M. F. LARA ROMERO
M.^a T. ANGULO CARRERE
L. F. LLANOS ALCÁZAR

Actividad electromiográfica normal en la marcha humana

Normal electromyographic activity in human walking

Resumen

La electromiografía dinámica es uno de los medios tecnológicos usuales en el estudio del movimiento humano; esta técnica determina cuándo un músculo está activo o inactivo. La revisión de los datos aportados por la literatura y los dependientes de la práctica confirman el complejo comportamiento muscular durante la marcha. El objetivo de este trabajo es realizar una puesta al día que aclare y establezca los parámetros normales de la actividad muscular a lo largo del ciclo completo de la marcha. Los resultados obtenidos demuestran la existencia de patrones normales electromiográficos, a partir de los cuales se establecen variaciones interindividuales dentro de la normalidad.

Palabras clave: Electromiografía dinámica. Marcha humana. Actividad muscular.

Summary

Dynamic electromyography is a routine technique for studying human movement. This technique determines when a muscle is active or inactive. Review of data from the literature and practice confirm complex muscular behavior during walking. The purpose of this study was to make and update to clarify and establish normal parameters for muscular activity throughout the complete walking cycle. The results demonstrated the existence of normal electromyographic patterns from which normal interindividual variations were established.

Key words: Dynamic electromyography. Human walking. Muscular activity.

Introducción

La marcha es una actividad común que se realiza de un modo semiautomático. Sin embargo, la forma exacta en la que el ser humano anda y el porqué no resultan tan sencillos de explicar, a pesar de la gran cantidad de trabajos de investigación realizados y las herramientas aportadas por las nuevas tecnologías.

En este sentido, la electromiografía dinámica ha jugado un papel fundamental. La electromiografía detecta, amplifica y muestra gráficamente la actividad eléctrica de la contracción muscular. Cuando un músculo se contrae las fibras constituyentes de la unidad motora sufren una despolarización que provoca una perturbación eléctrica, la cual puede ser recogida a través de unos electrodos (de superficie o de alambre fino). Esta señal es ampliada y filtrada, a continuación queda reflejada en una representación gráfica. La electromiografía dinámica es el único método

válido para determinar cuándo un músculo está activo durante el ciclo de la marcha.

Durante los últimos 50 años el análisis de la marcha y los avances tecnológicos han ido evolucionando a la par. Desde que en 1952 INMAN y cols.¹ establecieron las bases del estudio electromiográfico de la actividad muscular en la marcha la evolución científico-tecnológica ha permitido aportar gran cantidad de información, a veces contradictoria, lo que hace necesario realizar una puesta al día que aclare qué ocurre realmente. Por otro lado, para establecer un patrón normal muscular deben ponerse en relación la actividad electromiográfica con los componentes cinemáticos y cinéticos de la marcha.

Estos son los objetivos de la presente revisión, referida a la actividad electromiográfica normal durante la marcha.

Ciclo y patrón normal de la marcha humana

Entre el tercer y el quinto año de vida acaba por desarrollarse el modelo de marcha «adulto»². Este se adquiere a través de un proceso madurativo progresivo que cumple

Correspondencia:

M. F. LARA ROMERO. San Justiniano, 2-1.º C. 28912 Leganés (Madrid).

unos objetivos básicos: minimizar el gasto energético, mantener el equilibrio y permitir la continuidad del movimiento coordinadamente. El resultado final es un patrón normal de marcha aplicable para cualquier persona sana, a pesar de numerosas variables individuales.

Lo primero que se observa es la existencia de un ciclo de movimiento repetido a cada paso. Este ciclo de la marcha comienza cuando el pie entra en contacto con el suelo (0% del ciclo) y termina cuando el mismo pie vuelve, de nuevo, al suelo (100%). Hay una fase de apoyo o estancia (comprendida entre el inicio y el 60% del ciclo) y otra fase de oscilación o balanceo (entre el 60% y el final del ciclo). Dentro de cada una se realizan varias subdivisiones: 5 durante el apoyo: contacto inicial, respuesta a la carga, fases media y terminal del apoyo y prebalanceo, y 3 durante la oscilación: fase inicial, media y final del balanceo.

Fase de estancia o apoyo

Contacto inicial con el suelo: 0% del ciclo

Al entrar el talón en contacto con el suelo la articulación tibioastragalina queda en una posición neutra o ligera flexión plantar (5°), el pie en rotación externa respecto al eje vertical (10°), la rodilla en ligera flexión (5°) y la cadera flexionada ($30-35^\circ$).

El vector de la fuerza de reacción del contacto pie-suelo se aplica dorsal al tobillo, anterior a la cadera y atraviesa la articulación de la rodilla.

En el tobillo genera un momento de flexión plantar compensado por la actividad de los músculos pretibiales: tibial anterior, extensor largo de los dedos y extensor largo del hallus.

En la rodilla las fuerzas externas son prácticamente nulas. Sin embargo, se aprecia actividad electromiográfica tanto en el grupo extensor como en el flexor, probablemente con el fin de controlar la posición de la cadera y la pelvis, decelerar la pierna y absorber el impacto contra el suelo (Fig. 1). El grupo extensor lo forman: recto femoral, vasto lateral, vasto medial, sartorio y crural. El grupo flexor lo forman: semitendinoso, semimembranoso y las 2 cabezas del bíceps femoral.

La fuerza de reacción genera un momento flexor en la cadera que se compensa por la contracción del glúteo mayor y medio.

Respuesta a la carga: comprendido entre el momento del contacto inicial del pie con el suelo y el 10% del ciclo; doble apoyo

A lo largo de esta fase se decelera progresivamente el centro de gravedad mediante un control exhaustivo del recorrido articular a nivel de rodilla y tobillo.

El vector de la fuerza de reacción actúa del siguiente modo: en el plano sagital se desplaza de dorsal a ventral respecto al eje de movimiento del tobillo, es dorsal a la rodilla y atraviesa la cadera; en el plano frontal, lateral al to-

FIG. 1.—Acción combinada del compartimento anterior y el posterior del miembro inferior en el momento del contacto con el suelo.

billo y medial respecto al eje de movimiento de rodilla y cadera; en el plano coronal, lateral al calcáneo y medial respecto al resto del miembro inferior.

La contracción excéntrica de los músculos pretibiales controla el torque de flexión-plantar que genera la fuerza de reacción, lo que permite el giro del pie desde el punto de apoyo calcáneo hasta quedar plano sobre el suelo (primer arco de flexión plantar: $10-15^\circ$), al mismo tiempo provoca que la tibia avance «sobre el pie», de tal modo que el vector de acción de las fuerzas externas se traslada hacia delante hasta situarse anteriormente al eje de movimiento del tobillo. La unión del movimiento de tobillo y tibia se denomina primera mecedora o mecedora del tobillo³. La correcta activación de los músculos pretibiales permite el avance continuado del individuo a la vez que decelera la tibia (y, por ende, todo el miembro inferior), absorbe el impacto del apoyo y el centro de gravedad asciende y avanza, alcanzan un pico de actividad electromiográfica en el 4-5% del ciclo. Si la actividad de los músculos pretibiales no es suficiente, el pie cae libremente y la pierna no puede avanzar.

La contracción excéntrica del recto femoral y, sobre todo, de los vastos (lateral y medial) compensa el momento flexor que las fuerzas externas generan en la rodilla. La actividad electromiográfica de los vastos es mayor que la del recto femoral, pues si no actuaría en contra de la progresiva extensión de cadera. La flexión de rodilla alcanza $15-20^\circ$.

Los músculos extensores de la cadera también alcanzan un pico máximo de actividad electromiográfica durante esta fase. A partir de este momento la curva desciende hasta el mínimo, ya que la extensión de la articulación durante el apoyo es «pasiva» (en función de la fuerza de reacción del contacto pie-suelo).

FIG. 2.—Basculación de la pelvis hacia el lado en carga (hasta 5°) y desplazamiento lateral sobre el mismo.

En el plano coronal el vector de las fuerzas externas crea un torque de eversion que se acompaña en el tiempo de un pico en la actividad del peroneo lateral largo¹. La cabeza del talus pierde soporte medial y rota en el plano transversal, lo que conduce a la rotación interna de la tibia por medio de los ligamentos internos del tobillo (deltoideo y fibotabular).

El comportamiento de los grupos musculares a nivel de la cadera y la rodilla muestra un patrón semejante. La pelvis bascula hacia arriba en el lado en carga, mientras la cadera se adduce (Fig. 2): la fuerza de reacción está aplicada internamente respecto al centro articular, lo cual genera un momento externo adductor. La actividad muscular de los abductores (glúteo medio) controla las fuerzas externas y la caída de la hemipelvis contralateral (en oscilación). El peso del cuerpo se traslada de un miembro a otro: apoyo unipodal. Los músculos adductores, adductor largo y mayor, presentan durante toda la fase de apoyo una actividad electromiográfica decreciente, como controladores de la actividad del glúteo medio y asistentes del avance de la pelvis en el plano transversal. En la rodilla el tejido ligamentoso y el tensor de la fascia lata controlan la tendencia al varus de la rodilla⁴.

En el plano transversal la hemipelvis del lado en carga está rotada anteriormente respecto al eje vertical unos 4-5°, la rotación de la pelvis se efectúa girando sobre el eje las cabezas femorales. La cadera se mantiene en posición neutra o leve rotación interna, que se mantiene a lo largo de todo el apoyo, y es secundaria a la producida en el pie y la tibia. Los músculos semitendinoso, semimembranoso, pelvitro-

FIG. 3.—Segmentos óseos y musculares en el plano transversal (10% del ciclo). Se observa la posición relativa del músculo rector interno (A), el adductor mayor (B) y fibras ventrales del deltoides glúteo (C).

cantéreos y adductores controlan la posición de cadera y pelvis, en especial el adductor mayor, que hace avanzar la pelvis en este plano en sinergia con las fibras ventrales del deltoides glúteo (Fig. 3).

La relación entre el movimiento del tronco y el ciclo de la marcha es fundamental para el mantenimiento del equilibrio. Cuando el talón contacta con el suelo y durante la fase de respuesta a la carga, el tronco se desvía lateralmente en el plano coronal (flexión lateral de 2-9°) hacia el lado en carga, y se desplaza dorsalmente en el sagital (flexión dorsal de 2-10°). La actividad electromiográfica de los músculos intrínsecos de la columna (*longissimus* y *multifidus*) es bilateral, aunque levemente superior en el lado contralateral al apoyo⁵.

Fase intermedia del apoyo: comprendida entre el inicio del apoyo unipodal (10% del ciclo) y el 30% del ciclo de la marcha

A lo largo de esta fase el centro de gravedad alcanza su cenit y su velocidad se hace mínima, lo cual se consigue con la mayor estabilidad posible y un aporte energético ínfimo. A esta fase de deceleración seguirá una fase de aceleración.

El vector de acción de las fuerzas externas avanza a lo largo de la mitad externa del pie y hacia el antepié: es ante-

FIG. 4.—Segunda mecedora o mecedora del tobillo. Se observa la función estabilizadora del tríceps sural. La flecha A indica la tendencia de movimiento de la tibia (y todo el miembro inferior); la flecha B indica la fuerza deceleradora provocada por el tríceps sural.

rrior a tobillo y rodilla y posterior a la cadera en el plano sagital, en el plano transversal se mantiene igual, en el plano coronal el único cambio se produce a nivel del pie, donde se hace medial respecto al eje longitudinal del mismo.

El tríceps sural modula la dorsiflexión «pasiva» de la articulación tibioastragalina secundaria al vector externo: primer arco de flexión dorsal. La contracción excéntrica de este grupo muscular (mantiene como punto fijo el calcáneo) permite a la tibia avanzar activamente mientras el tobillo se dorsiflexiona de un modo pasivo (Fig 4): segunda mecedora o mecedora del tobillo³. Aunque las 2 cabezas del gemelo presentan una actividad electromiográfica semejante al sóleo, a consecuencia de sus puntos de inserción actúan más a nivel de la rodilla que del tobillo, mientras que el sóleo modula y estabiliza no sólo la articulación tibioastragalina, sino también la rodilla y la cadera, donde mantiene el vector de la fuerza de reacción generando un torque extensor (lo que decelera la masa global). A nivel de ambas articulaciones existe un control ligamentoso casi exclusivo: iliofemoral en la cadera y ligamentos cruzados y cápsula articular en la rodilla. Así, la actividad electromiográfica del glúteo mayor, isquiotibiales y cuádriceps desciende progresivamente, mientras que la del tríceps sural (sóleo y gemelos) aumenta.

En el plano coronal la pelvis alcanza la altura máxima (a la par que el centro de gravedad) sobre el lado en apoyo y el momento adductor es máximo. Por ello, el electromiograma de los músculos abductores refleja una actividad importante durante toda la fase y luego decae progresiva-

mente. De modo semejante al descrito más arriba, el tensor de la fascia lata controla el movimiento rodilla-cadera. El tibial posterior y los peroneos mantienen la posición y estabilidad del pie y evitan la pronosupinación excesiva y el derrumbe de los arcos plantares.

En el plano transversal la pelvis adquiere una posición neutra cuando la pierna contralateral pasa junto a la pierna en apoyo.

Fase final del apoyo: comprendida entre el 30%, momento en el que el talón despega del suelo, y el 50% del ciclo de la marcha

Comienza el período de aceleración, que se hace efectiva a través de 2 mecanismos: la contracción concéntrica del tríceps sural y el descenso a favor de la gravedad (y hacia adelante) del centro de gravedad.

La fuerza de reacción se aplica de modo semejante a la fase anterior: hay un torque de flexión plantar en el tobillo y sendos momentos extensores en rodilla y cadera, se sitúa medial respecto a tobillo, rodilla y cadera.

Para favorecer la función del tríceps sural y que se genere la mayor cantidad de energía con el menor trabajo deben ocurrir 2 cosas: primero, el músculo ha de elongarse a su longitud óptima⁷; segundo, el brazo de palanca se hace máximo (el vector de reacción se aplica sobre los metatarsianos). El músculo genera una cantidad de energía estimada entre el 80-85% del total creado durante el ciclo de marcha⁸. Estas cifras varían del lado no dominante al dominante en favor de este último, es decir, se genera más energía en el lado dominante⁹.

La contracción del tríceps sural eleva el talón del suelo mientras la tibia continúa avanzando, esto se denomina tercera mecedora o mecedora del talón³. Este movimiento se comprende fácilmente si tenemos en cuenta que al aplicarse la fuerza de reacción sobre la cabeza de los metatarsianos hace de ellos el fulcro del movimiento. La actividad electromiográfica detectable en el tibial posterior, los peroneos y los flexores largos de los dedos significa que estos músculos ayudan, como sinergistas, al tríceps sural. Al final de la fase el ángulo de dorsiflexión en la articulación metatarsofalángica es de unos 20° y el centro de gravedad queda por delante del apoyo del pie (Fig. 5).

En la rodilla la flexión es de 5° y en la cadera los valores de extensión son máximos: 10-15°. El control del tejido no contráctil (ligamentos y cápsula articular) más la contracción excéntrica del ilíopsoas limita y frena la extensión de ambas articulaciones.

En el plano coronal la pelvis comienza a bascular hacia la pierna contralateral al aproximarse el final del apoyo unipodal. Durante esta fase atraviesa la posición neutra. A la vez, en la articulación de la cadera el giro de la pelvis provoca un cambio de anulación, lo que provoca una paulatina abducción que aumentará hasta el prebalanceo.

En el plano transversal la pelvis continúa avanzando junto a la pierna contralateral. Debido a que la rodilla está bloqueada en extensión, el fémur y la tibia giran a la par. Todo el movimiento en este plano recae en la cadera y en

FIG. 5.—Acción del tríceps sural: genera hasta un 80-85% de la energía total del ciclo. Se señala el control ejercido por el iliopsoas.

el pie (articulación subtalámica). En la cadera se puede observar una progresiva rotación externa que acabará por situar al fémur (y a toda la pierna) en situación neutra respecto a la hemipelvis homolateral. En el pie aparece un torque de inversión que es contrarrestado por los músculos eversores y la fascia plantar, que fijan el antepié para que haga de fulcro, el centro de presión se desplaza por delante de y medial a la cabeza de los metatarsianos.

Fase de prebalanceo o preoscilación: comprendido entre la toma de contacto de la pierna contralateral, dando comienzo a la segunda estancia en doble apoyo (hacia el 50% del ciclo), y el despegue del pie del suelo (hacia el 60% del ciclo)

Esta fase marca el paso del apoyo a la oscilación: el peso del cuerpo se traslada al lado contralateral y el pie pierde contacto con el suelo. La fuerza de reacción pierde importancia tras el apoyo, las fuerzas externas fundamentales durante el balanceo serán las de inercia y de la gravedad.

El vector de la fuerza de reacción sigue aplicado por delante del eje de movimiento del tobillo y dorsalmente al de la cadera, respecto de la rodilla, se hace posterior y genera un torque flexor. En los demás planos no hay variaciones significativas.

La actividad electromiográfica del iliopsoas alcanza un pico máximo: durante el prebalanceo genera la energía requerida para acelerar la pierna y realizar el movimiento pendular característico del balanceo. A la vez que el peso se traslada de pierna se produce una flexión de cadera que en el instante del despegue del pie es de 0-5°.

El recto femoral controla el rango de recorrido articular de la rodilla, consecuencia del torque flexor de las fuerzas externas al tiempo que añade un trabajo adicional al que

FIG. 6.—Limitación del recorrido articular en la rodilla (flecha A) por parte del recto femoral (flecha B).

realiza el elipses en la flexión de cadera. De este modo, el recto femoral actúa casi en isométrico⁷, como una banda que transmitiera la energía de la pierna hacia la pelvis⁴. La rodilla alcanza los 45° de flexión.

En condiciones normales el recto femoral presenta una doble curva en el electromiograma, en la cual alcanza 2 picos máximos: uno durante la primera parte del apoyo y otro en la transición del apoyo a la oscilación. A consecuencia de algunas patologías (por ejemplo, tras la rotura del ligamento cruzado anterior) esta doble curva desaparece y el máximo se alcanza durante la primera parte del apoyo¹⁰. La misma doble curva se registra para los vastos (lateral y medial).

La acción del recto femoral es más importante durante la marcha rápida y la carrera, ya que al aumentar la cantidad de energía generada por tríceps sural e iliopsoas el recorrido articular de las 3 articulaciones es mayor, la curva electromiográfica del recto femoral recogida tras una perturbación externa que provoca un desequilibrio es semejante a la anterior. Durante una marcha de menor cadencia y/o velocidad de lo habitual ocurre lo contrario: no se genera la energía necesaria y no se acelera suficientemente la pierna, por lo cual aumenta la actividad de los flexores de rodilla (cabeza corta del bíceps femoral, sartorio y gracilis).

Los músculos dorsiflexores presentan casi un silencio electromiográfico. Sus antagonistas (en especial el tibial anterior) realizan las tareas de control a nivel del tobillo, el tibial anterior, junto con el extensor largo de los dedos y el del hallus, realizan el segundo arco de flexión plantar (20-25° al despegar el pie del suelo).

En el plano coronal el doble apoyo provoca que la pelvis comience a trasladarse y caer hacia el lado contralateral, que adquiere la carga, y haya una abducción pasiva de la cadera. Como consecuencia, la curva electromiográfica de los abductores desciende. En los músculos adductores se observa una contracción excéntrica que estabiliza la pelvis a medida que el peso es transferido¹¹ y asiste en la flexión de cadera (adductor largo y gracilis).

En el plano transverso la hemipelvis ipsilateral alcanza el máximo de rotación posterior respecto al eje vertical del cuerpo y comienza a adelantarse junto a la pierna que va a comenzar la oscilación o balanceo.

De nuevo se detecta actividad electromiográfica importante en los músculos dorsales y lumbares, la actividad global, a lo largo de todo el ciclo, de los músculos intrínsecos de la columna (erector espinal, *multifidus*, *longissimus*) refleja una doble curva que alcanza sus valores máximos durante el doble apoyo (0-10% y 50-60% del ciclo), y que suele ser ligeramente mayor en el lado contralateral¹. El tronco se desplaza lateralmente sobre el lado que adquiere la carga. La posición media del tronco, en los 3 planos, se adquiere durante la fase media del apoyo, cuando ambas piernas están paralelas⁵.

Fase de balanceo u oscilación

Fase inicial del balanceo u oscilación: comprendido entre el despegue del pie (60% del ciclo) y el 70% del ciclo de la marcha

Desaparece la fuerza de reacción pie-suelo (no hay apoyo). Las fuerzas de inercia y de la gravedad condicionan los acontecimientos del balanceo, para regular las respuestas al equilibrio-desequilibrio de ambas y permitir el avance coordinado y efectivo de la pierna (y de todo el cuerpo), resultan fundamentales un buen funcionamiento del sistema nervioso central y la adecuada actividad de los músculos biarticulares: recto femoral, isquiotibialis, sartorio y adductor largo. La forma en que trabajan estos músculos es muy variable, ya que son más dúctiles y adaptables que los músculos monoarticulares o los biarticulares distales (gemelos y tibial anterior); por contra, estos últimos generan una fuerza mayor con un menor acortamiento¹. El ejemplo comentado arriba del recto femoral ilustra el modo en que los músculos biarticulares proximales transfieren energía de unos segmentos a otros y trabajan excéntricamente.

Al despegar el pie los músculos pretibiales ejecutan el segundo arco de flexión dorsal, su actividad electromiográfica continúa durante esta fase, ya que controla el torque de flexión plantar consecuencia de las fuerzas externas. El iliopsoas continúa acelerando la pierna y provoca una progresiva flexión de cadera, la acción de este músculo provoca el movimiento pendular de la pierna, de tal modo que la flexión de la cadera se acompaña de una flexión de rodilla de unos 60-65°. El recto femoral limita el recorrido articular.

En el plano coronal la pelvis bascula hacia abajo en el lado sin carga, hasta un máximo de 5° por debajo de la ho-

rizontal. En el plano transverso la hemipelvis ipsilateral gira en dirección anterior sobre el eje vertical.

Fase media del balanceo u oscilación: comprendido entre el 70 y el 85% del ciclo de la marcha

La fase media del balanceo es un período de transición entre la aceleración llevada a cabo anteriormente y la deceleración necesaria durante el final del balanceo para retornar al apoyo bipodal. Por ello hay un silencio casi total en el electromiograma: la pierna se comporta como una especie de péndulo en el plano sagital⁴.

La flexión de cadera aumenta hasta los 35° y la flexión de rodilla desciende hasta 30° por causa directa de las fuerzas externas. A nivel del tobillo, continúa la labor de los músculos pretibiales, la articulación tibioastragalina queda en posición neutra.

En el plano coronal comienza a elevarse la pelvis, alcanzando la horizontalidad justo antes de la deceleración final. A consecuencia de la fuerza de inercia la articulación de la cadera aparece en una posición neutra (ab-adducción).

En el plano transverso, la pierna en balanceo pasa junto a la pierna en apoyo, la pelvis y la cadera alcanzan y superan la posición neutra también.

Fase final del balanceo u oscilación: comprendida entre el 85 y el 100% del ciclo, momento en el cual el talón vuelve a tomar contacto con el suelo

La pierna que realiza el péndulo es frenada por los músculos isquiotibiales, vasto lateral, vasto medial y recto femoral, lo que permitirá contactar de nuevo con el suelo.

En el plano sagital, el pie queda en posición neutra, sostenido por los músculos pretibiales. La rodilla se extiende casi totalmente por la acción de los vastos. La fuerza de inercia lleva a la cadera al punto máximo de flexión. El doble control de los isquiotibiales a nivel de rodilla y cadera, frenando y estabilizando la pierna, el muslo y la pelvis, es otro ejemplo de cómo trabaja un músculo biarticular, transmitiendo y minimizando el gasto energético.

Justo al final del ciclo se observa actividad de toda la musculatura encargada de absorber-aceptar el impacto: recto femoral, glúteo mayor, glúteo medio, vastos, tibial anterior y adductor largo.

También en el plano coronal se produce una respuesta anticipatoria en los músculos abductores que actuarán frente al torque medial constante durante toda la fase de apoyo. La cadera tiende a estar en posición neutra al igual que el pie (eversión-inversión).

La pelvis alcanza la máxima rotación anterior en el plano transverso, a lo que se suma la rotación externa de todo el miembro inferior.

Conclusiones

1. Existen unos patrones de normalidad electromiográfica para cada músculo que se repiten regularmente

en cada ciclo de marcha. Sobre estos patrones se establecen variaciones que entran en la normalidad (aunque el patrón cinético y cinemático que producen es semejante)¹. En este sentido, los patrones normales de los músculos biarticulares presentan mayor variabilidad que los monoarticulares.

2. La actividad muscular durante la marcha se ve condicionada por elementos externos e internos que pueden variar a cada paso el patrón normal^{6,9}.
3. La actividad electromiográfica es mayor al principio y al final de los períodos de apoyo y oscilación. Durante la fase media del apoyo y la fase media de la oscilación se observa una actividad muscular mínima, a pesar de que el desplazamiento articular es máximo. Esto demuestra que la principal acción de los músculos es acelerar y decelerar los movimientos de la pierna⁷.
4. La aceleración se lleva a cabo al final del apoyo (durante la fase terminal del apoyo y el prebalanceo) y al inicio de la oscilación (fase inicial). La deceleración se produce al final de la oscilación y en el inicio del apoyo. Los períodos intermedios (fases medias del apoyo y la oscilación) son períodos de transición.
5. Durante los períodos de aceleración se genera energía (trabajo positivo). La musculatura del tobillo y la cadera genera la mayor parte de la energía necesaria durante la marcha, principalmente al final del apoyo y al inicio de la oscilación.
6. La absorción de energía (trabajo negativo) se lleva a cabo, sobre todo, a nivel de la rodilla.
7. La actividad de los músculos distales es mayor que la de los músculos proximales.

8. La actividad electromiográfica del lado dominante suele predominar sobre la del no dominante⁶.

Bibliografía

1. Winter DA, Yack HJ. EMG profiles during normal human walking: stride to stride and inter-subject variability. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*. 1987;67:402-411.
2. Rose S. The development of gait: toddler to adolescent. *APTA Annual Conference*, 1993.
3. Perri J. *Gait analysis. Normal and pathological function*. Ontario: McGraw Hill, 1992.
4. Ounpuu S, Gage JR, Davis RB. Three-dimensional lower extremity joint kinetics in normal pediatric gait. *Journal of Pediatric Orthopaedics*. 1991;11:341-349.
5. Thorstensson A, Carlsson H, Zomlofer MR, Nilsson J. Lumbar back muscle activity in relation to trunk movements during locomotion in man. *Acta Physiologica Scandinavica*. 1982;116:13-20.
6. Ounpuu S, Winter DA. Bilateral electromyographical analysis of the lower limbs during walking in normal adults. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. 1989;72:429-438.
7. Inman VT, Ralston HJ, Todd F. *Human walking*. Baltimore: Williams & Wilkins, 1981.
8. Winter DA. *The biomechanics and control of human gait*. Waterloo, Ontario: University of Waterloo Press, 1987.
9. Hirsckfeld H, Forssberg H. Phase-dependent modulations of anticipatory postural activity during human locomotion. *Journal of Neurophysiology*. 1991;66(1):12-19.
10. Shiavi R, Zhang LQ, Limbird T, Edmonstone MA. Pattern analysis of EMG linear envelopes exhibited by subjects with un-injured and injured knees during free and fast speed walking. *Journal of Orthopaedics Research*. 1992;10:226-236.
11. Wooten ME, Kadaba MP, Cochran GV. Dynamic electromyography II. Normal patterns during gait. *Journal of Orthopaedic Research*. 1990;8: 259-265.