUSIONES

Como principal resultado se ha obtenido que, en valor medio, el centro de gravedad de los miembros superiores con respecto al eje que pasa por los hombros en la posición de pie se ubica 24 mm por debajo de su localización en el inicio de la fase de apoyo bipodal correspondiente a la marcha normal, cuando un

miembro superior se encuentra extendido y el contralateral flexionado.

El balanceo de los miembros superiores implica que si caminásemos manteniéndolos “colgados” como si fuera la postura estática de pie, en el momento del doble apoyo, que es la situación en la que el centro de gravedad corporal se encuentra en su posición más baja, éste se encontraría, en valor medio, unos 24 mm más bajo que de lo que efectivamente se encuentra durante la marcha. De esta manera, el balanceo produce que el centro de gravedad corporal descienda una altura menor o, en otras palabras, si no se produjera la oscilación de los miembros superiores, el centro de gravedad corporal realizaría una trayectoria con una amplitud de movimiento mayor, con el consiguiente mayor gasto de energía.

Teniendo en cuenta que la basculación de la pelvis hacia el lado sin carga en la marcha produce una disminución de 5 mm en la elevación del centro de gravedad, y que la flexión de rodilla en el apoyo hasta 11 mm; se considera -a diferencia de lo supuesto por otros autores [12]- que el valor obtenido para los miembros superiores permite proponer el balanceo en contrafase de los miembros superiores como un séptimo mecanismo de optimización de la marcha humana normal, si bien no en forma definitiva dado el apreciable rango de error, debido fundamentalmente a la alta dispersión de los valores angulares utilizados.

De lo expuesto, se deduce la necesidad de realizar mediciones más precisas que permitan establecer si efectivamente la variabilidad de los valores angulares utilizados se corresponden con los poblacionales o si, por el contrario, la precisión instrumental actual y la posibilidad de muestras mayores generan una reducción en la dispersión. De igual manera, es importante que las nuevas mediciones de parámetros corporales porcentuales de longitud y peso se realicen expresando el valor de los errores correspondientes, ausentes en los trabajos originales de los que hemos obtenido dichos datos, para poder aplicarlos en la propagación de errores de modelos como el utilizado en este trabajo.

## Perspectivas a futuro

En un futuro se pretende calcular -a partir de estos resultados- el gasto energético “ahorrado” por el balanceo en contrafase y compararlo con los resultados experimentales de consumo energético en marcha con balanceo y sin balanceo. [4]

Se deja abierta la posibilidad de mejorar el modelo, sea mediante el empleo de otros valores de parámetros relativos de longitud y peso segmentarios, la diferenciación del segmento antebrazo-mano en dos o más segmentos, o incluso por un cambio completo de modelo considerando los segmentos como cuerpos rígidos con sus respectivos momentos de inercia. También queda la posibilidad de estudiar la influencia

en la oscilación medio-lateral del centro de gravedad, en el caso de mujeres y niños, y la variabilidad con la altura.

## Referencias

- [1] Instituto de Biomecánica de Valencia. Biomecánica de la marcha humana normal y patológica. IBV: Valencia.(1994)
- [2] Plas., F, E. Viel and Y. Blanc. La Marcha Humana. Masson: Barcelona. (1984).
- [3] Saunders., J, V.T. Inman and H.W. Eberhart. The major determinants in normal and pathological gait. *J. Bone Jt. Surg.* 35 A: 543-548. (1953).
- [4] Collins, S., P. Adamczyk, and A. Kuo. Dynamic arm swinging in human walking. *Proc. R. Soc. Lond., B* 276, 3679-3688. (2009).
- [5] Perry, J. Gait Analysis: Normal and Pathological Function. Slack Incorporated: Thorofare (1992)
- [6] Perry, J. and J.M. Burnfield. Gait analysis. normal and pathological function. Slack Incorporated. Second edition. Thorofare. (2010).
- [7] Elftman, H. The function of arms in walking. *Human Biology.* 11:529-535 (1939).
- [8] Gowitzke, B. and M. Milner. El cuerpo y sus movimientos. Bases Científicas. Medicina deportiva. Paidotribo: Barcelona.
- [9] Kendall, F.P. and E. Kendall McCreary. Músculos, pruebas y funciones. Segunda edición. Jims: Barcelona. (1985).
- [10] Drillis, R, Contini, B.S. and M. Bluestein. Body segments parameters. A survey of Measurement Techniques. *Artif. Limbs.* 25: 44-66. (1964)
- [11] Contini, R. Body segments parameters. Part II. *Artif. Limbs.* 16: 1-19. (1972)
- [12] Ralston ,H.J. Effects of immobilization of various body segments on the energy cost of human locomotion. *Ergonomics* 53-60. (1965)