

La marcha

P. Gras
J. M. Casillas
V. Dulieu
J. P. Didier

La marcha es el modo de locomoción habitual del hombre, el que le permite desplazarse en posición vertical sin cansarse demasiado.

El desarrollo reciente de numerosas técnicas de exploración de la marcha permite visualizar y cuantificar los parámetros espaciotemporales de la marcha, el valor de los apoyos y de los parámetros angulares, así como la secuencia de funcionamiento de los grupos musculares. Son técnicas nuevas que permiten una aproximación objetiva y cuantificable de la marcha, pero que a pesar de su atractivo, no sustituyen un examen atento, que es la base de la evaluación clínica de la marcha y de las cojeras.

Ciclo de la marcha

Litré define el paso como «la distancia existente de talón a talón, que separa dos apoyos del mismo pie», lo que en la práctica corresponde al intervalo que separa dos apoyos sucesivos de los talones. El semipaso o zancada es el intervalo que separa el contacto entre el talón de un pie y el del otro pie.

El ciclo de la marcha se define como el intervalo de tiempo que separa las sucesivas apariciones de uno de los acontecimientos repetitivos de la locomoción. Aunque se puede elegir cualquiera de los acontecimientos para definir el ciclo de la marcha, se suele usar el apoyo del talón del pie derecho como referencia. El ciclo sigue hasta que vuelve a apoyarse el pie derecho. La marcha está constituida por una sucesión de apoyos dobles y de apoyos unilaterales, permaneciendo siempre el cuerpo en contacto con el suelo mediante al menos un apoyo unilateral. El ciclo de la marcha puede describirse como la sucesión de dos fases principales que se dan en la extremidad inferior derecha: la fase de apoyo y la fase oscilante.

Cronología del ciclo de la marcha

La figura 1 muestra la sucesión temporal de los distintos apoyos de cada pie durante el ciclo de la marcha según Inman et al [22]. El contacto del talón derecho con el suelo se produce cuando el pie izquierdo aún sigue en contacto con el suelo y corresponde al primer doble apoyo. Durante la fase de balanceo del pie izquierdo, el pie derecho es el único que está en contacto con el suelo, lo que conduce a una fase de apoyo unilateral derecho que termina a su vez con el contacto del talón izquierdo. En seguida se produce

el segundo doble apoyo que termina con el despegue de los dedos del pie derecho. El apoyo unilateral izquierdo corresponde a la fase de balanceo del pie derecho y el ciclo se termina con un nuevo apoyo del talón derecho. Así, en cada ciclo de la marcha pueden distinguirse dos períodos de doble apoyo y dos períodos de apoyo unilateral. La fase de apoyo abarca aproximadamente el 60 % del ciclo, la fase de balanceo el 40 % y las fases de doble apoyo, aproximadamente el 10 % cada una. Los anteriores parámetros varían con la velocidad de la marcha, de forma que la fase de balanceo se vuelve proporcionalmente más larga mientras que la duración de la fase de apoyo y de apoyos dobles se acorta [28]. La desaparición de los dobles apoyos marca la transición entre la marcha y la carrera. Entre los sucesivos apoyos durante la carrera, existe un período durante el cual el cuerpo no está en contacto con el suelo.

Métodos de análisis del ciclo de la marcha

Las distintas fases y los distintos acontecimientos del ciclo de la marcha pueden analizarse por medio de varios métodos.

El cronometraje del paso, realizado con métodos manuales o automáticos, en particular mediante la utilización de células fotoeléctricas, permite obtener con relativa facilidad la velocidad de la marcha y su cadencia.

Los contactos plantares son dispositivos que se introducen en las suelas del paciente para registrar las tomas y las pérdidas de contacto del pie con el suelo. La calidad de los datos recogidos varía en función del grado de sofisticación de estos dispositivos que pueden ser rudimentarios y funcionar como simples interruptores, o más perfeccionados, comparables a los indicadores de esfuerzo. Los contactos plantares permiten definir de forma precisa y frecuentemente reproducible los distintos parámetros espaciotemporales del ciclo. Son métodos que requieren la utilización de materiales sólidos, capaces de soportar fuertes presiones de los pies sin merma de la calidad de los datos recogidos. Las distintas consistencias de las suelas que se utilicen también pueden modificar los resultados. Además de estas fuentes de error, que pueden controlarse mediante una correcta

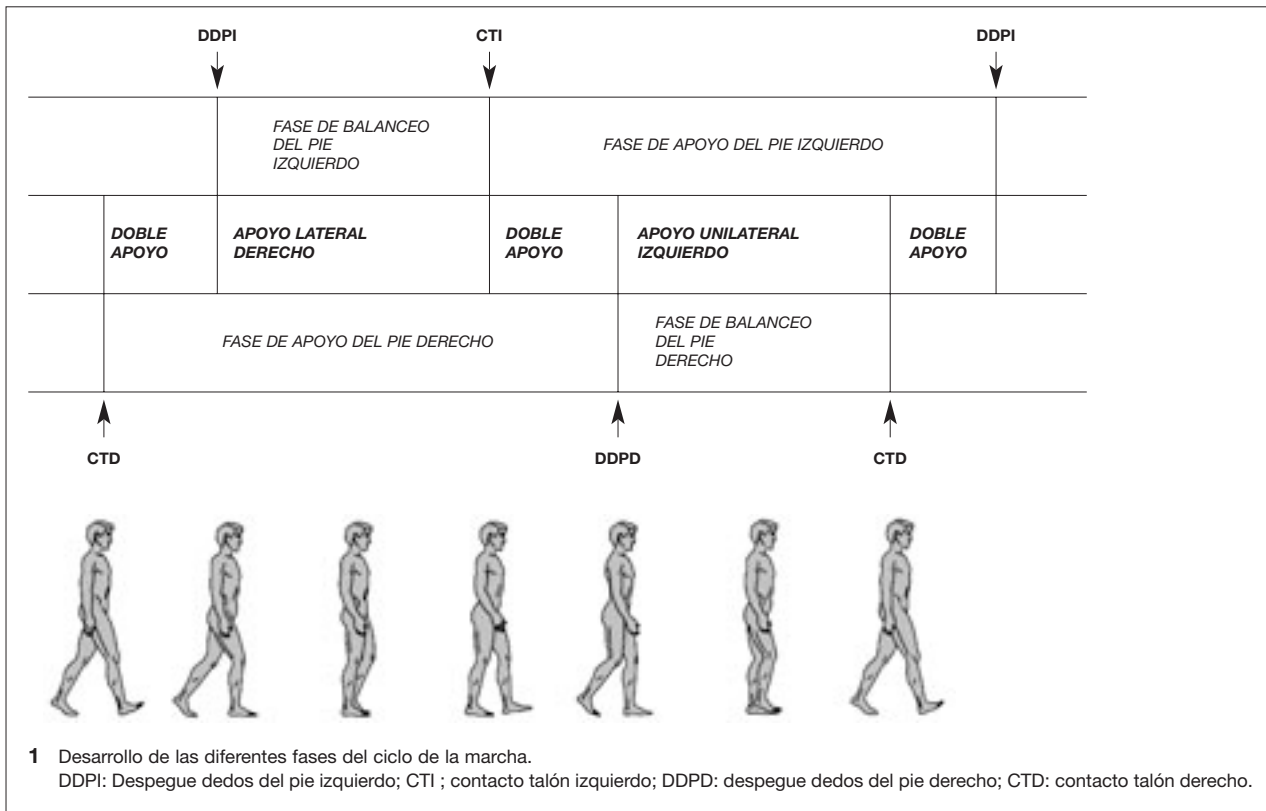
Pierre GRAS: Praticien hospitalier.

Jean-Marc CASILLAS: Professeur des Universités, praticien hospitalier.

Véronique DULIEU: Assistante chef de clinique.

Jean-Pierre DIDIER: Professeur des Universités, praticien hospitalier.

Centre de convalescence et de rééducation, 23, rue Gaffarel, 21034 Dijon cedex.



calibración, el mayor inconveniente es el carácter poco flexible de la unión entre los contactos plantares y el sistema de análisis.

Las pistas conductoras aplican el mismo principio, deduciendo los distintos parámetros espaciotemporales de las variaciones de tensión entre los distintos contactos del pie con la pista.

El locómetro de Bessou se sitúa claramente en una perspectiva de evaluación clínica debido a la relativa sencillez del dispositivo que utiliza [5]. Se atan los pies del paciente a un potenciómetro con un cable inextensible. Un sistema de poleas permite minimizar el error debido a la energía potencial producida por la inercia de los pesos. Los datos indican las variaciones de tensión expresadas por el potenciómetro en función de los desplazamientos del pie. Los datos se recogen y se analizan en un soporte informático. Este sistema permite recoger y analizar la mayoría de los parámetros espaciotemporales de la marcha normal o patológica. Su mayor ventaja es su sencillez que lo convierte en un método rápido de evaluación clínica.

Parámetros de la zancada

La zancada se caracteriza por parámetros espaciales y temporales.

Parámetros temporales

En un ciclo que comienza con el contacto del talón derecho (CTD), Koopman [24] describe cuatro parámetros temporales: el período del ciclo de la marcha o duración T, la duración de la zancada derecha y la duración de cada apoyo doble. Se trata de parámetros normalizados con relación a T:

$$\text{tiempo AI} = \text{tiempo CTI} - \text{tiempo CTD} / T = 1 - \text{tiempo AD}$$

$$\text{tiempo DAI} = \text{tiempo DDPD} - \text{tiempo CTI} / T$$

$$\text{tiempo DAD} = \text{tiempo DDPI} - \text{tiempo CTD} / T = \text{tiempo DDPI} / T$$

AI: apoyo izquierdo; AD: apoyo derecho; CTD: contacto talón derecho; CTI: contacto talón izquierdo; DAI: doble apoyo izquierdo; DAD: doble apoyo derecho; DDPD despegue

de los dedos del pie derecho; DDPI: despegue dedos del pie izquierdo.

Parámetros espaciales (fig. 2)

La amplitud del paso (A) es la progresión hacia delante en el transcurso de un paso. La amplitud de cada apoyo se normaliza con relación a A:

$$\text{Amplitud API} = A \text{ CTI} - A \text{ CTD} / A = 1 - A \text{ APD}$$

APD: apoyo pie derecho; API: apoyo pie izquierdo.

El ángulo de paso es el ángulo formado por el eje longitudinal del pie y la trayectoria de marcha cuyo valor se estima en promedio en 15°.

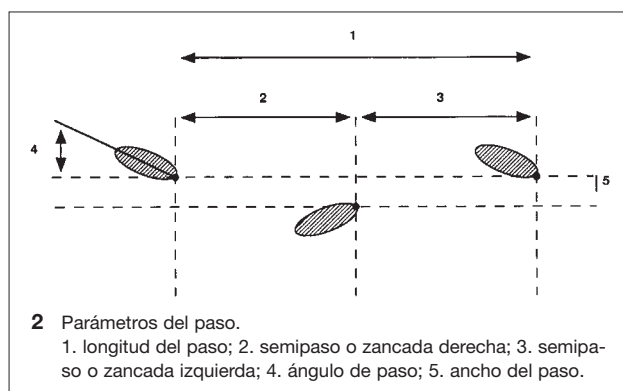
Parámetros espaciotemporales

Cuando la marcha es simétrica, los períodos y las amplitudes de cada apoyo son iguales a 0,5. La cadencia del paso o frecuencia de la zancada es el número de pasos que se dan durante determinado período de tiempo, generalmente un minuto.

La longitud de la zancada (L) es la distancia lateral entre los puntos medios de los pies en el momento del contacto del talón, en dos zancadas sucesivas.

La velocidad media de avance y la relación de zancada son otros dos parámetros útiles que se derivan del período y de la amplitud.

La velocidad media de avance es el producto de la longitud media del paso por la cadencia. La relación de zancada es el producto de la amplitud del paso y del período del ciclo de la marcha. Resulta interesante introducir el concepto de relación de zancada porque es un parámetro que permanece constante en una amplia muestra de velocidades de marcha y en muchos individuos. En la marcha normal, los valores de r se escalonan de 0,39 a 0,44 ms en los hombres y 0,40 ms en las mujeres [22,41]. Para que r sea constante, A y T se determinan únicamente por la velocidad de avance: cuando la relación de zancada es constante, los demás parámetros sólo varían en función de la velocidad que determina sus valores.



Adaptación

La capacidad de adaptación de la función locomotora y su estabilidad se han estudiado en trabajos en los que se modificaba la frecuencia, la amplitud del paso o ambas a la vez. La locomoción en situación normal es la resultante de una combinación de duraciones y amplitudes del ciclo de la marcha en el transcurso de sus distintas fases. En las frecuencias normal y elevada de la marcha, la fase de apoyo aumenta básicamente debido a la prolongación de la fase de apoyo monopodal, mientras que la fase de doble apoyo permanece estable. Cuando la frecuencia de la marcha es baja, la fase de apoyo monopodal es constante y la fase de doble apoyo disminuye.

Maruyama y Nagasaki [27, 29] han estudiado la modulación de los parámetros espaciotemporales para evaluar la estabilidad del comportamiento locomotor y concluyen que la variabilidad depende básicamente de la velocidad del movimiento. Cuando se fija la cadencia de la marcha, el individuo adapta la longitud de sus zancadas, pero la adaptación deja de ser posible cuando la cadencia alcanza más de 120 zancadas por minuto.

Asimetría entre las dos extremidades inferiores

Durante mucho tiempo, se ha considerado que la marcha del individuo normal era simétrica. No obstante, algunos trabajos ponen de manifiesto la existencia de una asimetría entre los parámetros espaciotemporales de cada una de las extremidades inferiores [38]. El estudio de las fuerzas de reacción al suelo muestra una asimetría, y Viel et al [38] han propuesto la noción de «pie amortiguador» y «pie propulsor».

Descripción morfológica de la marcha

Este capítulo se basa fundamentalmente en los trabajos de Ducroquet et al [16] y de Piera y Grossiord [18, 34]. Se utilizará la terminología clásica en lo que se refiere a la sucesión de apoyos unilaterales y de apoyos dobles. Se tratará primero el movimiento de las extremidades inferiores y luego el de las superiores.

Movimientos de las extremidades inferiores

Fase de apoyo

Comienza con el ataque del talón y se desarrolla en dos tiempos: un primer tiempo de apoyo doble que es un tiempo de recepción (del 0 a 12 % del ciclo), y un segundo tiempo de apoyo unilateral (del 12 al 40 % del ciclo).

Primer tiempo de doble apoyo

El primer tiempo de doble apoyo se desarrolla de la siguiente forma: un tiempo instantáneo (ataque del talón) correspondiente al tiempo 0 del ciclo de la marcha y a continuación dos tiempos sucesivos (descenso del pie derecho en el suelo seguido de la verticalización de la pierna).

• Ataque del talón (fig. 3)

El talón de la extremidad que pasa de delante hacia atrás inicia el paso, recibe todo el peso del cuerpo y cumple la función de absorber y amortiguar la energía cinética. Según Ducroquet et al [16], la extremidad inferior derecha efectúa «un apoyo anterior de recepción y frenado». El talón está en contacto con el suelo. El pie forma un ángulo recto con la pierna, describiendo con el suelo un ángulo de 30° aproximadamente. La rodilla está casi totalmente extendida. El muslo está flexionado a 30° con respecto a la vertical. La pelvis está oblicua; la hemipelvis derecha se encuentra adelantada con respecto a la hemipelvis izquierda.

Según Ducroquet, la extremidad inferior izquierda efectúa «un apoyo posterior de impulso». El talón está despegado del suelo y el pie sólo se apoya en el suelo por su parte delantera, formando con la pierna un ángulo de alrededor de 75°. La rodilla está ligeramente flexionada, la cadera extendida a aproximadamente 15°. La hemipelvis izquierda queda por detrás de la hemipelvis derecha.

• Descenso del pie derecho sobre el suelo (fig. 4)

El pie derecho vuelve sobre el suelo primero rápidamente y luego más lentamente; la colocación del pie en el plano horizontal es anterior a la verticalización de la pierna: la colocación del pie en el plano horizontal se culmina mientras que el segmento tibial aún describe un ángulo de 10° con la vertical. El ángulo entre el pie y la pierna pasa de 90 a 105° aproximadamente. La rodilla se flexiona ligeramente debido al peso del cuerpo. La flexión de la cadera disminuye debido al avance de la pelvis.

El pie izquierdo pasa de la posición de flexión dorsal a la posición de ángulo recto. La rodilla permanece flexionada y la cadera extendida.

• Verticalización de la pierna derecha (fig. 5)

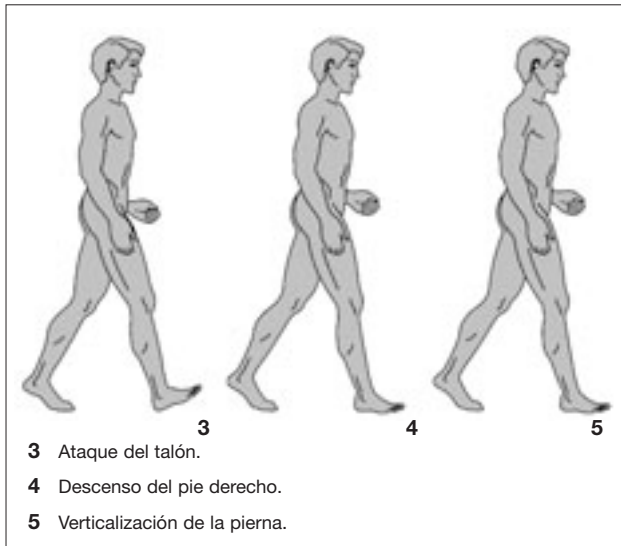
La pierna derecha alcanza progresivamente la posición vertical y vuelve a formar un ángulo de 90° con el suelo. La flexión de la rodilla y la cadera disminuyen.

La extremidad inferior izquierda finaliza el apoyo posterior de impulso. El pie se apoya en el suelo sólo por la cabeza de los metatarsianos y por los dedos. La flexión plantar es de alrededor de 15°, formando un ángulo de 105° entre el pie y la pierna. La rodilla se flexiona progresivamente hasta alcanzar una flexión de 40° al finalizar el doble apoyo. La extensión de la cadera disminuye progresivamente, pero el muslo aún no alcanza la vertical al finalizar el doble apoyo. La punta del pie izquierdo se despegas del suelo y finaliza la fase de doble apoyo.

El mecanismo amortiguador del choque del talón se compone, por una parte, del descenso completo rápido de la parte delantera del pie frenado por los músculos de la región anterior de la pierna (equivalente a una flexión plantar de amplitud reducida pero ejecutada a gran velocidad), y por la otra, de la flexión inicial y luego de la extensión de la rodilla que termina en el enderezamiento de la pierna.

Primer apoyo unilateral

Se trata de un tiempo de apoyo en la extremidad inferior derecha y de un tiempo de oscilación de la extremidad inferior izquierda. En esta fase, la masa corporal se mantiene en



equilibrio en los tres planos espaciales. Sólo representa un 35 % de la duración del ciclo de la marcha.

La extremidad inferior derecha cumple con una triple función: sostener el peso del cuerpo, mantener el equilibrio en los tres planos espaciales y progresar. Al principio está inclinada hacia abajo y hacia delante, luego se pone vertical y después se inclina hacia abajo y hacia atrás. La extremidad inferior izquierda realiza un movimiento oscilante, inicialmente posterior e inclinado hacia atrás, y luego anterior e inclinado hacia delante.

Pueden describirse cuatro etapas: antes de alcanzar la vertical, después de alcanzar la vertical, un momento que coincide con la vertical y finalmente el despegue del pie de apoyo, etapa que corresponde al final del primer apoyo unilateral.

- Antes de alcanzar la vertical (fig. 6)

El pie derecho se encuentra extendido sobre el suelo. La pierna derecha, que inicialmente estaba vertical al final del doble apoyo, comienza a inclinarse hacia arriba y hacia delante cerrando el ángulo entre el pie y la pierna. La rodilla derecha se endereza progresivamente. La flexión de la cadera también disminuye aunque sin alcanzar la rectitud.

Al principio, la extremidad inferior derecha queda relegada y efectúa lo que se llama el semipaso posterior. Para no tropezar con el suelo, necesita acortarse mediante una triple flexión que afecta al pie, a la rodilla y a la cadera. Justo después de su despegue, el pie se coloca en ángulo recto respecto de la pierna y luego en muy ligera flexión dorsal, al tiempo que se produce la extensión de los dedos de los pies. La rodilla se flexiona de manera progresiva hasta alcanzar una flexión máxima de 70°, que es inmediatamente anterior a su paso por la vertical. La cadera derecha también se flexiona.

- Momento coincidente con la vertical (fig. 7)

Se trata del instante en el que la vertical del centro de gravedad cruza la articulación tibiotarsiana de la extremidad que soporta el peso del cuerpo. La extremidad oscilante pasa a ser anterior y cruza la extremidad que soporta el peso del cuerpo.

El pie derecho está extendido en el suelo y la pierna inclinada hacia arriba y hacia adelante, formando un ángulo de 85° con el pie. Tanto la rodilla como la cadera se mantienen ligeramente flexionadas.

La extremidad inferior izquierda está en posición de acortamiento. El pie presenta una flexión dorsal muy leve. La flexión de la rodilla derecha disminuye hasta aproximadamente 60° con relación a la etapa anterior. En ese punto, la

posición de la pelvis es completamente transversal y la cadera se flexiona alrededor de 35°.

- Después de alcanzar la vertical (fig. 8)

El pie derecho está extendido en el suelo. La pierna se inclina progresivamente hacia delante. Al mantenerse fijo el tobillo, la extremidad inferior derecha se desplaza de atrás hacia delante con relación a éste. El ángulo entre el pie y la pierna disminuye hasta 75° con 15° de flexión dorsal. La rodilla alcanza la extensión completa que durará hasta el despegue del talón. La cadera presenta una extensión de 15°. La hemipelvis izquierda se coloca en posición anterior con respecto a la hemipelvis derecha.

- Despegue del talón del pie que soporta el peso (fig. 9).

Este período se caracteriza por el despegue del talón de la extremidad que soporta el peso.

El pie derecho, debido al avance del conjunto de la extremidad inferior, presenta una ligera flexión dorsal y el talón se despegue progresivamente del suelo. La pierna se inclina hacia arriba y hacia delante. La rodilla se flexiona para permitir el avance del tronco sin que esto lleve consigo la flexión de la cadera que mantiene una extensión de 15°.

El pie izquierdo queda en ángulo recto con la pierna y va a tomar contacto con el suelo en posición ligeramente supina. Los dedos del pie se mantienen inicialmente extendidos y a continuación vuelven a la posición normal. La rodilla se mantiene casi totalmente extendida hasta que el pie toma contacto con el suelo. La flexión de la cadera aumenta ligeramente hasta alcanzar los 30 ó 35°.

Fase oscilante

Consiste en una fase de impulso con doble apoyo posterior, que coincide con el segundo doble apoyo que ocupa el período medio del ciclo, empezando a partir del 40 % del ciclo de la marcha y acabando en el 75 %, seguida por la fase oscilante propiamente dicha que empieza en el 75 % del ciclo y que lo termina.

Segundo doble apoyo o apoyo posterior de impulso (fig. 10)

El segundo doble apoyo es semejante al primero; ahora, la extremidad inferior derecha es la que se encuentra en posición posterior y la que va a realizar un apoyo posterior de impulso.

La articulación tibiotarsiana derecha experimenta una lenta extensión que conduce a una flexión plantar de 15°. La rodilla derecha permanece ligeramente flexionada de modo que la pierna esté inclinada hacia arriba y hacia delante para dedicar toda la energía al avance del cuerpo y no a su elevación. La cadera está extendida.

La extremidad inferior izquierda realiza un apoyo de recepción y frenado idéntico al descrito para la extremidad inferior derecha.

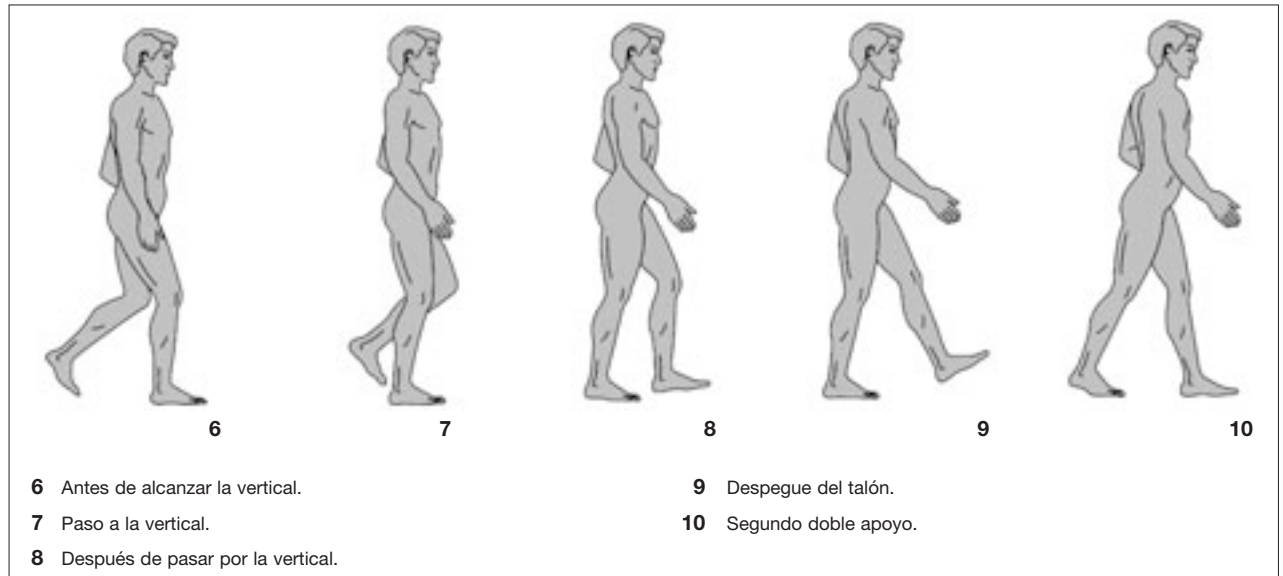
Segundo apoyo unilateral

Se trata de la fase oscilante propiamente dicha. La extremidad inferior derecha realiza una oscilación y pasa de una posición posterior a una posición anterior, realizando las distintas etapas anteriormente descritas.

Ahora, la extremidad inferior que soporta el peso es la izquierda, que repite las mismas etapas que la extremidad inferior derecha.

Movimientos del pie

La bóveda plantar tiene una arquitectura que le permite desempeñar simultáneamente las funciones de amortiguación y de propulsión. Comprende tres arcos, interno, externo y anterior, que corresponden a la línea de las articulaciones metatarsofalángicas, y tres puntos de apoyo consti-



tuidos por la cabeza del primer metatarso, la cabeza del quinto metatarso y la cabeza de la tuberosidad calcánea posterior. Rabischong distingue, dentro de la bóveda plantar, dos sistemas triangulares: el triángulo posterior de apoyo encargado de la estabilidad del segmento tibial y el triángulo anterior encargado de la propulsión.

La cúspide del triángulo posterior de apoyo se sitúa en la extremidad posterior del calcáneo y en la base de la línea de las cabezas metatarsianas. El sistema también abarca la articulación tibiotarsiana y el complejo subastragalino y mediotarsiano. La estructura de la articulación tibiotarsiana permite un juego lateral que facilita leves movimientos de diastasis inducidos por los movimientos de torsión. La estabilización lateral del pie queda asegurada por los movimientos de inversión y eversión permitidos por el complejo subastragalino y mediotarsiano.

Durante el despegue del talón, el triángulo anterior está compuesto por una base, formada por las cabezas metatarsianas y por un vértice anterior. La línea de las articulaciones metatarsofalángicas cumple una función de bisagra alrededor del eje sobre el que gira el conjunto del pie.

Las deformaciones de la bóveda plantar durante el ciclo de la marcha se deben a su función amortiguadora:

— después del ataque del talón, la bóveda plantar se aplana al pasar el centro de gravedad del cuerpo por la vertical, mientras que el tobillo realiza una flexión dorsal. También se alarga ligeramente, primero debido al avance del apoyo anterior y luego al retroceso del apoyo posterior. La bóveda se alarga al máximo cuando la pierna pasa por la vertical del pie;

— después del despegue del talón, la bóveda plantar gira en torno a la línea de las articulaciones metatarsofalángicas. En esta fase, existe un desplazamiento lateral de la parte delantera del pie y un aplastamiento del arco anterior. Después, en la fase de oscilación, la bóveda plantar recupera rápidamente su forma. La integridad de las articulaciones metatarsofalángicas es imprescindible para garantizar un impulso motor, de forma que una pérdida de flexibilidad de éstas acarrea una reducción del impulso y de la longitud del paso.

La estabilidad del conjunto está dada por la unión de los músculos y ligamentos del pie que le permiten cumplir con su función de bóveda robusta. Los músculos que sustentan el arco interno son principalmente: el tibial posterior, los

músculos plantares externos y el peroneo lateral largo. Los peroneos laterales y los músculos plantares exteriores sujetan el arco externo. La estabilidad del arco anterior queda asegurada por el peroneo lateral largo y el músculo abductor propio del dedo gordo del pie. La aponeurosis plantar actúa como un tensor evitando la separación de los pilares anteriores y posteriores.

El estudio dinámico de las huellas plantares permite describir con exactitud la evolución del pie en el suelo: el primer contacto con el suelo se realiza con el borde externo del talón (apoyo talígrado). El descenso rápido de la parte delantera del pie hace aparecer la huella metatarsiana y seguidamente, la huella de las yemas de los dedos de los pies.

El apoyo total del pie conlleva la aparición de un apoyo debajo del borde exterior del pie (apoyo plantígrado). La presión máxima se traslada rápidamente hacia la parte delantera del pie. La elevación del talón hace desaparecer la huella de éste y la huella de la banda exterior, que se va borrando de atrás hacia delante. El apoyo se vuelve digitígrado, quedando las cinco cabezas metatarsianas situadas en una misma línea horizontal. El segundo y el tercer metatarsiano permanecen fijos mientras que el primero y el quinto se encargan de adaptar la parte delantera del pie al suelo. A continuación va desapareciendo el apoyo anterior, desde el borde exterior hacia el borde interior. El último apoyo se realiza debajo de la cabeza del primer metatarsiano y del dedo gordo del pie.

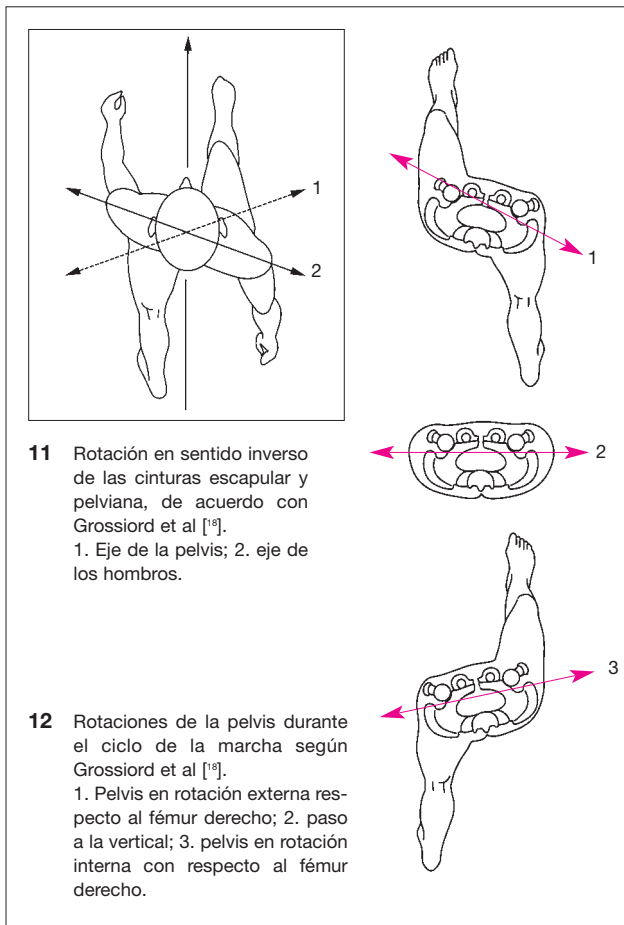
Así, el pie se desplaza por el suelo de atrás hacia adelante y además su parte delantera se desplaza de afuera hacia dentro.

Movimientos del tronco (fig. 11-12)

Los movimientos del tronco durante la marcha son principalmente movimientos de torsión y de inclinación, pero también de oscilación.

Movimientos de torsión

Durante el ciclo de la marcha, las cinturas pélvica y escapular describen movimientos opuestos de rotación: el eje de los hombros se mueve en sentido opuesto al eje de la pelvis. La hemipelvis permanece unida al miembro correspondiente. Mientras la pierna derecha está extendida, la hemipelvis derecha queda por delante de la hemipelvis izquier-



da. En ese momento, el hombro derecho queda por detrás del hombro izquierdo. Al alcanzar la vertical, los ejes de la pelvis y de los hombros son paralelos.

La rotación de las vértebras es de aproximadamente 5° como máximo a la altura de la primera vértebra dorsal y de 8° del lado opuesto a la altura de la quinta vértebra lumbar. El punto de transición en el que se anulan las rotaciones se encuentra aproximadamente en la séptima vértebra dorsal. A cada paso, la pelvis gira alrededor de la cabeza femoral que soporta el peso elevando el pie que estaba en contacto con el suelo. Este fenómeno es lo que Ducroquet [12] denomina «paso pelviano».

Movimientos de inclinación

Las cinturas se inclinan en sentido opuesto: la pelvis se baja del lado que no soporta el peso mientras que el tronco se levanta del lado donde la pelvis se inclina hacia abajo. Todo el tronco se eleva y se inclina dos veces durante el ciclo con una amplitud total de aproximadamente 50 mm. El punto más bajo se sitúa durante el doble apoyo y el más alto, en la mitad de la fase de apoyo y en la mitad de la fase de oscilación. Marey describe igualmente una inclinación característica del tronco hacia delante durante la marcha, de alrededor de 5° en velocidades normales de desplazamiento.

Movimientos de oscilación

El tronco realiza además un movimiento de oscilación en el plano frontal: el cuerpo se desvía lateralmente sobre la extremidad de apoyo. La amplitud de este movimiento de oscilación es de aproximadamente 50 mm.

Movimientos de los miembros superiores

Los miembros superiores se balancean de forma sincrónica con los miembros inferiores pero en fases opuestas. Murray

et al [28] evalúan la rotación media del hombro en 7° y la rotación de la pelvis en 12° durante la marcha espontánea del hombre adulto.

Movimientos musculares durante el ciclo de la marcha

Métodos de estudio

Para analizar los movimientos musculares durante el ciclo de la marcha se utiliza actualmente la electromiografía (EMG), que es la técnica que mejor da cuenta del control neuronal del músculo esquelético y permite llevar a cabo un estudio cualitativo de las secuencias de contracción muscular.

Mediante el registro de la electromiografía se puede definir la secuencia de funcionamiento de los músculos y la duración de la contracción durante las diferentes fases del ciclo de la marcha.

Es imprescindible relacionar los datos EMG con los parámetros espaciotemporales y cinemáticos de la marcha para poder determinar el carácter excéntrico, concéntrico e isocinético de la contracción muscular. El registro de la EMG requiere la utilización de electrodos de superficie, lo que limita las posibilidades al análisis de los músculos superficiales. Aunque la implantación de electrodos profundos sea indolora y se tolere bien, resulta difícil utilizar esta técnica de forma sistemática.

El análisis de la EMG requiere un acondicionamiento de la señal inicial mediante el filtrado y la amplificación de ésta. Arsenault et al [1] consideran que el registro de tres ciclos de marcha es suficiente para caracterizar la fase de un músculo, pero para apreciar la variabilidad o la influencia de la lateralidad es necesario analizar más de veinte ciclos.

Las nuevas técnicas de promediación de ciclos, de normalización temporal y de normalización en amplitud permiten reducir la variabilidad tanto entre ciclos como entre individuos sin alterar las fases funcionales.

Extremidades inferiores

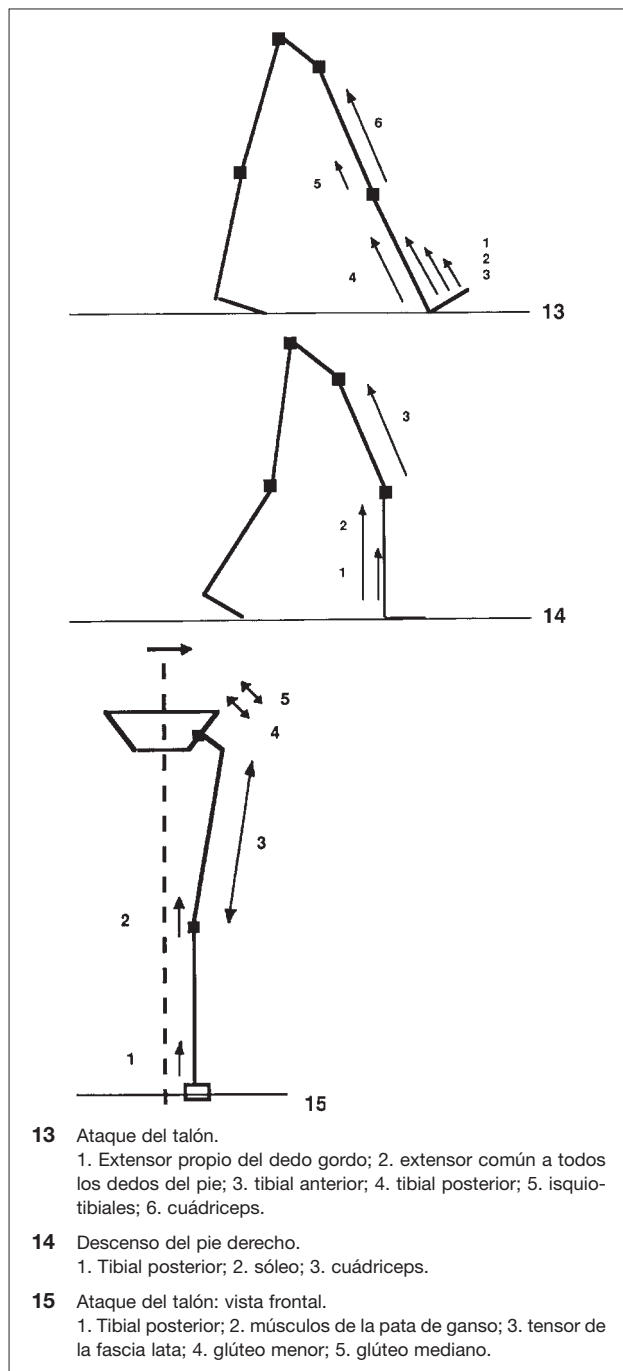
Movimientos musculares durante el primer doble apoyo (figs. 13, 14 y 15)

Esta fase abarca del 0 al 15 % del ciclo de la marcha y comprende el ataque del talón, el descenso del pie y la verticalización de la pierna. La extremidad inferior está completamente estirada y la pelvis en aducción horizontal del lado del ataque del talón con respecto a la extremidad que soporta el peso. La rodilla está completamente extendida o casi y el tobillo en una posición neutra. El objetivo de estas distintas posiciones articulares es dar a la extremidad inferior su máxima longitud. En esta fase, los músculos más activos son, por orden de importancia: los vastos del cuádriceps que evitan la flexión de la rodilla, los músculos de la región anterior de las piernas (sobre todo el tibial anterior), que frenan el descenso del pie sobre el suelo, y el glúteo mediano, así como el tensor de la fascia lata que se encarga de mantener la estabilidad lateral de la pelvis.

Músculos que actúan sobre el tobillo

• Músculos de la región anterior

Los músculos de la región anterior de la pierna, el extensor propio del dedo gordo del pie, el extensor común de los dedos de los pies y sobre todo el tibial anterior, permiten, mediante una contracción dinámica isotónica y excéntrica, la amortiguación y la disipación de la energía almacenada durante la fase anterior. Su acción frena el descenso completo del pie sobre el suelo. El tibial anterior está activo en



dos momentos del ciclo de la marcha: levanta el pie al comienzo de la fase oscilante y vuelve a contraerse al final de ésta, continuándose hasta el 7 % del ciclo siguiente. La función de la segunda contracción es doble: mantener el pie flexionado a 90° con respecto a la pierna al final del ciclo (del 80 al 100 %) y frenar el descenso del pie (del 0 al 7 % del ciclo siguiente). El tibial anterior participa con el cuádriceps en la disipación de la energía, permitida por la posición flexionada de las tres articulaciones de las extremidades inferiores.

• Músculos de la región interna

El tibial posterior proporciona una estabilidad lateral del pie desde que el talón toma contacto con el suelo. Al tomar el pie contacto con el suelo en apoyo monopodal, el eje del segmento tibial forma un ángulo de aproximadamente 10° con el eje vertical (con la vertical del astrágalo). Este ángulo

lo podría favorecer, a falta de estabilización lateral, una caída lateral del conjunto del cuerpo inducida por la posición inestable de la tibia. Por tanto, el tibial posterior realiza una contracción dinámica, isotónica y excéntrica destinada a volver a traer el peso del cuerpo sobre el borde externo del pie. Desempeña el papel de un ligamento lateral activo del tobillo.

• Músculos de la región posterior

El sóleo y los flexores de los dedos del pie comienzan a actuar cuando finaliza la primera fase de doble apoyo y ejercen una doble actividad: frenan el desplazamiento hacia delante del segmento tibial con relación al tobillo e inician la estabilización de la rodilla extendida.

Músculos que actúan sobre la rodilla

La mayoría de los músculos de esta región son biarticulares y actúan al mismo tiempo sobre la cadera y la rodilla. Los extensores de la rodilla se componen de los músculos vasto interno, crural, vasto externo y recto anterior, de los cuales sólo este último es biarticular. Los flexores de la rodilla están constituidos por los músculos semitendinoso, semimembranoso, y por las porciones corta y larga del bíceps crural. De éstos, únicamente la porción corta del bíceps crural es monoarticular. Existe un equilibrio anatómico opuesto entre los flexores y los extensores de la rodilla, que son los de mayor potencia.

• Músculos de la región anterior

La contracción del cuádriceps al producirse el contacto del talón con el suelo evita la flexión de la rodilla puesto que, durante la fase anterior, ésta nunca se bloquea en posición de extensión completa. En ausencia de contracción del cuádriceps, los 10° de flexión que persisten al producirse el ataque del talón podrían comprometer la estabilidad de la articulación. Durante el ataque del talón, el vasto interno, el vasto externo y el músculo crural son más activos y, sobre todo, permanecen activos durante más tiempo que el recto anterior. Existe una diferencia importante entre la contracción de los músculos extensores monoarticulares y la contracción del recto anterior monoarticular. El vasto externo, el vasto interno y el crural efectúan una contracción dinámica, isotónica y concéntrica mientras que la acción del recto anterior se resume en una contracción excéntrica que conduce a una limitación de la flexión de las rodillas determinada por la disposición de las inserciones y de su trayecto. La disminución de la flexión de la cadera en esta fase somete a la rodilla a una tensión, limitando de este modo la flexión de ésta. Desempeña un papel de ceñidor pasivo interviniendo en la estabilidad de la extremidad inferior sin que se pueda hablar de contracción activa.

• Músculos de la región posterior

En esta fase, los músculos de la región posterior interrumpen su actividad de frenado que limita la extensión de la rodilla y permite mantener una leve flexión compatible con el desarrollo de una marcha eficaz. El semitendinoso y el bíceps largo son los únicos que se encuentran activos durante el ataque del talón. La acción del recto interno y de los músculos de la región posterior es sinérgica al producirse el ataque del talón.

• Músculos de la pata de ganso

El sartorio, el recto interno y el semitendinoso se enrollan alrededor de la cara interna de la tibia y desempeñan la función de ligamentos internos activos de la articulación de la rodilla. Todos ellos son biarticulares pero adoptan trayectos diferentes. Durante el ataque del talón, los músculos de la

pata de ganso se oponen a la acentuación del valgus fisiológico de la rodilla, que en teoría podría favorecer el desencajamiento de los cóndilos haciendo que éstos se deslicen sobre los platillos tibiales a cada paso. Los músculos de la pata de ganso son antagonistas del tensor de la fascia lata que también desempeña la función de ligamento activo de la rodilla, encargándose de mantener la posición de valgus fisiológico al ejercer una tracción en la cara externa de la tibia.

Músculos que actúan sobre la cadera

Durante el ataque del talón, la cadera se encuentra en rotación interna relativa con respecto a la extremidad que soporta el peso, y en rotación externa relativa respecto a la extremidad de ataque.

• Glúteo mediano

Su función principal es estabilizar lateralmente la cadera: respecto al trocánter mayor, y mediante su contracción isotónica excéntrica, impide la oscilación de la pelvis hacia el lado opuesto. Su acción en esta fase del ciclo de la marcha reduce el desplazamiento lateral de la pelvis.

• Glúteo menor

La acción rotativa del glúteo menor está invertida debido a la posición de rotación externa relativa de la pelvis y del fémur durante el ataque del talón. La contracción del glúteo menor provoca una rotación de la pelvis que comienza a girar sobre el fémur a partir del ataque del talón, para terminar en una posición neutra en aproximadamente el 35 % del ciclo de la marcha, y en una rotación opuesta en el 60 %. La acción dinámica del glúteo mediano consiste en traer la pelvis hacia una posición de rotación interna con respecto al fémur que soporta el peso, posición que es máxima al final del ciclo de la marcha. Por otra parte, ejerce una acción secundaria de mantenimiento de la estabilidad lateral de la pelvis.

• Tensor de la fascia lata

La principal función de este músculo biarticular es mantener la estabilidad de la pelvis con relación a la tibia. Es un estabilizador de la pelvis y del ligamento lateral externo activo de la rodilla, ejerciendo una acción antagonista respecto a los músculos de la pata de ganso.

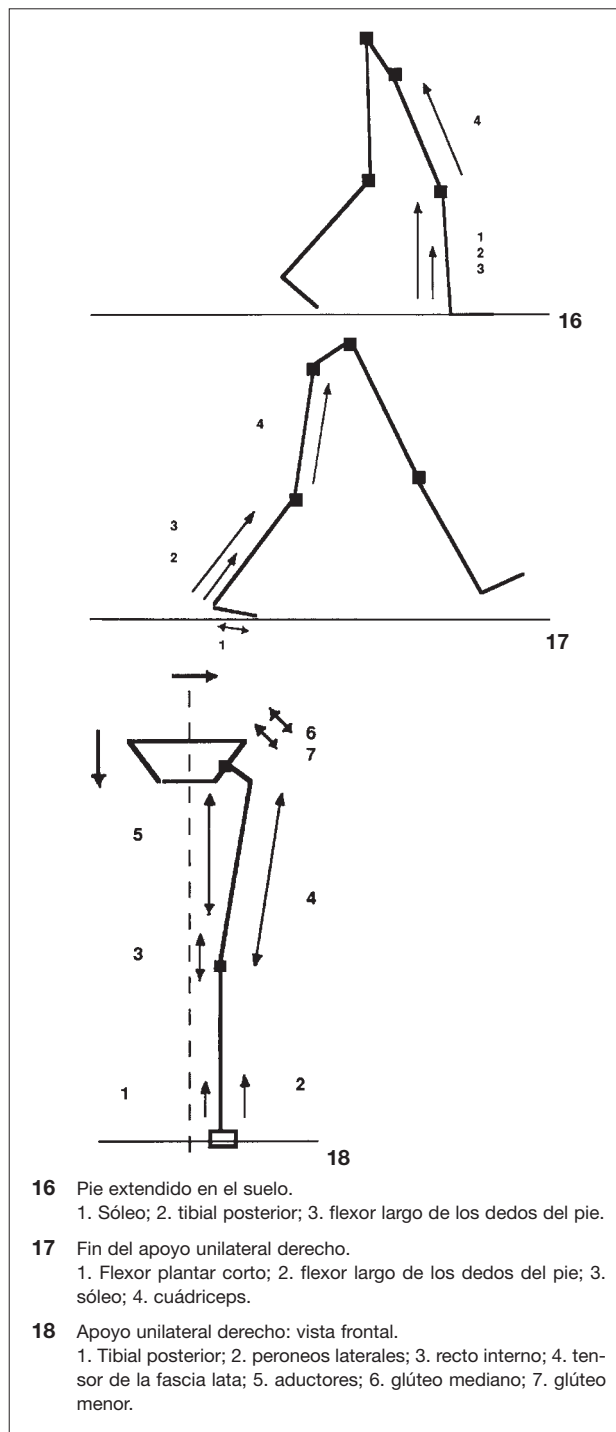
Movimientos musculares durante el primer apoyo unilateral (figs. 16, 17 y 18)

El pie está totalmente en contacto con el suelo, la pelvis se desplaza hacia delante y va a pasar sobre la vertical del pie que soporta el peso, la articulación tibiotarsiana está cerrada y la rodilla ligeramente flexionada. Durante esta fase, todo el pie está en contacto con el suelo. La longitud máxima de la extremidad inferior, que se alcanzó durante la fase anterior supondría ahora una desventaja en cuanto a eficacia de la marcha, lo que explica la flexión parcial de la rodilla, destinada a acortar la longitud de la extremidad inferior que soporta el peso. Esta flexión varía de 15 a 25° en función del individuo y sobre todo de la velocidad a la que éste se desplaza. En esta fase, los músculos que más trabajan son el sóleo, que se encarga de mantener la estabilidad de la rodilla, el tibial posterior y los peroneos, que estabilizan el tobillo, y los glúteos menor y mediano, que a su vez se encargan de mantener la estabilidad lateral de la pelvis, al igual que el tensor de la fascia lata.

Músculos que actúan sobre el tobillo

• Músculos de la región posterior

El sóleo es el elemento más importante asociado a los gemelos de forma inconstante y a los flexores que cumplen un papel idéntico. Cuando el pie está plano en el suelo, el segmento tibial se inclina hacia delante por el efecto del desplazamiento de la pelvis, que provoca asimismo la flexión de la rodilla. El sóleo, cabeza monoarticular del tríceps



sural, frena el desplazamiento del segmento tibial hacia delante realizando una contracción isotónica excéntrica. La acción del sóleo es capital en la estabilización de la rodilla. Su actividad comienza en el 5 % del ciclo y prosigue hasta el 50 %, momento en el que se despegan del suelo los dedos de los pies. Los músculos accesorios de la región posterior, el flexor propio del dedo gordo del pie y el flexor común, combinan sus acciones con la del tríceps sural y no pueden disociarse. Además, mantienen los dedos del pie en contacto con el suelo.

• Músculos de la región interna

El músculo tibial posterior ejerce una acción estabilizadora antivaglus del tobillo, idéntica a la que ya se ha descrito.

• Músculos de la región externa

El comienzo de la traslación lateral de la pelvis se produce aproximadamente en el 30 % del ciclo de la marcha, alcan-

zándose el punto extremo en el 65 % del ciclo de la marcha. El desplazamiento lateral de la pelvis desequilibra ligeramente el segmento tibial y acarrea una contracción excéntrica que frena los peroneos laterales y que comienza por la contracción del peroneo largo seguida de la contracción del peroneo corto.

Músculos que actúan sobre la rodilla

Sólo los músculos de la región anterior se mantienen activos durante esta fase.

• Músculos de la región anterior

Los principales músculos de la región anterior son el vasto externo y el crural. El vasto interno no tiene una participación significativa en la estabilización de la rodilla y su función principal es la estabilización de la rótula. La acción del vasto externo y del crural desaparece hacia el 20 % del ciclo de la marcha, lo que significa que el papel del cuádriceps no es primordial en la estabilización de la rodilla, de lo que básicamente se encarga el sóleo. Una contracción demasiado grande del cuádriceps provocaría una extensión de la rodilla y, por tanto, un alargamiento de la longitud de la extremidad inferior, que sería perjudicial para la eficacia de la marcha debido a un desplazamiento exagerado del centro de gravedad. La actividad del cuádriceps se reinicia en el 55 % del ciclo y afecta entonces al recto anterior y luego al crural.

Músculos que actúan sobre la cadera

Los músculos de la cadera ejercen una acción idéntica a la de la fase anterior, que consiste básicamente en mantener la estabilidad lateral de la pelvis por medio del glúteo mediano y del tensor de la fascia lata y en continuar la rotación de la pelvis sobre el fémur por medio del glúteo menor.

Despegue del talón (figs. 19, 20)

Esta fase del ciclo de la marcha se caracteriza por la intensa actividad desarrollada por los músculos de la región posterior para frenar el desplazamiento hacia delante del segmento tibial que gira alrededor del tobillo. La elevación del tobillo en el momento de despegarse el talón del suelo se ve compensada por la flexión de la rodilla que impide una elevación excesiva del centro de gravedad.

Músculos que actúan sobre el tobillo

Músculos de la región posterior

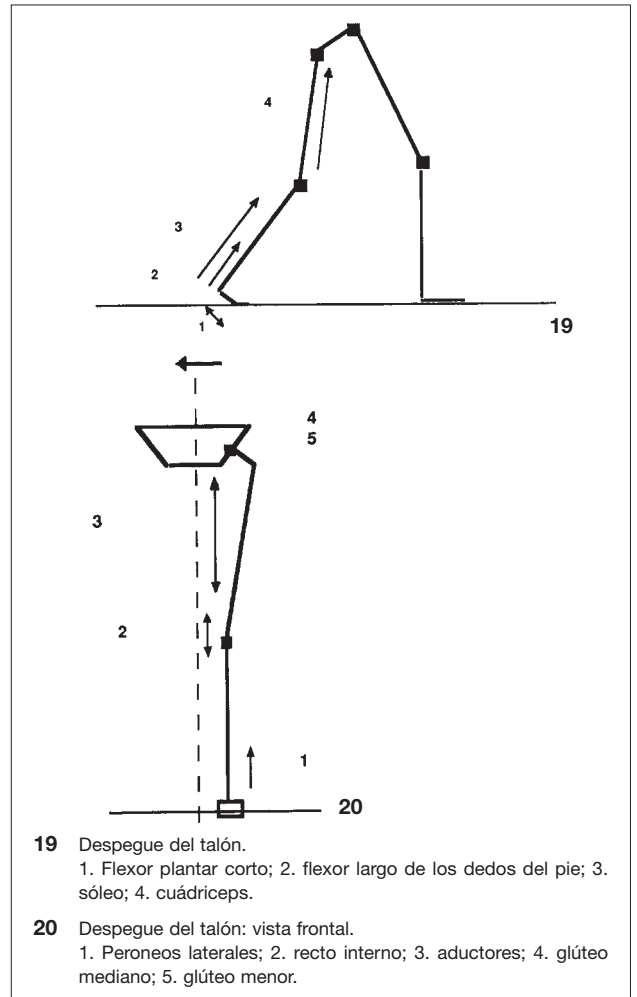
Los trabajos de Campbell et al [8] han permitido definir las distintas funciones desempeñadas por las distintas cabezas del tríceps sural. Los gemelos realizan contracciones independientes en función de las demandas del suelo. El sóleo se divide en segmento interno y externo y su actividad es proporcional al grado de estabilidad del pie, aumentando al mismo tiempo que el desequilibrio. En las condiciones habituales, los músculos gemelos no participan en la actividad y constituyen una reserva de potencia. El sóleo interno es un estabilizador de la pierna con respecto al pie. El sóleo externo ejerce una actividad similar aunque mucho menos intensa.

Músculos de la región interna y externa

El tibial posterior y los peroneos laterales prosiguen su acción estabilizadora ya descrita.

Músculos que actúan sobre la rodilla

Los músculos que actúan sobre la articulación de la rodilla permanecen inactivos durante esta fase y la estabilidad de la pierna descansa esencialmente en los músculos de la región posterior de la pierna.



19 Despegue del talón.
1. Flexor plantar corto; 2. flexor largo de los dedos del pie; 3. sóleo; 4. cuádriceps.

20 Despegue del talón: vista frontal.
1. Peroneos laterales; 2. recto interno; 3. aductores; 4. glúteo mediano; 5. glúteo menor.

Músculos que actúan sobre la cadera

Esta fase se caracteriza por el comienzo de la actividad de los músculos aductores que van a tomar el relevo de los abductores, que ahora permanecerán inactivos.

Músculos de la región externa

Los músculos pelvitrocantéreos ejercen una retroversión de la pelvis y permiten reducir el peso que se ejerce sobre la articulación coxofemoral. De este modo, cumplen con la función de descargar la articulación de la cadera.

Músculos de la región interna

Los músculos aductores (menor y mayor) son estabilizadores laterales de la pelvis, que en ese momento se encuentra desplazada lateralmente para permitir la proyección del centro de gravedad hacia la vertical del talón que soporta el peso. Toman el relevo de los músculos abductores que ahora permanecen inactivos. Los aductores controlan el desplazamiento lateral de la pelvis a partir del punto fijo constituido por el fémur.

Músculos de la región anterior

El músculo iliaco entra en acción para limitar la tendencia de la cadera a extenderse. La extensión relativa de la pelvis con respecto al fémur permite disponer de toda la longitud de la extremidad inferior. El psoas no desempeña directamente un papel dinámico en la marcha y sólo participa en el mantenimiento del equilibrio estático.

Despegue de los dedos del pie (figs. 21,22)

Esta etapa se produce durante una fase de doble apoyo. Se caracteriza por una flexión rápida y marcada de la rodilla contraída, con ausencia de actividad de los flexores de la rodilla. La actividad de los aductores se traduce por una flexión de la cadera.

Músculos que actúan sobre el tobillo

- **Músculos de la región posterior**

Estos continúan brevemente su función de mantenimiento del ángulo de la pelvis y luego dejan de estar activos.

- **Músculos de la región externa**

La propulsión hacia delante del pie del caminante se realiza en diagonal con una tendencia a la rotación interna, opuesta a la que interviene durante el ataque del talón cuando el pie gira hacia el exterior. Mediante su contracción, el tríceps sural tiende a dar al esqueleto del pie un movimiento de inversión debido a la tracción que ejerce sobre el calcáneo, en el punto medio con respecto al eje de rotación del subastragalino. La inserción muy distal del peroneo largo en la cabeza del primer metatarsiano permite mantenerla de forma prolongada en contacto con el suelo.

- **Músculos de la región anterior**

El extensor común de los dedos de los pies se une a la acción del tibial anterior y del extensor propio del dedo gordo.

Músculos que actúan sobre la rodilla

- **Músculos de la región anterior**

El crural y el recto anterior se asocian para reducir la amplitud de la flexión de la rodilla inducida por la posición del segmento tibial propulsado hacia delante debido a la posición elevada del astrágalo. Esta acción es puramente mecánica, y se debe fundamentalmente a la disposición de las diferentes piezas esqueléticas. El inicio de flexión de la cadera, inducido por la tracción sobre el muslo, también favorece la flexión de la rodilla.

Músculos que actúan sobre la cadera

- **Músculos de la región interna**

En esta fase sólo actúan los músculos de la región interna. Se trata de los aductores mayor y mediano, a los que se une el recto interno que se encuentra en la misma región. Los aductores ejercen una tracción anterior sobre el fémur, que provoca una flexión de la cadera. Además imprimen al fémur una rotación externa relativa.

Avance de la extremidad inferior oscilante (fig. 23)

La extremidad inferior alcanza en esta fase su mínima longitud con una flexión de las articulaciones de la rodilla y la cadera. Los músculos que actúan sobre el tobillo le imprimen una flexión dorsal.

Músculos que actúan sobre el tobillo

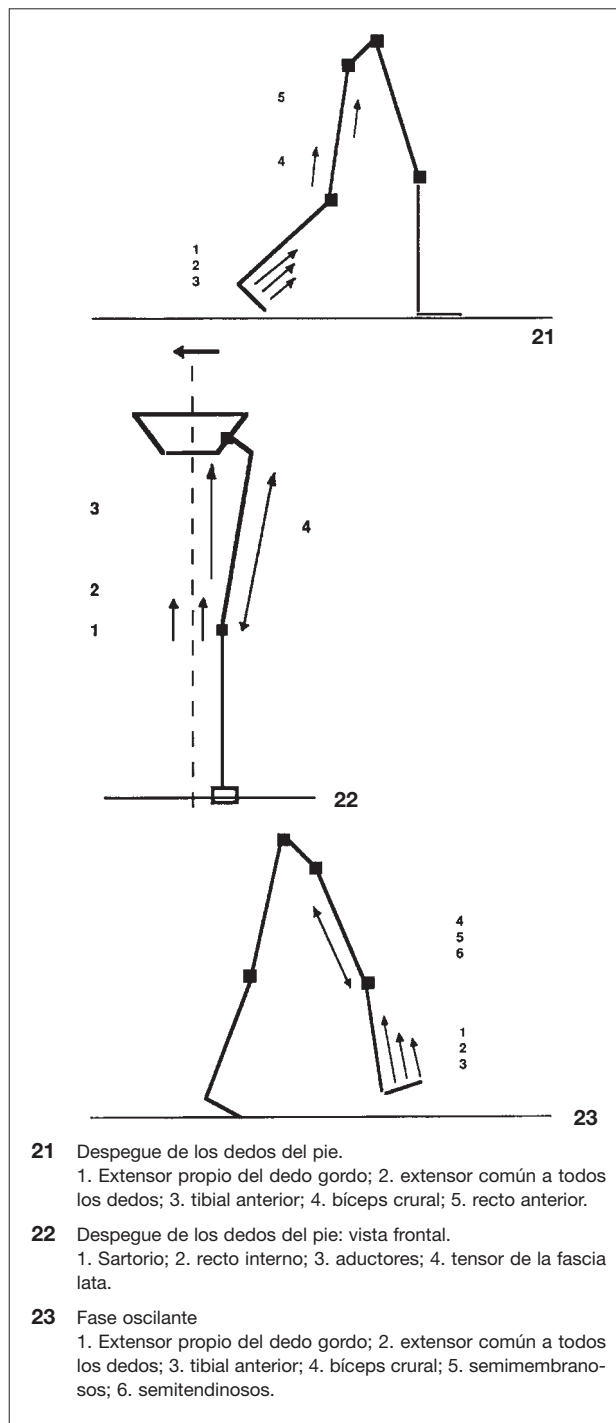
- **Región anterior**

El tibial anterior, el extensor común de los dedos de los pies y el extensor propio del dedo gordo del pie se comportan en esta fase como elevadores del pie. Esta actividad es mucho menos intensa que la anterior de frenado y disipación de energía.

Músculos que actúan sobre la rodilla

- **Músculos de la región anterior**

El recto anterior y el crural siguen ejerciendo su actividad de frenado de la flexión de la rodilla. El recto anterior participa además en la flexión de la cadera. La extremidad inferior oscilante se comporta como un doble péndulo articulado. La aceleración de uno de los segmentos en una dirección



acarrea una aceleración del otro segmento en sentido opuesto. La aceleración anterior del segmento del muslo se debe en parte a la acción del músculo ilíaco y del tensor de la fascia lata que provoca una aceleración posterior del segmento tibial, que es frenada por la acción del recto anterior y del crural. El sartorio produce a la vez una flexión de la cadera y de la rodilla debido a su posición biarticular.

- **Músculos de la región interna**

El recto interno participa en la flexión de la rodilla e imprime una aducción de la cadera. Dichas acciones son posibles en esta fase gracias a la posición de los dos fémures, que están alineados.

- **Músculos de la región externa**

El tensor de la fascia lata compensa la acción del gran aductor y evita una aducción excesiva de la cadera. También controla el grado de rotación externa.

- Músculos de la región posterior

La porción corta del bíceps crural participa en la flexión de la rodilla.

Extensión total de la rodilla

La extremidad oscilante se prepara para el ataque del talón y se sitúa en posición de máxima extensión para alargar al máximo la longitud de la zancada. La pelvis se encuentra en rotación anterior máxima coincidiendo con el final del paso pelviano, la rodilla en extensión casi total y el tobillo en posición neutra.

Músculos que actúan sobre el tobillo

Se trata principalmente de los músculos de la región anterior.

- Músculos de la región anterior

El tibial anterior, el extensor común de los dedos de los pies, y el extensor propio del dedo gordo mantienen el tobillo en una posición neutra.

Músculos que actúan sobre la rodilla

En esta fase sólo están activos los músculos de la región posterior.

- Región posterior

Los diferentes músculos de la región posterior entran sucesivamente en acción: la porción corta, que ya se encontraba contraída en la fase anterior, es alcanzada por la porción larga, luego por el semimembranoso y finalmente por el semitendinoso. Todos estos músculos contribuyen a frenar la oscilación anterior del segmento tibial. La toma de contacto del pie con el suelo cambia la acción de los isquiotibiales, de modo que cuando la extremidad inferior está libre, ejercen una acción de flexión de la rodilla, mientras que cuando el pie está en el suelo, ejercen una acción de extensión de la cadera.

Músculos que actúan sobre la cadera

Sólo están activos los músculos de las regiones interna y anterior. Los músculos de la región posterior permanecen inactivos hasta el ataque del talón.

- Músculos de la región anterior

El músculo ilíaco prosigue con su actividad de flexión de la cadera.

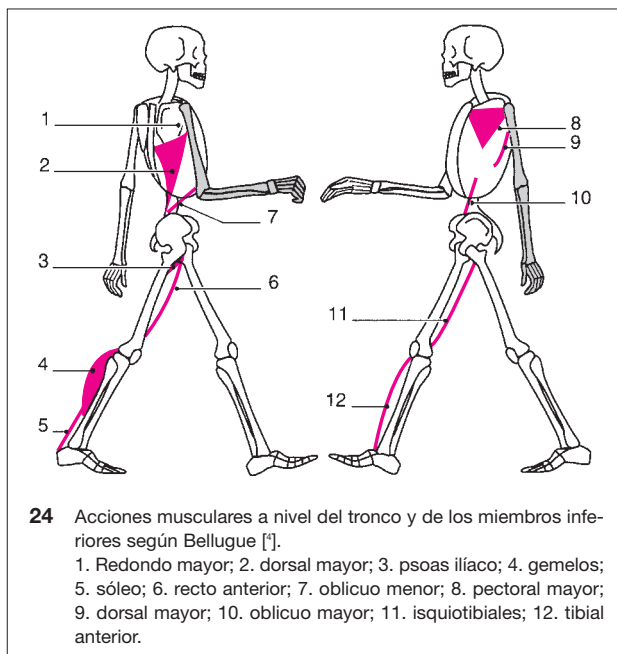
- Músculos de la región interna

El recto interno reinicia su actividad hasta la toma de contacto del talón con el suelo, en la que desempeñará la función de ligamento activo que ya se ha descrito. El aductor mayor entrará en acción al final del movimiento de oscilación.

Extremidades superiores (fig. 24)

Los músculos oblicuos del tronco participan activamente en los movimientos de rotación en sentido inverso a las cinturas escapular y pelviana.

Cuando el hombro se mueve hacia atrás, se produce un estiramiento homolateral de los músculos oblicuo mayor, serrato mayor y pectoral mayor. La acción conjunta de una moderada contracción y de su elasticidad permite que a continuación el hombro se desplace hacia delante. Cuando el hombro se encuentra situado hacia delante, un mecanismo análogo de estiramiento se produce en los músculos redondo mayor, dorsal mayor y oblicuo menor, cuya contracción, acompañada de su elasticidad, permitirá después que el hombro se desplace hacia atrás.



24 Acciones musculares a nivel del tronco y de los miembros inferiores según Bellugue [1].
1. Redondo mayor; 2. dorsal mayor; 3. psoas ilíaco; 4. gemelos; 5. sóleo; 6. recto anterior; 7. oblicuo menor; 8. pectoral mayor; 9. dorsal mayor; 10. oblicuo mayor; 11. isquiotibiales; 12. tibial anterior.

Desplazamiento del centro de gravedad durante la marcha

Centros de gravedad

El centro de gravedad del hombre está situado muy arriba en comparación con las demás especies animales. Esto se explica por su condición de bípedo.

Centro de gravedad del cuerpo

En la posición erguida, el centro de gravedad se sitúa en el 55 % de la estatura del individuo, medida desde el suelo, o sea, un poco antes de la segunda vértebra sacra.

Centro de gravedad de las extremidades inferiores

Cuando la extremidad está extendida, el centro de gravedad se sitúa en el 43 % de la longitud total, a partir de la articulación de la cadera.

Centro de gravedad del tronco y de las extremidades superiores

Se sitúa en el 60 % de la longitud media del tronco medida desde la cúspide del cráneo.

Desplazamiento teórico del centro de gravedad

Tanto Saunders [37], como Inman et al [22] han comparado la eficacia biomecánica de la marcha real con un modelo biomecánico en el que las extremidades inferiores son rígidas y rectilíneas y la cadera sólo realiza movimientos de flexión y de extensión. En dicho modelo, el desplazamiento hacia arriba del centro de gravedad alcanza 75 mm y el desplazamiento lateral otros 75 mm, de modo que resulta altamente costoso desde el punto de vista energético. La eficacia biomecánica de la marcha normal está ligada a la existencia de dispositivos esqueléticos que permiten reducir los desplazamientos del centro de gravedad. Seis son los diferentes dispositivos que Saunders llama «determinantes». Los seis factores biomecánicos esqueléticos garantizan la estabilidad de la unidad locomotriz y permiten la sincronía entre la movilidad y la estabilidad. En el plano sagital, se

trata de la rotación de la pelvis alrededor del eje vertical, la inclinación de la pelvis hacia el lado que no soporta el peso, la flexión de la rodilla durante el apoyo, los movimientos del pie y del tobillo y la coordinación de movimientos entre la rodilla y el tobillo. El último factor interviene en el plano frontal y es el desplazamiento lateral de la pelvis.

Los tres primeros factores biomecánicos esqueléticos tienen un efecto similar y reducen todos el desplazamiento vertical del centro de gravedad. Los tres últimos contribuyen a modular la curva teórica para disminuir el efecto de los cambios rígidos de dirección.

Rotación de la pelvis alrededor del eje vertical

Con el paso, se produce una rotación de 4° de cada lado del eje vertical. Se trata de un giro activo de la pelvis sobre la cabeza femoral que soporta el peso, lo que Ducroquet denomina «paso pelviano». El avance de la pelvis alarga el paso sin incrementar el desplazamiento del centro de gravedad hacia abajo durante el ataque del talón. Así, durante el apoyo, la pelvis pasa de una rotación externa relativa a una rotación interna relativa cuya amplitud es de 8°. El movimiento no es forzosamente simétrico y ciertos individuos realizan una rotación más marcada de un lado que de otro, lo que confirma el carácter asimétrico de la marcha anteriormente descrito [38]. La rotación de la pelvis alrededor del eje vertical permite reducir en 10 mm el desplazamiento teórico del centro de gravedad.

Inclinación del lado que no soporta el peso

Con el paso, la pelvis se inclina hacia abajo del lado que no soporta el peso. La amplitud del movimiento es de unos 5° en la fase media del apoyo. La cadera del lado de la pierna oscilante está hacia abajo. La inclinación del lado que no soporta el peso permite reducir en 5 mm el desplazamiento del centro de gravedad hacia arriba.

Flexión de la rodilla durante el apoyo

Cuando se produce el movimiento de ataque del talón, la rodilla está casi completamente extendida y se flexiona inmediatamente de 15 a 20° durante el contacto con el suelo. Luego la rodilla vuelve a extenderse para volver a flexionarse durante la propulsión de la parte anterior del pie. La flexión de la rodilla durante el apoyo permite reducir en 11 mm el desplazamiento hacia arriba del centro de gravedad.

Movimiento del pie y del tobillo

En el momento del ataque del talón, el tobillo describe un semicírculo por encima del talón correspondiente a 15° de flexión de la planta. El radio del arco de círculo es igual a la altura del astrágalo y del calcáneo. Durante el paso a la posición vertical, el pie queda plano en el suelo durante un instante. Cuando el talón deja el suelo, el tobillo describe un arco de círculo por encima de la cabeza de los metatarsianos equivalente a 15° de flexión dorsal. El radio del arco de círculo es igual a la longitud del tarso anterior y del metatarso. Por tanto, el pivote sobre el que oscila el conjunto del cuerpo también es móvil y permite evitar un ascenso seguido de un descenso rápido del centro de gravedad.

Coordinación de los movimientos de la rodilla y del tobillo

El mecanismo amortiguador del choque del talón se compone de un descenso de la parte anterior del pie, frenado por los músculos de la región anterior de la pierna y de una flexión simultánea de la rodilla seguida de la extensión de ésta. En el momento de la propulsión, la rodilla se flexiona nuevamente mientras que el tobillo se eleva. La coordinación y la

sincronización de los movimientos del tobillo y de la rodilla permiten evitar las detenciones y los arranques bruscos durante el desplazamiento del centro de gravedad.

Desplazamiento lateral de la pelvis

A cada contacto con el suelo, la pelvis se desplaza lateralmente con el fin de permitir que el centro de gravedad se proyecte sobre la vertical situada en el medio del talón que soporta el peso. En el modelo teórico, el desplazamiento del eje de gravedad es mayor y llega a alcanzar 75 mm, debido a la rigidez de las extremidades inferiores. El ángulo tibiofemoral o valgum fisiológico lleva al fémur hacia dentro y aproxima los dos segmentos tibiales, que permanecen verticales. Durante la marcha normal, el centro de gravedad se desplaza dentro del plano frontal siguiendo una sinusoides cuya amplitud es de aproximadamente 50 mm, parecida a la de la sinusoide correspondiente al desplazamiento del centro de gravedad en el plano sagital.

Rotación axial de los segmentos de la extremidad inferior

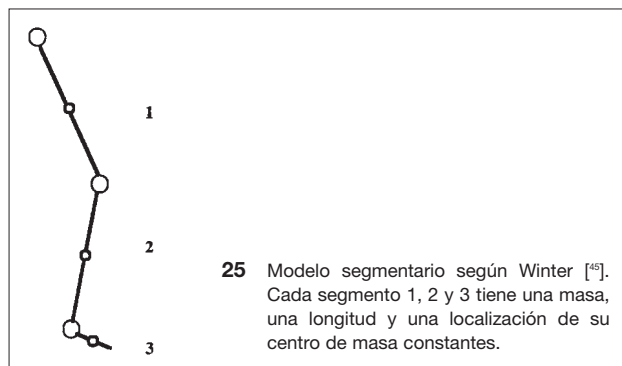
La rotación de la pelvis alrededor del eje vertical es de 8° en total, es decir, 4° hacia cada lado. La rotación del fémur sobre su eje es consecuencia de las rotaciones que imprime la pelvis a la altura de la cadera. La amplitud total de la rotación axial del fémur es de 8°. La rotación de la tibia sobre el fémur está unida a la disposición particular de las superficies articulares que determinan las componentes de rotación durante las flexiones y extensiones de la rodilla. La amplitud total de estos movimientos alcanza 9° durante la marcha. La suma de las distintas rotaciones equivale a 25° aproximadamente, con una variación individual bastante significativa. Las rotaciones axiales de los segmentos de la extremidad inferior se ponen en funcionamiento durante la marcha. Durante el apoyo unipodal, el fémur se encuentra en rotación interna respecto de la pelvis (rotación interna relativa) y durante el ataque del talón se encuentra en rotación externa relativa. La tibia está en rotación interna durante el apoyo y pasa a rotación externa durante el ataque del talón. Los movimientos laterales de la pelvis se efectúan a partir de la articulación subastragalina. Durante cada apoyo sobre el suelo, el esqueleto de la extremidad inferior se desvía lateralmente para guiar el desplazamiento lateral de la pelvis. La amplitud global de la pronosupinación de la articulación subastragalina es muy reducida y no sobrepasa los 15°.

Cinemática de la marcha normal

Definición

La cinemática estudia los movimientos de los diferentes segmentos de las extremidades dentro de los tres planos del espacio, haciendo abstracción de las fuerzas que entran en juego. Por lo tanto, la cinemática de la marcha puede describirse a través de la trayectoria de los diferentes segmentos corporales, de sus movimientos, sus ángulos y sus variaciones en función del tiempo, así como de las velocidades y las aceleraciones lineales o angulares. Se analizan los desplazamientos de algunos puntos importantes tales como los centros de gravedad del cuerpo o de los segmentos corporales, centros de rotación de las articulaciones o extremos de los segmentos de las extremidades.

El sistema espacial de referencia puede ser absoluto o relativo. Los sistemas de referencia absolutos están basados en una referencia espacial exterior al individuo, utilizándose por lo general el siguiente sistema: Y es el eje vertical positivo hacia arriba, X es el eje anteroposterior positivo dentro del eje de progresión y Z es el eje lateral. Las variaciones angulares se



analizan de forma parecida. Los sistemas de referencia relativos afectan a un segmento de una extremidad y por lo general se basan en un sistema de coordenadas anatómicas. Winter propuso un modelo segmentado del cuerpo humano que permite una descripción global del movimiento dentro de un plano (fig. 25), en el que cada segmento corporal está representado por una recta y el conjunto de estas rectas define la orientación espacial y la orientación de los segmentos a cada instante. La repetición de los registros por intervalos de tiempo regulares proporciona una descripción ilustrada y anatómica de la dinámica del movimiento y muestra visualmente las trayectorias, las velocidades y las aceleraciones. La construcción de un modelo reproducible como éste requiere datos cinemáticos y antropométricos.

Métodos de estudio

Los datos cinemáticos pueden obtenerse aplicando varios métodos [32].

Goniómetros articulares

La goniometría articular es la medida directa de los ángulos articulares y de sus variaciones durante el movimiento. Puede ser bidimensional o tridimensional. El fundamento de la goniometría o captación angular es la transformación de una señal de entrada en grados, recogida entre dos brazos articulados, en una señal de salida más fácil de cuantificar y almacenar. La señal eléctrica que emite el goniómetro se transmite a un sistema registrador que suele estar situado en un carro que sigue al individuo en sus desplazamientos. Se conserva la libertad de movimientos mediante un sistema de almacenamiento de memoria comparable al holter o mediante un sistema de transmisión directa por telemetría. Cada brazo del dispositivo es solidario de un segmento de una extremidad y el eje del goniómetro coincide con el eje de rotación de la articulación que se estudie. Las ventajas de este sistema son su bajo coste y la inexistencia de limitaciones espaciales del perímetro de la marcha. A la hora de registrar los datos es preciso llevar a cabo un calibrado riguroso del aparato dado que existen numerosas causas de error debidas al carácter variable del volumen de las masas musculares o de las masas grasas periarticulares. Otras limitaciones del sistema son la dificultad de estudiar simultáneamente varias articulaciones o articulaciones con distintos grados de libertad. Además, el carácter relativo de los datos angulares recogidos limita su interés.

Acelerómetros

Los acelerómetros miden directamente la aceleración y suelen ser transductores que miden la fuerza de reacción producida por una aceleración determinada. La fuerza (F) ejercida por una masa (m) es igual al producto de la aceleración (a) por la masa; el transductor mide la fuerza F y la convier-

te en un voltaje proporcional a la fuerza aplicada. Los acelerómetros sólo miden el componente de la aceleración que es perpendicular con respecto a ellos. Así, para estudiar la aceleración dentro de los tres planos del espacio, se requieren tres acelerómetros colocados en ángulo recto unos respecto de otros. La principal ventaja de este método es que los resultados se obtienen directamente. El inconveniente es que en la práctica son aparatos incómodos y caros. Desde el punto de vista técnico, la medida sigue dependiendo de la posición del aparato en el segmento de la extremidad.

Métodos que utilizan la imagen

La fotografía y la cinematografía son las primeras técnicas que se utilizaron para analizar la marcha. Los movimientos se descomponen imagen por imagen y a través del análisis de los mismos se aíslan los principales parámetros cinemáticos. La ventaja de la filmación en vídeo respecto a otras técnicas cinematográficas es que se puede controlar directamente la calidad de las imágenes recogidas. Sin embargo, la calidad de la imagen y su definición se ven limitadas por la falta de obturadores en las cámaras de vídeo.

La estroboscopia utiliza un estroboscopio cuyos flashes se sincronizan con la apertura de la cámara. Con este método se pueden medir parámetros espaciotemporales y parámetros cinemáticos, pero sólo se puede llevar a cabo un análisis en el plano sagital. Los parámetros angulares se obtienen de forma secundaria realizando un análisis imagen por imagen. Para un análisis más detallado se debe realizar un estudio en los tres planos de referencia.

Las ventajas de las técnicas de vídeo son la posibilidad de realizar un control directo de la calidad de los datos recogidos, la facilidad de su utilización y su módico coste. El mayor inconveniente es la mala calidad de las imágenes. Las técnicas cinematográficas proporcionan imágenes de mejor calidad y con un ángulo mayor, pero su coste limita su utilización.

Sistemas opticoelectrónicos

Son sistemas que permiten llevar a cabo un análisis tridimensional del movimiento. Están basados en el reconocimiento de marcadores pasivos en tiempo real. Las cámaras situadas a un lado y a otro del individuo disponen de flashes infrarrojos lo que hace posible su utilización cualesquiera que sean las condiciones de iluminación. Los marcadores de tipo catadióptrico situados a la altura de las distintas articulaciones del individuo reflejan la luz infrarroja de los flashes estroboscópicos. Las cámaras detectan los marcadores y el ordenador calcula sus coordenadas con respecto a los tres ejes de referencia, con gran precisión ($1/3\ 000$ del campo de toma de vistas), y representa su trayectoria, velocidad y aceleración dentro de un sistema de referencia absoluto. Además de ser totalmente inocuo y de no obstaculizar el movimiento, este método brinda la posibilidad de utilizar un gran número de marcadores y de obtener coordenadas en un sistema de referencia absoluto. El inconveniente reside en el hecho de que no se tienen en cuenta las fuerzas y las tensiones sufridas, pero puede paliarse acoplando el sistema a una plataforma de carga. Los inconvenientes de estos métodos de análisis e investigación radican en las dificultades técnicas que presenta su realización, en el tiempo que se requiere para digitalizar y procesar los datos y, sobre todo, en su coste.

Descripción cinemática de la marcha

La parte superior del cuerpo se desplaza hacia delante durante todo el ciclo a una velocidad estable. La velocidad

máxima se alcanza durante el doble apoyo y la velocidad mínima, a la mitad del apoyo y de la oscilación.

Descripción cinemática del tobillo (fig. 26)

Durante el ataque del pie sobre el suelo, el pie forma un ángulo con la pierna y está en ligera supinación y el talón se encuentra ligeramente desviado. Después de tomar contacto con el suelo, el pie desciende progresivamente y acaba realizando una flexión de la planta con movilización en pronación. Seguidamente, el pie queda extendido en el suelo pero el segmento tibial avanza provocando una progresiva flexión dorsal que alcanza aproximadamente 10° durante el período de apoyo. La tibia efectúa una rotación externa y desplaza el pie mediante la articulación subastragalina, de modo que la pronación se convierte en supinación. Luego se levanta el talón por el efecto del sóleo y el tobillo pasa rápidamente de la flexión dorsal a la flexión plantar. La flexión dorsal continúa hasta que se produce el despegue de los dedos del pie. En el momento del despegue del talón, el pie está en supinación y el talón en inversión. Durante la fase oscilante, el tobillo vuelve a la posición de flexión dorsal hasta el despegue de la parte delantera del pie y después vuelve a una posición neutra hasta el siguiente contacto del talón.

Descripción cinemática de la rodilla (fig. 26)

La rodilla presenta dos picos de flexión y dos de extensión durante el ciclo de la marcha, pero nunca llega a alcanzar la extensión completa. Cuando el talón ataca, está prácticamente en extensión completa. Después, se flexiona rápidamente por el efecto de la carga. Esta flexión va a ser frenada por los músculos de la región posterior de la pierna y no llega a superar los 15° . Durante la fase de apoyo, la flexión de la rodilla disminuye pero no desaparece, manteniéndose en aproximadamente 10° cuando atraviesa la vertical. Desde que se levanta el talón, la flexión se incrementa rápidamente hasta alcanzar un máximo de 60 a 70° al principio del período oscilante. La rodilla vuelve rápidamente a la posición de extensión casi completa, que mantiene hasta el siguiente contacto con el suelo. La rodilla nunca alcanza la extensión completa durante el ciclo de la marcha, lo que evita el bloqueo en rotación que ocurre en los últimos grados de extensión de la rodilla.

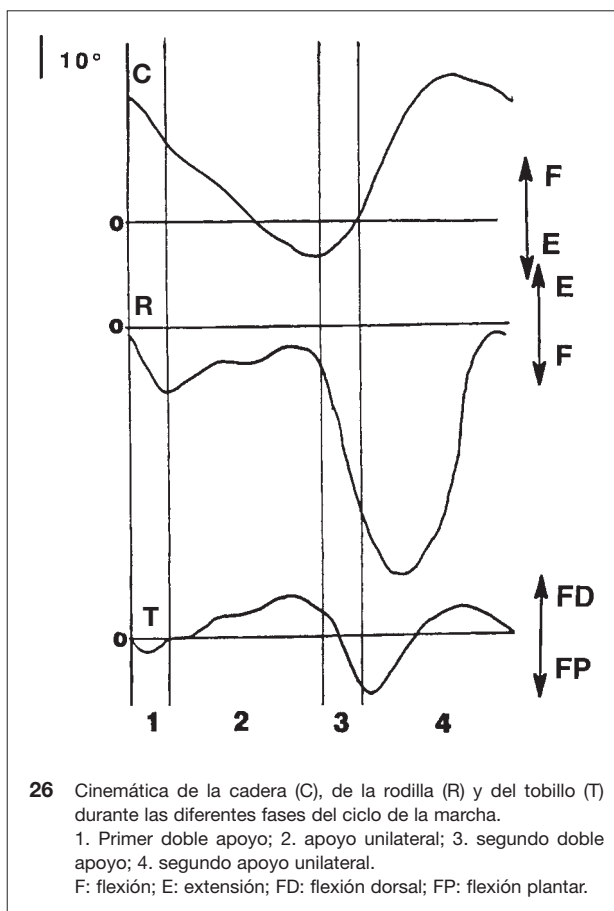
Descripción cinemática de la cadera (fig. 26)

La cadera se mantiene en flexión durante la mayor parte del ciclo. En cuanto el talón ataca el suelo, la flexión disminuye. Durante el período de apoyo se produce una extensión de aproximadamente 10° . Después, en el momento de propulsión, la extensión va dando paso a una flexión que alcanza los 40° en el transcurso de la fase oscilante.

Numerosos estudios han comprobado la inexistencia de variaciones de la cinemática articular en función del sexo o de la edad. [28,30]. Los trabajos de Winter [45] han permitido estudiar la evolución de las variaciones angulares en función de la frecuencia de la marcha. Se han estudiado tres tipos de cadencia: natural, lenta y rápida. Las variaciones observadas atañen sobre todo a la flexión de la rodilla en el comienzo del paso. El estudio de las diferentes velocidades angulares dentro de las mismas condiciones experimentales tampoco ha revelado variaciones significativas.

Cinética

La cinética es el estudio de las fuerzas, de los momentos y de las aceleraciones que actúan durante el movimiento.



Fuerzas que actúan sobre el cuerpo humano

Gravedad

Es la fuerza de la atracción terrestre que se ejerce en los cuerpos de masas determinadas. Actúa de arriba hacia abajo a la altura del centro de gravedad de los objetos. Para estudiar las fuerzas que actúan sobre un objeto, se considera que la masa del objeto se concentra en un único punto que recibe el nombre de centro de gravedad. La posición del centro de gravedad del cuerpo humano está determinada por la posición del centro de gravedad de cada segmento corporal.

Energía cinética

La energía cinética es la energía del movimiento y la energía potencial es la energía almacenada. La marcha es una constante transferencia entre ambos tipos de energía.

Sus variaciones se ilustran por medio de los dos tipos de movimiento del tronco:

— *movimiento lineal*: durante el doble apoyo, el tronco se sitúa en su posición más baja y se desplaza hacia delante a su velocidad máxima con una energía cinética máxima y una energía potencial mínima. Durante la primera parte del apoyo monopodal, la extremidad que soporta el peso eleva el tronco convirtiendo su energía cinética en energía potencial mientras que su velocidad disminuye. Durante la segunda parte del apoyo monopodal, el tronco vuelve a bajar adelantándose a la extremidad que soporta el peso. Pierde parte de su altura aumentando la velocidad, convirtiendo su energía potencial en energía cinética;

— *movimientos de rotación de las cinturas*: la rotación de las cinturas escapular y pelviana en sentido opuesto permite almacenar energía potencial en forma de tensión de las estructuras elásticas. Esta energía se recupera en forma de energía cinética cuando el tronco vuelve a su posición normal [32].

Fuerza de reacción del suelo

Se trata de la reacción del suelo al peso del individuo y puede describirse mediante coordenadas de un sistema de referencia absoluto, en función de sus tres componentes: vertical, lateral y anteroposterior. Se considera que se aplica en un punto denominado centro de presión, que es el punto del suelo sobre el que actúa el vector resultante [44]. Las coordenadas del centro de presión pueden obtenerse a partir de los datos recogidos con una plataforma de fuerzas.

Fuerzas resultantes de la acción de músculos, tendones y ligamentos

Los músculos actúan sobre las articulaciones para generar los momentos de fuerza que impulsan o frenan los movimientos, y que producen o absorben energía mecánica. Otras fuerzas también entran en juego dentro del cuerpo humano; son las fuerzas de reacción de las articulaciones y las fuerzas que se ejercen en los huesos a nivel de las superficies articulares.

Estudio de la cinemática de la marcha normal

El movimiento es la resultante de las fuerzas o de las transferencias de energía que se originan intrínseca o extrínsecamente. Las fuerzas intrínsecas están relacionadas con la actividad muscular, la resistencia de los ligamentos, el rozamiento de los músculos y de las articulaciones y la deformación de los tejidos blandos. Las fuerzas extrínsecas provienen de la fuerza de reacción del suelo o de otros fenómenos exteriores.

La medición de las fuerzas ejercidas durante la marcha normal sólo puede realizarse de forma indirecta.

Se aplica el principio de «solución opuesta» que consiste en evaluar las fuerzas cotejando los datos cinemáticos, los datos antropométricos y las fuerzas externas al individuo. Se registra, en función de sus tres componentes, la reacción del suelo al apoyo de la extremidad inferior durante el ataque del talón.

Para analizar los restantes parámetros cinéticos es preciso realizar la modelización del movimiento. El modelo más utilizado es el *link segment model* [45], que representa la extremidad con sus tres segmentos y sus tres articulaciones. Este modelo supone una serie de postulados relativos a las propiedades del cuerpo humano:

- cada segmento se asimila a su masa, situada en un punto llamado «centro de masa» correspondiente al centro de gravedad en el eje vertical;
- la localización de los centros de masa no varía en el curso del movimiento;
- cada articulación sólo tiene un grado de libertad;
- el momento de inercia de cada segmento con respecto al centro de gravedad permanece constante durante el movimiento;
- la longitud de cada segmento permanece constante durante el movimiento.

Este tipo de modelo permite calcular los momentos de las articulaciones a partir de las fuerzas de reacción y de los datos articulares. Mientras que las variaciones de las fuerzas de reacción son débiles, las variaciones de los momentos articulares son muy elevadas.

Estudio de las fuerzas de reacción al suelo

Para estudiar las fuerzas de reacción al suelo se utilizan plataformas dinamométricas, que permiten medir las reacciones del apoyo sobre el suelo descompuestas en los tres ejes

del espacio. Estas fuerzas son las resultantes del peso corporal, de la energía cinética unida al desplazamiento y de la acción de los diferentes grupos musculares en cada fase del ciclo de la marcha. La plataforma está formada por una base rígida de tamaño variable conectada a dos sensores que convierten una fuerza en una señal eléctrica cuya amplitud es proporcional a la intensidad de la fuerza. Es necesario realizar varias pasadas en la plataforma y promediar los datos. Los principales parámetros que se recogen son el peso del individuo, las fuerzas máximas que entran en juego, la duración y los diferentes períodos del ciclo de la marcha, la velocidad de la marcha, la frecuencia y la longitud del paso.

Los principales inconvenientes de este tipo de método son la aparatosidad y el coste de los materiales, la falta de correlación directa entre los datos goniométricos o musculares y la necesidad de tener una base temporal externa.

Descomposición de la fuerza de reacción al suelo dentro de los tres planos del espacio

Plano vertical correspondiente al eje Z (fig. 27)

El retroceso inicial de la curva que aparece justo después del ataque del talón se debe a la amortiguación de las partes blandas del talón. Cuando se produce el contacto del talón, el peso registrado equivale al 120 % del peso del individuo a una velocidad de marcha cómoda. Cuando el tronco pasa sobre la vertical del pie de sostén, el peso que se registra es inferior al peso del individuo. Esta disminución transitoria del peso corporal, denominada levitación, se debe a una breve aceleración contralateral que experimenta la extremidad inferior lanzada hacia arriba. Este aligeramiento varía del 10 al 40 % dependiendo de la velocidad de la marcha. El aumento transitorio del peso al final de la curva corresponde a la impulsión que precede al despegue del talón.

Plano anteroposterior correspondiente al eje Y (fig. 28)

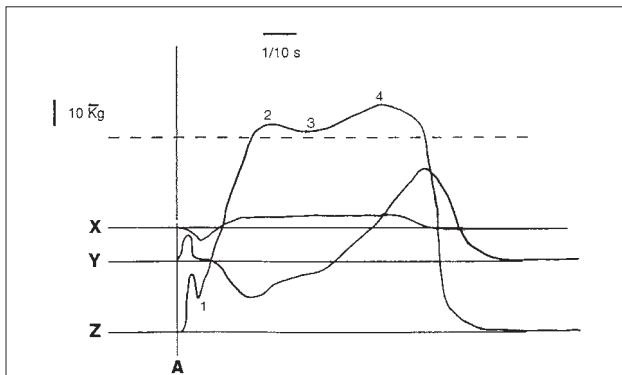
El pie se desplaza ligeramente hacia delante cuando se produce el contacto del talón. Inmediatamente después el talón se desliza hacia delante. Se produce una inversión de las tensiones y después un deslizamiento posterior.

Plano lateral o eje X (fig. 29)

Se percibe un resbalamiento medio hacia el centro del cuerpo que sobreviene en el momento del contacto del talón y una tensión lateral, prácticamente, durante todo el período de apoyo.

Bioenergética de la marcha

La noción de trabajo mecánico, en el sentido físico del término, se aplica difícilmente a la marcha. Por esta razón, antes que medir la energía mecánica liberada, es preferible cuantificar el consumo de energía correspondiente a la actividad muscular y evaluar el consumo de oxígeno (VO_2). Efectivamente, la marcha representa el modelo de demanda preferente del metabolismo aeróbico, dado que es el único que permite un aprovisionamiento energético que haga posible que el ejercicio dure lo suficiente. Las variaciones del metabolismo aeróbico muscular se aprecian bien mediante la medida de la diferencia de oxígeno entre la arteria y la vena. Debe recordarse que el producto de esta diferencia por el caudal cardíaco permite calcular el consumo de oxígeno (fórmula de Fick). Por lo general, en un individuo sano, el factor metabólico origina las fluctuaciones más significativas del consumo de oxígeno en una actividad motora, que como la marcha, está por debajo de la máxima.

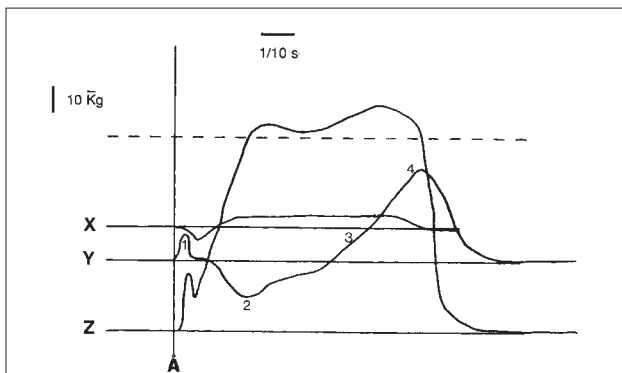


27 Análisis de las sucesivas variaciones de las fuerzas registradas sobre una plataforma de fuerza en el eje de compresión vertical (eje Z) [28].

A. Ataque del talón.

1. Amortiguación en las partes blandas del talón; 2. sobrecarga durante el apoyo del talón; 3. levitación simultánea de aceleración de la pierna contralateral en fase de oscilación; 4. aceleración por hallux.

X: eje X lateral; Y: eje Y anteroposterior; Z: eje Z vertical.

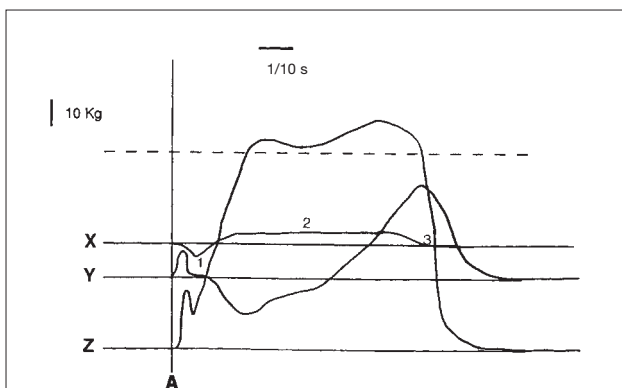


28 Análisis de las variaciones sucesivas de las fuerzas registradas en el eje anteroposterior (cizallamiento anteroposterior) [28].

A: ataque del talón.

1. Resbalamiento anterior; 2. el pie se desliza hacia delante: frenado; 3. inversión de las tensiones; 4. el pie se desliza hacia atrás: aceleración.

X: eje X lateral; Y: eje Y anteroposterior; Z: eje Z vertical.



29 Análisis de las variaciones sucesivas de las fuerzas registradas en el eje horizontal (cizallamiento transversal) [28].

A: ataque del talón.

1. Resbalamiento mediano; 2. tensión lateral; 3. levantamiento de los dedos del pie.

X: eje X lateral; Y: eje Y anteroposterior; Z: eje Z vertical.

de fuerzas: por una parte, aquellas que crean el movimiento y lo controlan y que originan los fenómenos de aceleración y desaceleración, neutralizando los procesos de fricción e inerciales, y por la otra, aquellas fuerzas que luchan contra los efectos de la gravedad. Todas las modalidades de contracciones musculares se dan aquí (isométricas, concéntricas, excéntricas) pero domina la de tipo excéntrica que interviene en la corrección de los sucesivos desequilibrios instantáneos que caracterizan la marcha normal. El fenómeno elemental de activación de los filamentos que se deslizan en la célula muscular sólo resulta posible gracias a la liberación de energía a partir de la transformación del ácido adenosintrifosfato (ATP) en ácido adenosindifosfato (ADP).

Aprovisionamiento muscular de ATP Fuentes de energía muscular

La marcha a velocidad libre en el adulto sano evoluciona en tres fases desde el punto de vista de la demanda metabólica: una fase de iniciación del ejercicio, luego una fase de equilibrio (*steady state*) puramente aeróbica, y por último la detención con recuperación de la deuda de oxígeno. Se trata de la puesta en funcionamiento cronológico de las diferentes fases cuyo objetivo común es el aprovisionamiento de ATP, imprescindible para el funcionamiento del motor muscular.

Fase anaeróbica no láctica

Se pone en funcionamiento en cuanto llega el impulso nervioso que inicia el movimiento. Funciona gracias a la energía de las reservas de ATP y de fosfocreatina almacenadas en el músculo, sin oxígeno. Si bien esta ruta no es demasiado importante desde el punto de vista cuantitativo, es fundamental porque constituye el dispositivo indispensable para el comienzo de la marcha. Debido a la acción de una enzima ATPasa, una molécula de ATP se transforma en una molécula de ADP, produciéndose la liberación de fósforo y de 10 kcal. Teniendo en cuenta la reserva de ATP disponible, esta fuente de energía equivale aproximadamente a 10 segundos de marcha, a una velocidad normal. Por otro lado, la fosfocreatina se hidroliza por la acción de la creatina-fosfocinasa, lo que da lugar a la síntesis de ATP a partir del ADP. Dadas las cantidades disponibles de fosfocreatina ($1,7/10^3$ mol/100g de músculo), este sistema permite suministrar energía durante aproximadamente 45 segundos de marcha normal.

Fase anaeróbica láctica

Se pone en funcionamiento rápidamente, sin oxígeno, al comienzo del ejercicio, cuando el incremento del aporte de oxígeno aún es insuficiente. Corresponde a la glucólisis anaeróbica a través de la cual una molécula de glucosa aporta dos ATP. El piruvato formado a partir del glucógeno se transforma en ácido láctico bajo la acción de la lactico-deshidrogenasa. El lactato permite la formación de ATP a través de esta vía, que a continuación se vuelve a convertir en glucosa por la actividad de la neoglucogenasa hepática. El tiempo en que se produce la glucólisis anaeróbica durante la marcha normal se sitúa entre los 30 y los 120 segundos.

Fase aeróbica: glucólisis aeróbica mitocondrial

Esta fase corresponde al aprovisionamiento de oxígeno, en cantidad importante, de la célula muscular. Se pone en funcionamiento entre el primero y el cuarto minuto, alcanzándose una fase de meseta al cabo de dos minutos. Permite el desarrollo prolongado de la marcha. Corresponde a la oxidación mitocondrial para la que una molécula de glucosa suministra 38 ATP. El rendimiento energético es aún mayor debido al metabolismo de los lípidos (se producen 130 ATP, por ejemplo, a partir del ácido palmítico). Los áci-

El VO_2 resulta interesante para valorar las funciones musculares en el curso de la marcha por cuanto esta actividad muscular tiene como objetivo esencial el desarrollo de dos tipos

dos grasos se introducen dentro del ciclo de Krebs después de su beta-oxidación dentro de la matriz mitocondrial.

El principal elemento que limita esta fase es el aporte de oxígeno. Durante la marcha a velocidad libre, los glúcidos y los lípidos participan de igual forma en la producción de energía. Si la velocidad aumenta, se utilizará preferentemente el metabolismo de los glúcidos, mientras que si el esfuerzo se prolonga en el tiempo, se recurrirá principalmente al metabolismo de los lípidos. Cuando se mantiene una marcha prolongada (entre 3 y 6 horas) a una velocidad libremente elegida, el almacenamiento insuficiente de glucógeno muscular o bien el descenso de la glucemia, que actúa sobre el sistema nervioso, pueden convertirse en factores limitadores. En ese momento interviene la glucólisis anaeróbica produciendo ácido láctico, disminuyendo el PH, y elevando la presión de CO₂. Cabe señalar que durante una marcha de muy larga duración, el ATP puede sintetizarse a partir del ADP según la siguiente reacción: $2 \text{ADP} = \text{ATP} + \text{AMP}$ (intervención de la miocinasa). El amoníaco formado a partir de este AMP es tóxico y se transforma en alanina.

Deuda de oxígeno

Al finalizar la marcha, se vuelve progresivamente al VO₂ inicial de reposo. Se trata básicamente de la reposición de reservas de ATP y de fosfocreatina utilizadas necesariamente al comienzo de la marcha.

Adaptación cardiocirculatoria y respiratoria durante la marcha

El gasto energético está directamente relacionado con la velocidad de la marcha [31, 39]. En los adultos, los valores de reposo son próximos a 3,5 ml/kg/min, y se multiplican por 3 ó 4 a la velocidad espontáneamente elegida por el individuo. El caudal cardíaco tiene relación directa con el VO₂ pero no es el elemento determinante de las fluctuaciones de este último durante la marcha libre. Efectivamente, en estas condiciones, el caudal se multiplica por 2, como promedio, en relación con los valores de reposo (de 4 a 5 l/min). El factor preponderante en el incremento del VO₂ durante la marcha es la extracción y utilización del oxígeno a nivel muscular. Este fenómeno es posible gracias a una redistribución de los flujos arteriolares en beneficio de los territorios musculares activos y en detrimento de los flujos renales y espláncnicos. Por el contrario, la modificación de la distribución arterial protege los territorios cerebrales mientras existe un aumento del flujo coronario proporcional al aumento del caudal cardíaco. La vasodilatación muscular arteriolar tiene un papel mediador, fundamentalmente local, en el comienzo del endotelio, que permite la elevación del tono constrictor ortosimpático. Con ello, se produce una aceleración del retorno venoso debido a la activación del motor venoso sural y al vaciado de la red plantar durante la marcha. La aceleración del retorno venoso conlleva un aumento del volumen de eyección sistólica del que se deriva un incremento del caudal cardíaco de frecuencia estable. Por otra parte, se produce una vasodilatación de la microcirculación cutánea durante la marcha que permite la liberación del calor producido por el metabolismo muscular en forma de evaporación de agua (las tres cuartas partes de la energía generada se transforma en calor).

En el aspecto respiratorio, durante la marcha en condiciones aeróbicas, la ventilación por minuto aumenta en la fase inicial debido a un incremento preferente del volumen medio en relación con la frecuencia. Posteriormente, el régimen ventilatorio se estabiliza, mientras que la relación entre ventilación y perfusión mejora gracias al ajuste del

caudal cardíaco. Sólo en caso de marcha muy prolongada (o rápida en un individuo no acostumbrado), se produce una hiperventilación durante el paso a la glucólisis anaeróbica con una mayor producción de gas carbónico.

Métodos de medida del gasto energético durante la marcha

Métodos calorimétricos

La cantidad de energía puede medirse directamente, midiendo la cantidad de calor producido, o indirectamente, a partir de las cantidades de oxígeno absorbido y de gas carbónico eliminado.

Calorimetría directa

El individuo camina en una pieza específica (calorímetro) en la que el calor que se desprende es absorbido por el agua que circula alrededor de la habitación. Conociendo la temperatura del agua a la entrada y a la salida, puede calcularse la cantidad de calor absorbido y, por lo tanto, producido. La dificultad de esta técnica radica en que el equipamiento necesario es complicado y parece más adecuado para evaluar una actividad durante un tiempo equivalente al período nictémero.

Calorimetría indirecta

— *Calorimetría indirecta en circuito cerrado*: el individuo respira dentro de un circuito cerrado a través de una máscara equipada con dos válvulas, dentro de un espirómetro que contiene oxígeno. El consumo de oxígeno equivale a la diferencia de concentración de oxígeno dentro del espirómetro al principio y al final de la prueba. Esta técnica ha dejado prácticamente de utilizarse.

— *Calorimetría indirecta en circuito abierto*: es la técnica que más se utiliza en la actualidad. El individuo inhala el aire de la atmósfera y los gases que expira se recogen en una máscara por medio de un tubo flexible directamente conectado a un analizador automático, o bien los gases se recogen en una bolsa de Douglas-Morgan (máscara con fluxómetro) y posteriormente se analizan. Los resultados se trasladan a condiciones de *standard temperature pressure dry air* (STPD). Este método es el más adecuado para medir el VO₂ durante la marcha en un recorrido, ya que en la práctica, la unión directa del paciente con el analizador de gas sólo es posible cuando la marcha se efectúa sobre un tapiz rodante.

Existen reglas comunes para medir la marcha con esta técnica: el test debe realizarse dos a tres horas después de la última comida y no se debe haber practicado ningún ejercicio intenso o desacostumbrado ese mismo día. El test debe realizarse después de aproximadamente una hora de descanso, y sin haber fumado durante ese día. Es necesaria una etapa más o menos larga de acostumbramiento a la máscara con el fin de evitar reacciones de ansiedad. La medida de VO₂ se efectúa primero en reposo y en posición sentada durante al menos 10 minutos. En el tapiz rodante, la técnica resulta sencilla dado que la toma de datos es continua. Si el ensayo se lleva a cabo en un recorrido señalado, la toma de los gases espirados se efectúa preferentemente en una fase de estabilización metabólica, por lo general a partir del quinto minuto de marcha, durante dos minutos.

La evaluación del VO₂ durante la fase de recuperación ofrece poco interés en el individuo sano (rápida recuperación de la deuda de oxígeno).

Los analizadores de gas pueden utilizar la técnica de la espectrofotometría de masas, o las propiedades paramagnéticas del oxígeno, mientras que los analizadores de CO₂ suelen utilizar la propiedad del dióxido de carbono consistente en absorber

los rayos infrarrojos. Resulta fácil medir el gasto energético neto restando al gasto bruto durante un tiempo determinado de la marcha el gasto en reposo durante el mismo período de tiempo. Cuando el gasto energético durante la marcha asciende a tres veces el gasto del metabolismo en reposo, se considera que el ejercicio es moderado [15].

Forma de calcular el VO₂ a partir de la calorimetría indirecta

El VO₂ se calcula a partir de la fórmula:

$$VO_2 = VE + FuO_2 \times 0,8$$

VE es el caudal espiratorio (ml *body temperature pressure saturated water vapour* (BTPS)/min), la FuO₂ es la fracción de oxígeno utilizado y 0,8 es un coeficiente que permite expresar los resultados en condiciones STPD. Sabiendo que el consumo de un litro de oxígeno permite la liberación de 4,85 kcal, la liberación calórica Ee será:

$$Ee \text{ (kcal)} = VO_2 \text{ (LSTPD/ min)} \times 4,85$$

Por norma general, los valores se refieren al kilogramo de peso corporal, de forma que se puedan hacer comparaciones entre individuos (ml de O₂/min/kg). Es igualmente muy interesante referir este VO₂ a los metros recorridos (cal/kg/m), lo que implica, por supuesto, medir la distancia recorrida y permite introducir la noción de la velocidad de desplazamiento, fundamental en bioenergética. Se puede calcular el rendimiento neto que corresponde a: VO₂ en la marcha - VO₂ en reposo. A veces, el costo energético se expresa en MET (*metabolic equivalent*): 1 MET = 3,5 ml/kg/min.

Además, se admite que solamente el 25 % del consumo energético muscular produce energía mecánica mientras que el resto se libera en forma de calor. Por lo tanto, el rendimiento mecánico de la marcha no es excelente. Sin embargo existen diferencias individuales que dependen básicamente de la condición física y del entrenamiento en el deportista.

Una de las limitaciones de la técnica de la calorimetría indirecta la constituyen las exigencias relacionadas con los instrumentos, que dificultan estas mediciones en el exterior. Por eso se han desarrollado sistemas más flexibles, que pueden movilizarse con el individuo sometido a prueba [20] o también sistemas portátiles ligeros [26] cuya fiabilidad parece aproximarse a la de los métodos más clásicos anteriormente descritos.

Extrapolación del VO₂ a partir de la velocidad de marcha

El concepto de velocidad es fundamental en el estudio desde el punto de vista del rendimiento de la marcha, principalmente porque condiciona los fenómenos de fricción o los procesos inerciales que concurren en el gasto energético. Así, se ha descubierto una relación matemática entre la velocidad de la marcha y el gasto energético [3]:

$$Ee = 29 + 0,0053 V^2$$

La utilización de diferentes trabajos ha permitido proponer una relación diferente entre el gasto energético y la velocidad [28]:

$$Ee = 32 + 0,0050 V^2$$

Pero después, la aplicación de una misma metodología en grupos mayores de pacientes no ha permitido progresar en esta vía [39], y si bien estas fórmulas confirman que la velocidad es la principal fuente de variación del gasto energético, no han sustituido la medida del VO₂ que sigue siendo el método de referencia.

Energética de la marcha y frecuencia cardíaca

Con el fin de liberarse de las dificultades metodológicas que plantea la medición del VO₂ durante la marcha y de limitar las distorsiones y el exceso de costos energéticos parásitos relacionados con los instrumentos, se ha propuesto recoger

la frecuencia, teniendo en cuenta el concepto de relación lineal entre la frecuencia cardíaca y el VO₂ [2]. Para reducir las grandes variaciones entre individuos referidas a la regulación de la frecuencia cardíaca durante la marcha, se ha propuesto una estandarización en forma de índice que mide la eficiencia de este ejercicio: frecuencia cardíaca estabilizada durante la marcha + frecuencia cardíaca en reposo/velocidad [25]. A pesar de lo sencillo del tratamiento de la señal del electrocardiograma (ECG) mediante telemetría, este método sólo puede aplicarse en casos especiales con las modificaciones aportadas a la marcha en un grupo de individuos (por ejemplo, colocación de ortesis), teniendo en cuenta las grandes diferencias de capacidad aeróbica que existen en un mismo grupo [1]. Por otra parte, la medida de los caudales ventilatorios podría resultar más interesante que la de la frecuencia cardíaca para deducir el gasto energético [13].

Aportes de parámetros biomecánicos

Energía potencial y energía cinética

Se ha propuesto convertir los parámetros biomecánicos (medidos mediante una plataforma de marcha) en valores energéticos [23]. La energía potencial responsable de los cambios de posición del centro de gravedad del cuerpo en el transcurso de la marcha es igual a mgh (m = masa del paciente, g = gravedad, h = desplazamiento vertical del centro de gravedad). La energía cinética puede deducirse del componente horizontal (el más importante) de la velocidad de desplazamiento del centro de gravedad. Entonces, es igual a 1/2 mV²H (H = altura del desplazamiento del centro de gravedad). Idealmente, la eficiencia sería óptima si el cociente entre la energía cinética y la energía potencial fuera igual a 1 (1/2 V²H/gh = 1). Esto significaría la ausencia de pérdidas a nivel de los músculos.

Se ha propuesto este enfoque para evaluar la mejora de la marcha después de diversas terapias relacionadas principalmente con la colocación de una prótesis total de cadera. Permite insistir en el valor del incremento de velocidad de la marcha y en la limitación de los movimientos del centro de gravedad, que son dos criterios esenciales del rendimiento energético durante la marcha.

Energética y análisis de la acción de un grupo muscular

El estudio cinemático acoplado a una aproximación biomecánica mediante una plataforma de marcha permite hacer, por medio de la modelización, una evaluación indirecta de la potencia desarrollada por un grupo muscular determinado durante un ciclo de la marcha [13, 45]. Esta potencia se considera igual al producto del momento de la fuerza desarrollada por la velocidad de desplazamiento angular. La acción muscular se considera positiva, dinámica, cuando los dos miembros de este producto varían en el mismo sentido (contracción concéntrica, liberación de energía). Por el contrario, el papel de absorción se considera dominante en el caso opuesto (contracción excéntrica, energía almacenada).

Estos trabajos han permitido insistir en el papel determinante que desempeñan los flexores plantares en la propulsión, mientras que se reconoce el protagonismo del cuádriceps en la absorción de energía, principalmente en el período de contracción excéntrica inicial.

Eficiencia energética de la marcha normal y patológica

Cuando la velocidad de la marcha no se impone, la mayoría de las personas elige espontáneamente la velocidad que le supone menos gasto energético en relación con los metros recorridos [3, 22, 36]. Existe una relación hiperbólica entre el VO₂ y la velocidad, cuyo nivel máximo de eficiencia en un

adulto sano se sitúa en aproximadamente 80 metros por minuto. Se produce una disminución de la velocidad óptima unida a la senescencia [41] y también una marcha más lenta en las mujeres [15]. El rendimiento energético de la marcha disminuye con la edad pero parece que la cadencia del paso se mantiene estable cuando no existe minusvalía (aproximadamente 110 pasos/minuto).

La velocidad es un elemento determinante, y en el adulto sano existe una relación lineal entre ésta y el gasto energético (ml/kg-min) [31, 41]. A velocidad libre, en un adulto sano, el consumo de oxígeno por minuto y por kilogramo de peso corporal se sitúa en 12 ml, mientras que el rendimiento es de aproximadamente 0,15 ml/kg/m. Debe recordarse que en posición de pie inmóvil, el VO₂ es de 5 ml/kg-min (3,5 ml/kg/min en decúbito). Durante la marcha, el elemento más predeterminado parece ser la cadencia del paso, mientras que la equilibración de los procesos dinámicos e inerciales fija la velocidad de eficiencia energética óptima para un mismo individuo, con un aplanamiento de la curva sinusoidal que representa los movimientos del centro de gravedad.

La marcha en un terreno en pendiente va a modificar estas condiciones energéticas dado que la subida es especialmente costosa desde este punto de vista [6], neutralizando la parte descendente de la curva descrita por el centro de gravedad y limitando en consecuencia el tiempo de restitución de la energía potencial.

Cualquier situación patológica que modifique las condiciones de funcionamiento del aparato locomotor con una disminución de la velocidad de la marcha va a tener consecuencias bioenergéticas negativas. Las amputaciones mayores de las extremidades inferiores representan un ejemplo significativo de ello: el sobre costo energético es mayor después de una amputación por encima de la rodilla, aumentando en un 80 %, en promedio, el VO₂ referido al metro recorrido en comparación con el individuo que no ha sufrido ninguna amputación [20, 42].

En la persona amputada por debajo de la rodilla, la situación es menos crítica ya que el incremento del gasto energético es inferior al 40 %. Estos datos deben relacionarse con la disminución de la velocidad de la marcha, que es del 55 % después de la amputación de ambas porciones de la extremidad, mientras que es menor al 30 % (o incluso inexistente) después de la amputación de la porción inferior. La recuperación de estos pacientes por medio del entrenamiento, así como las modificaciones técnicas de los aparatos pueden mejorar los parámetros bioenergéticos [9].

Las deficiencias neurológicas tales como la hemiplejía no se prestan a la evaluación bioenergética ya que a menudo van acompañadas de una irregularidad de la velocidad de la marcha. Sin embargo, se ha podido constatar en estas patologías un sobregasto energético (+65 %) acompañado de una disminución (-45 %) de la velocidad media de la marcha [11].

En caso de paraplejía, el VO₂ durante la marcha puede aumentar en un 40 % en función del nivel de afectación de la médula y de la utilización de ayudas técnicas. Esto puede llevar a aconsejar la utilización de una silla de ruedas, menos costosa que la marcha normal desde el punto de vista energético [19].

Las afecciones articulares de las extremidades inferiores, ya sean de naturaleza degenerativa artrósica, tal como una coxartrosis, o inflamatoria (artritis reumatoide, por ejemplo) llevan consigo un aumento del costo energético de la marcha acompañado de una disminución de la velocidad de la marcha y de una degradación de los parámetros mecánicos de la marcha [10, 43]. La práctica de una artroplastia suele

mejorar la marcha tanto en el aspecto biomecánico como bioenergético [7]. La rigidez tendrá una incidencia diferente según la articulación afectada: elevación en un 5 % del VO₂ si se trata de la parte posterior del pie [39], en un 20 % en la cadera, y en un 40 % en la rodilla, en comparación con un individuo sano [14]. En estas circunstancias, la rodilla se presenta como una articulación clave en lo que se refiere a la economía energética en la marcha.

Aprendizaje de la marcha

Aprender a andar es una de las principales tareas del niño. Requiere una serie de transformaciones lentas y progresivas del sistema nervioso central, del sistema nervioso periférico, de las estructuras neuromusculares y óseas, bajo el efecto de procesos programados genéticamente y enriquecidos con aportes exteroseptivos, en forma de estimulaciones externas. Cuando se sostiene a un recién nacido por debajo de las axilas, con los pies tocando una mesa, y el tronco flexionado hacia delante, el niño lo endereza, y mueve de forma alterna las extremidades inferiores. Esta actividad espontánea recibe el nombre de «marcha automática primaria». El aprendizaje de la verdadera marcha pasa obligatoriamente por determinadas fases, de acuerdo con una cronología relativamente fija que suele durar de 12 a 18 meses. El estudio de estas diferentes fases es necesario para evaluar y controlar el funcionamiento de todas las estructuras relacionadas con el aprendizaje. Gesell [17] fue el primero en estudiar el desarrollo psicomotor del niño y en crear una escala evolutiva que en la actualidad sigue utilizándose. Posteriormente, numerosos estudios han ampliado sus observaciones [21].

Condiciones necesarias para un buen desarrollo motor

Las distintas fases de la evolución motriz dependen de los siguientes factores [21].

Tono muscular básico

Desde el nacimiento, puede observarse en el recién nacido una hipotonía del eje craneocaudal, mientras que las extremidades están en posición de triple flexión debida a una clara hipertonía de los flexores, sobre todo de los proximales. Progresivamente, se establece un refuerzo del tono axial que permite, en primer lugar, que a los tres meses pueda sostener la cabeza, y entre los 5 y los 8 meses, pueda sostener el tronco. Paralelamente, se asiste a un relajamiento del tono de los flexores de las extremidades.

Fuerza muscular

Su desarrollo se establece de forma paralela a la evolución del tono muscular y a la aparición de una cierta toma de conciencia del cuerpo. El niño descubre sus manos a los 3 meses, después, a los 5 meses es capaz de utilizar sus extremidades superiores para coger objetos. A partir de los seis meses comienza apenas a controlar los movimientos de las extremidades inferiores. A los 8 meses, conseguirá sostener su propio peso sobre sus dos extremidades inferiores pero no alcanzará la fuerza muscular necesaria para el apoyo monopodal hasta la edad de 10 meses. Este apoyo monopodal es necesario cuando se efectúa el paso al caminar. Finalmente, la marcha aumentará progresivamente la potencia muscular.

Equilibrio y regulación de la postura

El equilibrio es tan necesario para la marcha como el sostenimiento y la locomoción. Un buen equilibrio resulta necesario para pasar de una postura sentada mínimamente ayudada a una postura sentada autónoma a la edad de 6 meses, de la misma manera que cuando el niño pasa de andar con sujeción a hacerlo sin ayuda. Cuesta mucho (entre 10 y 18 meses) conseguir el equilibrio en posición de pie. Un retraso en la coordinación entre el equilibrio, la postura y el movimiento puede retrasar el aprendizaje de la marcha hasta la edad de 3 ó 4 años, aun en el caso de que el tono y la fuerza muscular sean correctos. Además, una vez terminado el aprendizaje, continúan produciéndose ajustes durante varios años. Cuando el niño empieza a andar solo, las extremidades inferiores se separan para ensanchar la base de sustentación. También las extremidades superiores se separan para conseguir un mejor equilibrio frontal. El equilibrio sagital es precario con constantes movimientos de inclinación anteroposterior del tronco. El tiempo de apoyo unipodal es muy breve, en beneficio del tiempo de apoyo bipodal. La rotación de la pelvis (paso pelviano) no aparece hasta el segundo o tercer año. Progresivamente, para un período igual de balanceo, la longitud del paso se va alargando y el período de doble apoyo se acorta. Finalmente, la marcha alcanza su desarrollo de tipo adulto entre los tres y cinco años.

Organización de la adaptación de los movimientos a los objetivos que se pretenden

En los primeros meses de vida, los movimientos que se observan a nivel de las extremidades inferiores aún no están adaptados a un fin, sino que son el mero reflejo de las posibilidades motrices simples. Después, los diferentes movimientos se organizan y se combinan en la elaboración de un gesto para una función específica. La adquisición de patrones de movimiento está íntimamente relacionada con la capacidad psíquica e intelectual del niño. Necesita, efectivamente, la capacidad de reproducir gestos, de aprender gestos complejos a partir de la explicación o demostración de otra persona.

Aferencias sensoriales

Son indispensables para guiar al niño en su desplazamiento. También permiten el desarrollo del equilibrio y del sentido de la postura. Hasta la edad de 1 año, el sistema vestibular tiene una función muy importante, sobre todo en la apreciación subjetiva de la verticalidad [33]. La visión no interviene hasta mucho más tarde, hacia la edad de 3 años (estabilización de la mirada). Las aferencias propioceptivas tienen también una gran importancia en el control del mantenimiento de la postura. La propioceptividad permite analizar el suelo y mantener el equilibrio, en particular durante el apoyo unipodal.

La pérdida o imposibilidad de utilizar una de las tres aferencias sensoriales conduce a una mejor utilización de las otras dos aunque, por supuesto, esto requiere también su aprendizaje.

Fases de la evolución motriz

A los 6 meses

El niño descubre sus extremidades inferiores, las cuales aparecen en su campo de visión gracias a la relajación de tono de los flexores. Aprende rápidamente a utilizarlos, principalmente para los cambios de postura (de boca arriba a boca abajo, y viceversa, arrastrarse).

A partir de los 8 meses

El niño evoluciona a partir de la postura sentada. Es capaz de soportar su propio peso de pie pero abandona este esfuerzo rápidamente.

A partir de los 9 meses

Se sitúa apoyado sobre las dos rodillas, sentado, apoyado sobre sus dos extremidades superiores hacia delante sobre el suelo. Comienza a gatear.

A partir de los 10 meses

Se sujeta de pie apoyándose y es capaz de trasladar todo el peso de su cuerpo a una sola de las extremidades inferiores.

A los 11 meses

Anda a cuatro patas, mantiene las rodillas enderezadas, después despega un pie y se coloca en posición de «caballero galante». Finalmente es capaz de despegar el otro pie y así ponerse de pie. Cuando está de pie, disminuye la flexión del tronco hacia delante y aparece una lordosis lumbar que facilita el equilibrio del tronco. Esta evolución de la postura sentada a la postura de pie es consecuencia de una importante relajación del tono de los flexores y de un espectacular refuerzo de los músculos glúteos mayores y cuádriceps. Además, el niño comienza a diferenciar el lado derecho del lado izquierdo y aparecen las diferentes posibilidades de coordinación de los movimientos.

A la edad de 12 meses

El niño puede quedarse apoyado de pie. Finalmente, comienza a soltar una mano para atrapar un objeto, a agacharse, después a dar algunos pasos sujetándose. Adquiere progresivamente el equilibrio y los esquemas prácticos. Al principio, da algunos pasos en línea recta sobre terreno llano, con un polígono de sustentación bastante más grande, manteniendo las extremidades superiores separadas a modo de balancín. Ataca el paso con la parte delantera del pie. Se cae con frecuencia. Progresivamente aprende a cambiar de dirección, a caminar en terreno irregular y a aumentar la distancia recorrida.

A los 18 meses

Se pone de pie solo con el único apoyo del suelo, colocando aún la pelvis muy arriba. Este esfuerzo requiere una buena musculación de los glúteos mayores. Finalmente una musculación adecuada del cuádriceps le permitirá a los 20 meses pasar de una postura de cuclillas a una postura de pie. A partir de los 22 meses, los tríceps le permitirán levantarse sobre la punta de los pies. Un poco más tarde podrá correr, subir las escaleras y saltar.

En sus comienzos la marcha no es armoniosa, es costosa desde el punto de vista energético debido a que se producen contracciones musculares inútiles o exageradas, y requiere de la atención consciente de los órganos de percepción. Progresivamente, el aprendizaje llevará a una disminución del papel de la conciencia con una transferencia de las responsabilidades a los centros de comportamiento automático. Como resultado, la marcha se vuelve más armoniosa, económica y eficaz, y el movimiento más rentable. Como se ha visto, la marcha necesita de todo el sistema nervioso que le sirve de base.

Cualquier referencia a este artículo debe incluir la mención: GRAS P., CASILLAS J. M., DULIEU V. et DIDIER J. P. – La marche. – Encycl. Méd. Chir. (Elsevier, Paris-France), Kinésithérapie-Rééducation fonctionnelle, 26-013-A-10, 1996, 18 p.

Bibliografía

- [1] Arsenault AB, Winter DA, Marteniuk RG, Hayes KC. How many strides are required for the analysis of electromyographic data in gait. *Scand J Rehabil Med* 1986 ; 18 : 133-135
- [2] Astrand P, Rodahl K. Textbook of work physiology (3rd ed). New York : McGraw Hill, 1986
- [3] Bard G, Ralston HJ. Measurement of energy expenditure during ambulation with special reference to evaluation of assistive devices. *Arch Phys Med Rehabil* 1959 ; 40 : 415-420
- [4] Bellugue P. L'homme debout, étude de la marche. Réadaptation des enfants atteints d'infirmité motrice. Centre International de l'enfance, Travaux et documents, 1951
- [5] Bessou P, Duput P, Montoya R, Pages B. Simultaneous recording of longitudinal displacements of both feet during human walking. *J Physiol* 1988 ; 83 : 102-110
- [6] Bobert AC. Energy expenditure in level walking and grade walking. *J Appl Physiol* 1960 ; 15 : 1015-1024
- [7] Brown M, Hislop HJ, Waters RL, Porell D. Walking efficiency before and after total hip replacement. *Phys Ther* 1980 ; 60 : 1259-1263
- [8] Campbell KM, Biggs NL, Blanton PL, Lehr RP. EMG investigations of the relative activity among four components of the triceps surae. *Am J Phys Med* 1973 ; 52 : 30-41
- [9] Casillas JM, Dulieu V, Cohen M, Marcer I, Didier JP. Bioenergetic comparison of a new energy-storing foot and Sach foot in traumatic below-knee or in vascular amputees. *Arch Phys Med Rehabil* 1995 ; 76 : 39-34
- [10] Casillas JM, Richard M, Creuzet T, Peyrouse C, Roux J. Corrélations bioénergétiques et biomécaniques après remplacement - prothétique de hanche pour coxarthrose : bases de la rééducation. Actualités en rééducation et réadaptation. Paris : Masson, 1985 ; pp 224-231
- [11] Corcoran PJ, Brengelmann GL. Oxygen uptake in normal and handicapped subjects in relation to speed of walking beside velocity - controlled cart. *Arch Phys Med Rehabil* 1970 ; 51 : 78-87
- [12] Czerniecki JM, Gitter A. Insights into amputee running. A muscle work analysis. *Am J Phys Med Rehabil* 1992 ; 71 : 209-218
- [13] Datta SR, Ramanathan NL. Energy expenditure in work predicted from heart rate and pulmonary ventilation. *J Appl Physiol* 1969 ; 26 : 297-302
- [14] Didier JP, Casillas JM. Bioénergétique de la marche. *Ann Readapt Med Phys* 1986 ; 29 : 169-187
- [15] Dill DB. Assessment of work performance. *J Sports Med* 1966 ; 6 : 3
- [16] Ducroquet R, Dugroquet J, Ducroquet P. La marche et les boîtes. Paris : Masson, 1965
- [17] Gesell A, Amatruda CS. Developmental diagnosis. In : Hoelzer PB ed. Medical Book Department (2nd ed). Londres : Harper, 1947
- [18] Grossiord A, Piera JB. Physiologie de la marche humaine. In : Grossiord A, Held JP eds. Médecine de rééducation. Paris : Flammarion Médecine Sciences, 1981 : 71-82
- [19] Hildebrandt G, Voigt ED, Bahn D, Berendes B, Krogger J. Energy costs of propelling a wheelchair at various speeds : cardiac response and effect on steering accuracy. *Arch Phys Med Rehabil* 1970 ; 51 : 131-136
- [20] Huang CT, Jackson JR, Moore NB, Fine PR, Kuhlmeier KV, Traugh GH et al. Amputation : energy cost of ambulation. *Arch Phys Med Rehabil* 1979 ; 60 : 18-24
- [21] Illingworth RS. Développement psychomoteur de l'enfant. Paris : Masson, 1990
- [22] Inman VT, Ralston HJ, Todd F. Human walking. Baltimore : Williams & Wilkins, 1981
- [23] Khodadadeh S. Energy methods for the clinical monitoring of pathological gait. *Gait Posture* 1993 ; 1 : 23-25
- [24] Koopman HF. The three-dimensional analysis and prediction of human walking. Ph.d, Université de Twente, Pays-Bas, 1989 : 168
- [25] Mac Gregor J. Rehabilitation ambulatory monitoring. In : Kennedy RM, Paul JP, Hugues J eds. Disability. London : Macmillan, 1979 : 159-172
- [26] Mac Neill G, Cox MD, Rivers JP. The oxylog oxygen consumption meter : A portable device for measurement of energy expenditure. *Am J Clin Nutr* 1987 ; 45 : 1415-1419
- [27] Maruyama H, Nagasaki H. Temporal variability in the phase durations during treadmill walking. *Hum Mov Sci* 1992 ; 11 : 335-348
- [28] Murray MP, Kory RC, Clarkson BH, Sepsic SB. Comparison of free and fast walking patterns of normal men. *Am J Physiol Med* 1966 ; 45 : 8
- [29] Nilsson J, Thorstensson A. Adaptability in frequency and amplitude of leg movements during human locomotion at different speeds. *Acta Physiol Scand* 1987 ; 129 : 107-114
- [30] Oberg T, Karsznia A, Oberg K. Joint angle parameters in gait : reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *J Rehabil Res Dev* 1994 ; 31 : 199-213
- [31] Passmore R, Durnin JU. Human energy expenditure. *Physiol Rev* 1953 ; 35 : 801-840
- [32] Pelissier J, Boisson D. Les paramètres de la marche humaine. Techniques actuelles d'exploration. In : Pelissier J, Brun V eds. La marche humaine et sa pathologie. Paris : Masson, 1994 : 41-55
- [33] Pelissier J, Brun V, Enjalbert M. Posture, équilibration : quelques repères pour la rééducation. In : Pé-lissier J, Brun V eds. Posture, équilibration et médecine de rééducation. Paris : Masson, 1993 : 1-23
- [34] Piera JB, Grossiord A. La marche. *Encycl Méd Chir* (Elsevier, Paris). Kinésithérapie, 26013 A¹⁰, A¹⁹, 4.4.02
- [35] Plas F, Viel E, Blanc Y. La marche humaine. Kinésiologie dynamique biomécanique et pathomécanique (4^e ed). Paris : Masson, 1989
- [36] Ralston HJ. Energy-speed relation and optimal speed during level walking. *Int Zeitschrift Angewandte Physiol* 1958 ; 17 : 277-283
- [37] Saunders JB. The major determinants in normal and pathological gait. *J Bone Joint Surg* 1953 ; 35 A : 543-548
- [38] Viel E, Perelle A, Peyranne J, Esnault M. Analyse tridimensionnelle de la marche et de l'appui du pied au sol. *Med Chir Pied* 1985 ; 2 : 151-160
- [39] Waters RL, Barnes G, Husserl T, Silver L, Liss R. Comparable energy expenditure after arthrodesis of the hip and ankle. *J Bone Joint Surg* 1988 ; 70 A : 1032-1037
- [40] Waters RL, Lunsford BR. Energy cost of paraplegic locomotion. *J Bone Joint Surg* 1985 ; 67 : 1245-1250
- [41] Waters RL, Lunsford BR, Perry J, Byrd R. Energy-speed relationships of walking : standard tables. *J Orthop Res* 1988 ; 6 : 215-222
- [42] Waters RL, Perry J, Antonelli D, Hislop HJ. Energy cost of walking of amputees : the influence of level amputation. *J Bone Joint Surg* 1976 ; 58 A : 42-46
- [43] Waters RL, Perry J, Conaty P, Lunsford B, O'Meara P. The energy cost of walking with arthritis of the hip and knee. *Clin Orthop Relat Res* 1987 ; 214 : 278-284
- [44] Whittle M. Gait analysis. An introduction. Oxford : Butterworth-Heinemann, 1991
- [45] Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement (2nd ed). New York : John Wiley, 1990 : 275 p