

**Desarrollo de soluciones de formación innovadoras en el campo de la evaluación funcional destinadas a actualizar los planes de estudio de las escuelas de ciencias de la salud**



**MODULO: BIOMECÁNICA DE LA MARCHA HUMANA**

**Unidad Didáctica A: BIOMECÁNICA DE LA MARCHA NORMAL**



## Contenidos

1. OBJETIVOS	3
2. ESQUEMA DE LA HISTORIA DEL ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LA MARCHA	4
3. MARCHA NORMAL – DEFINICIONES BÁSICAS	7
4. DESCRIPCIÓN DE LA MARCHA NORMAL - DIVISIÓN EN FASES	10
<i>FASE DE APOYO</i> .....	11
<i>FASE DE OSCILACIÓN</i> .....	12
5. ATRIBUTOS Y DETERMINANTES DE LA MARCHA NORMAL	15
<i>ATRIBUTOS DE LA MARCHA</i> .....	15
<i>DETERMINANTES DE LA MARCHA</i> .....	15
6. PARÁMETROS ESPACIO-TEMPORALES QUE DESCRIBEN LA BIOMECÁNICA DE LA MARCHA	21
7. MAGNITUDES CINEMÁTICAS QUE DESCRIBEN LA BIOMECÁNICA DE LA MARCHA: ÁNGULOS ARTICULARES	26
<i>POSICIÓN DE LA PELVIS</i> .....	26
<i>CURSOS DE ÁNGULO EN LA ARTICULACIÓN DE LA RODILLA</i> .....	30
8. MAGNITUDES DINÁMICAS QUE DESCRIBEN LA BIOMECÁNICA DE LA MARCHA Y LAS REACCIONES DEL SUELO	33
<i>COMPONENTE VERTICAL DE REACCIÓN DEL SUELO</i> .....	34
9. OTRAS VARIABLES DINÁMICAS QUE DESCRIBEN LA BIOMECÁNICA DE LA MARCHA	40
<i>MOMENTOS DE FUERZAS MUSCULARES EN LAS ARTICULACIONES</i> ....	40
<i>POTENCIA EN ARTICULACIONES INDIVIDUALES</i> .....	41

10. TRABAJO MUSCULAR AL CAMINAR	43
11. IDEAS CLAVE	50
12. BIBLIOGRAFÍA	51

## 1. Objetivos

---

1. Descubrir cómo se define la marcha.
2. Aprender cómo se divide la marcha – división en fases.
3. Descubrir cuáles son los atributos y determinantes de la marcha.
4. Averiguar qué parámetros cinemáticos se utilizan para describir la biomecánica de la marcha y qué modifica estos parámetros durante el ciclo de la marcha.
5. Descubrir qué parámetros dinámicos se utilizan para describir la biomecánica de la marcha y qué cambia estos parámetros sujetos durante el ciclo de la marcha.
6. Descubrir cómo se ve el trabajo muscular durante un ciclo de marcha.

## 2. Esquema de la historia del análisis biomecánico de la marcha

Los inicios del análisis biomecánico del movimiento consistieron en determinar los cambios de posición de los objetos analizados en el tiempo. Uno de los primeros en realizar este tipo de investigación en relación con la biomecánica de la marcha fue Edward Mybridge (1830-1904) [3]. Él construyó el primer dispositivo para tomar fotografías de objetos en movimiento y un proyector que permitía la visualización de imágenes "en movimiento" (Fig. 1, Fig. 2)

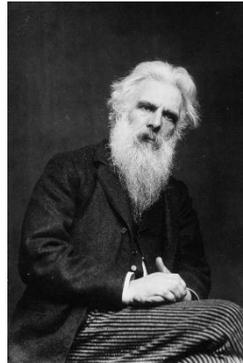


Fig. 1 Edward Mybridge (1830 – 1904) [3]

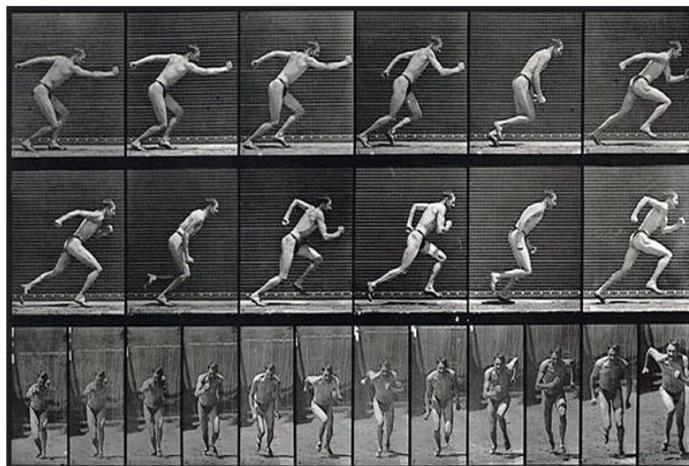
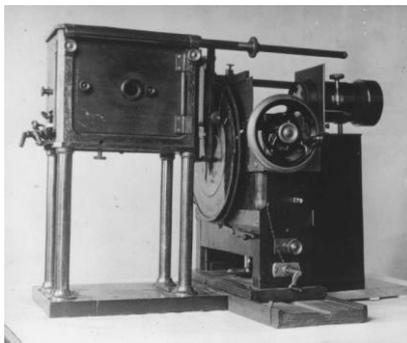


Fig. 2 Equipo utilizado por Mybridge para realizar las investigaciones [39]

**Etienne Jules Marey** (1830-1904) es considerado un precursor del análisis de movimiento biomecánico. Construyó un cronógrafo y en 1883 hizo el primer diagrama de la marcha humana [3]. El dispositivo construido por él se diferenciaba del realizado por Mybridge en que las fotografías posteriores se registraron en la misma placa fotográfica. E Marey también fue el primero en desarrollar un método para registrar las fases de la marcha (Fig. 3, Fig. 4). Para ello, utilizó sensores neumáticos adheridos a los zapatos de la persona examinada. Estos permitieron registrar la fase de apoyo y balanceo durante la marcha. E Marey también desarrolló, junto con su alumno Georges Demeny (1850 - 1918), una plataforma que permite medir el componente vertical de la reacción del suelo, utilizando los resultados de estas mediciones para realizar análisis de la energía de la marcha [3].



Fig. 3 Etienne Jules Marey (1830-1904) [3]

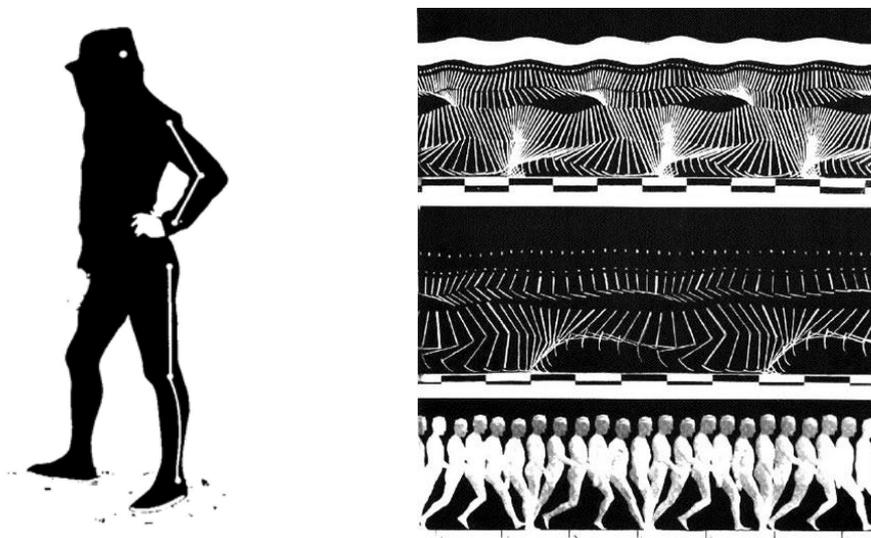


Fig. 4 El traje utilizado por Marey y las secuencias de marcha posteriores registradas [38]

La investigación de Marey fue continuada, entre otros, por Otto Fisher (1861-1917) y Wilhelm Braune (1831-1892), quienes desarrollaron un traje para el análisis de movimiento y, al analizar los datos de medición, hicieron un gráfico manual de las posiciones posteriores de las extremidades inferiores. También fueron los primeros en realizar un análisis tridimensional de la marcha (Fig.5, Fig.6).

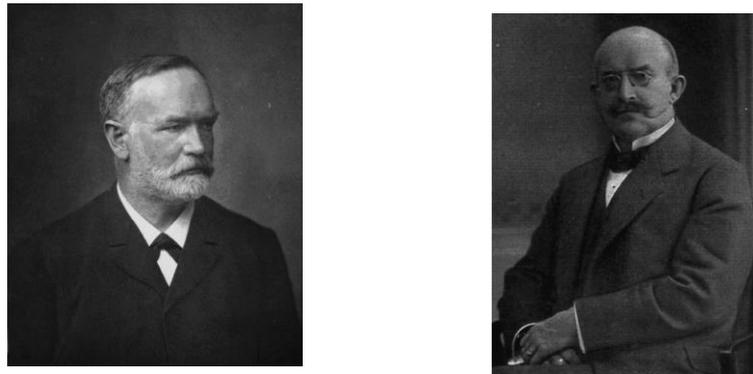


Fig. 5 Wilhelm Braune i Otto Fischer [3]

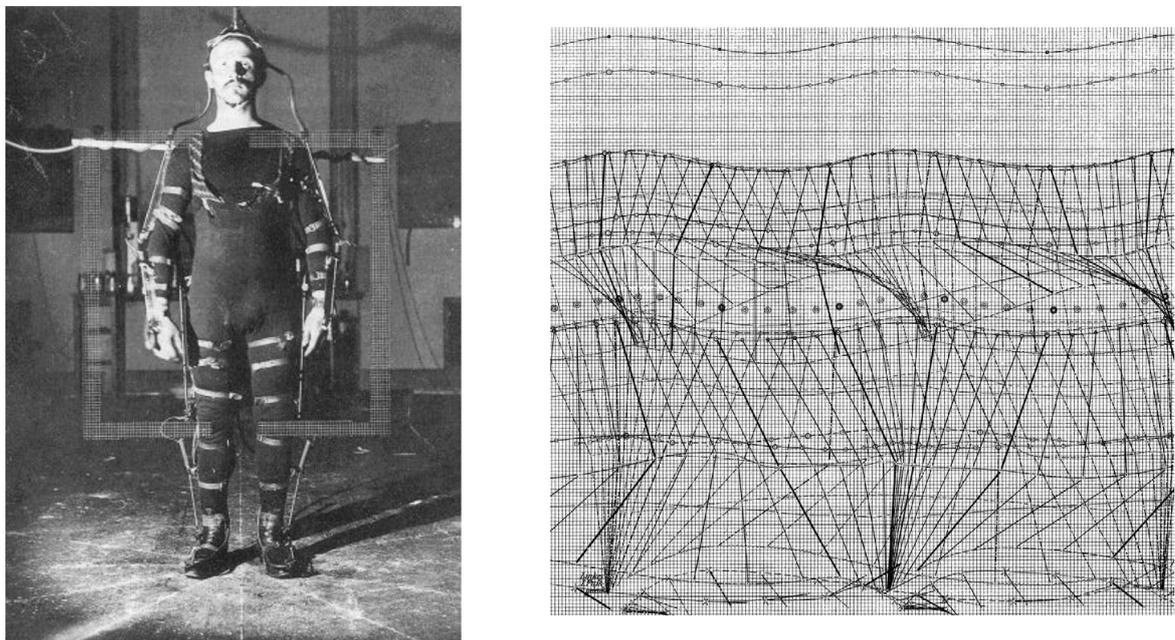


Fig. 6 El gráfico del traje y la mano de las posiciones posteriores de las extremidades inferiores (1891) - Estudio de Fisher y Braun [3]

En los años siguientes, se utilizaron en la investigación cada vez más dispositivos que permitían realizar mediciones cada vez más precisas. Jules Amar (1879-1935) fue el primero en construir una plataforma de medición que registraba tres componentes de la reacción del suelo al caminar, y Cunningham y Brown fueron los primeros en registrar los seis componentes de la reacción del suelo: fuerzas y momentos de fuerza. Un gran avance en el análisis biomecánico de la marcha fue el uso de computadoras que permitieron el análisis simultáneo de muchas variables registradas, como la ubicación, la velocidad lineal y angular y la aceleración lineal y angular. Además, el uso de computadoras permitió realizar cálculos de modelos que permiten identificar las fuerzas generadas por los músculos durante el movimiento.

### 3. Marcha normal – definiciones básicas

Morecki [20] define la locomoción como un movimiento que conduce a un cambio en el lugar que ocupa un objeto en relación con el sistema de referencia adoptado. Por otro lado, Błaszczuk define el concepto de locomoción humana de la siguiente manera [5]: La locomoción es un proceso de movimiento activo de organismos asociado con la implementación de necesidades vitales específicas. Dependiendo del rango de velocidad, la locomoción bípeda se puede dividir en varias formas que difieren en la coordinación de los movimientos de los segmentos corporales individuales: marcha, carrera, sprint, saltos. La marcha de acuerdo con Dega [11] se puede definir como la pérdida alterna y la recuperación del equilibrio en las fases de apoyo y balanceo de las extremidades inferiores que cambian alternativamente.

Desde el punto de vista de la implementación, la locomoción es la tarea motora más compleja que una persona debe aprender casi en el período más temprano de su vida. Con el tiempo, los patrones de movimiento aprendidos se convierten en una actividad tan natural que se lleva a cabo sin la participación de un control consciente sobre cada movimiento realizado. [5].

Para hacer un análisis biomecánico de la marcha, primero debe familiarizarse con los ejes y planos del cuerpo humano, contra los cuales a menudo se definen los movimientos individuales. El cuerpo humano está construido de acuerdo con el tipo de figura simétrica de dos lados, es decir, las mitades del cuerpo, derecha e izquierda, están separadas por un plano y son similares entre sí como un reflejo en un espejo.

Hay tres tipos básicos de planos en el cuerpo humano (Fig.7):

- planos sagitales (plana sagittalia) - estos planos son perpendiculares a la superficie de la tierra y dividen el cuerpo en partes derecha e izquierda. El plano sagital, que pasa por el eje principal, se denomina plano mediano (planum medianum) o plano de simetría.
- planos frontales (plana frontalia) - corren paralelos a la frente y perpendiculares a los planos sagitales, dividiendo el cuerpo en adelante y atrás.
- planos transversales (plana transversalis) o horizontales (plana horizontalia) - corren perpendicular a los planos sagital y frontal, dividiendo el cuerpo en las partes superior e inferior.

También distinguimos los siguientes ejes corporales:

- eje vertical o eje longitudinal (axis longitudinalis) - es perpendicular a la superficie sobre la que se encuentra una persona. Conecta la parte superior de la cabeza con la última vértebra coccígea. Este es el eje principal alrededor del cual tienen lugar los movimientos de rotación.
- eje sagital - corre de adelante hacia atrás y es perpendicular al eje vertical y horizontal. Hay movimientos de abducción y aducción alrededor de este eje.
- eje horizontal o eje transversal - conecta dos puntos igualmente ubicados en la mitad derecha e izquierda del cuerpo. Es perpendicular a los dos ejes mencionados

anteriormente. Los movimientos de flexión y enderezamiento se realizan alrededor de este eje.

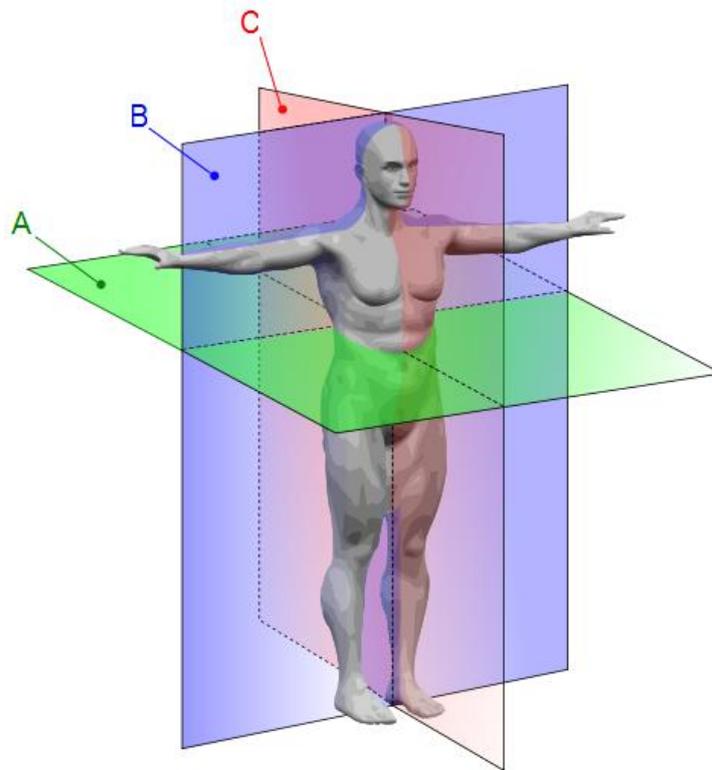


Fig. 7 Planos principales del cuerpo humano: A – plano horizontal (transversal), B – plano frontal, C – plano sagital [37]

La marcha normal se caracteriza por el hecho de que es:

- De dos piernas - para moverse, el humano usa ambas extremidades inferiores al mismo tiempo.
- Alternando - los movimientos de las extremidades inferiores se sincronizan y se realizan alternativamente, es decir, la extremidad inferior derecha e izquierda se realizan alternativamente. Los movimientos de las extremidades inferiores están sincronizados con los movimientos de las extremidades superiores y el movimiento de todo el cuerpo.
- El movimiento se produce hacia Adelante.
- Simétrico - tanto el lado izquierdo como el derecho del cuerpo humano funcionan juntos igualmente bien. Los movimientos del lado derecho e izquierdo del cuerpo con una marcha normal son aproximadamente simétricos
- Armonioso: isométrico (misma longitud de pasos); isócrono (misma duración de pasos); isotónico (mismo tono muscular en ambas extremidades inferiores).

El análisis biomecánico de la marcha se realiza habitualmente sobre la base del llamado ciclo de la marcha utilizando los valores determinados durante las pruebas experimentales y utilizando modelos matemáticos. El análisis de la marcha se evalúa más comúnmente en el análisis biomecánico por medio de:

- atributos de la marcha
- determinantes de la marcha,
- parámetros temporal-espaciales,
- parámetros cinemáticos,
- fuerzas de reacción del suelo,
- actividad bioeléctrica muscular,
- valores de momentos de fuerzas musculares que actúan en las articulaciones,
- los valores de las fuerzas generadas por los músculos,
- potencia,
- reacciones en las articulaciones.

## 4. Descripción de la marcha normal - división en fases

En la marcha, como actividad repetitiva, se puede distinguir el llamado ciclo, es decir, actividades de movimiento posteriores repetitivas en el tiempo y realizadas en una secuencia específica. El ciclo de la marcha es el concepto básico de la marcha y dura, en el caso de la marcha normal, desde el contacto del talón de una extremidad con el suelo hasta el contacto del talón de la misma extremidad con el suelo. Por lo tanto, un ciclo de caminata incluye dos pasos - un paso con la extremidad derecha y un paso con la extremidad izquierda. La descripción de la biomecánica de la marcha siempre se refiere al ciclo de la marcha [6, 30].

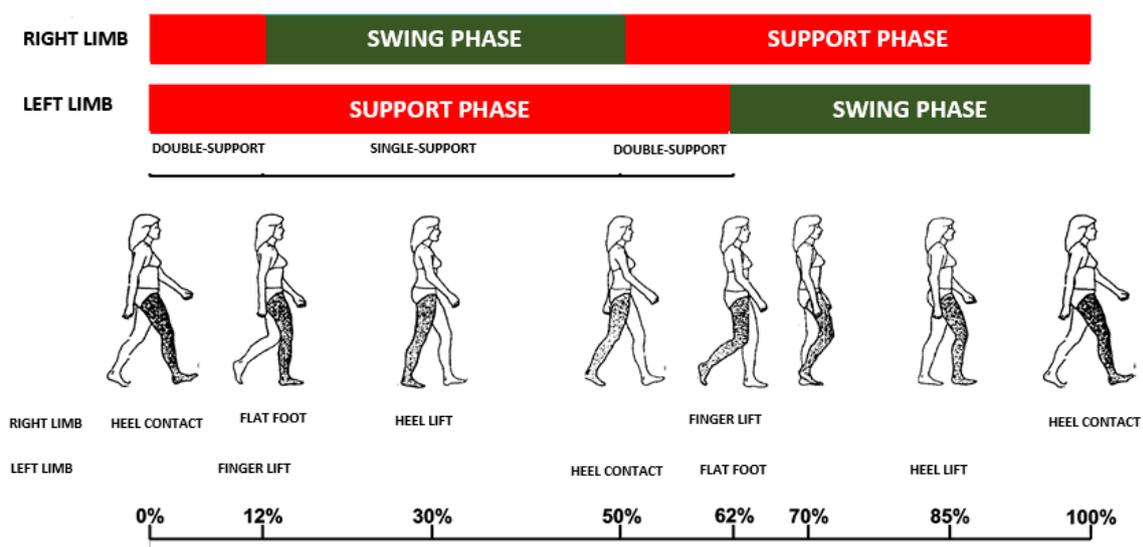


Fig. 8 Fases del ciclo de la marcha para la extremidad derecha e izquierda [33]

El ciclo de la marcha se divide en fases [33]. Se pueden distinguir las siguientes fases:

- Fase de apoyo.
- Fase de oscilación.
- Fase de doble apoyo.

La fase de apoyo de una extremidad determinada se produce cuando la extremidad está en contacto con el suelo. Por tanto, estamos hablando de la fase de apoyo del miembro izquierdo y del miembro derecho. La fase de apoyo comienza cuando el pie toca el suelo y finaliza cuando el pie se desprende del suelo.

La fase de balanceo ocurre cuando la extremidad no está en contacto con el suelo. La fase de balanceo comienza cuando el pie se retira del suelo y finaliza cuando vuelve a tocar el suelo. Aquí también nos ocupamos de la fase de balanceo de la extremidad derecha e izquierda.

Un fragmento del ciclo de la marcha cuando ambas extremidades están en contacto con el suelo simultáneamente se denomina fase de dos apoyos. Ocurre cuando la primera extremidad que finaliza la fase de apoyo todavía está en contacto con el suelo a través del antepié y la puntera, y la segunda extremidad ha terminado la fase de balanceo y entra en contacto con el suelo. La fase de doble apoyo es el elemento básico que distingue la marcha de la carrera en la que no se produce la fase de dos apoyos y en su lugar aparece la fase de vuelo.

Caminar a la llamada velocidad voluntaria se suele realizar a una velocidad de 4 km / h. A esta velocidad, el ciclo de caminata dura aproximadamente 1,1 segundos, mientras que las fases individuales, en relación con todo el ciclo de caminata, duran:

- Fase de apoyo, alrededor del 62% del ciclo de la marcha.
- Fase de balanceo, aproximadamente el 38% del ciclo de la marcha.
- Fase de apoyo doble, alrededor del 12% del ciclo de la marcha.

Cabe mencionar aquí que las dos primeras fases suman un ciclo de marcha completo del 100% y se refieren a la separación de las extremidades derecha e izquierda, mientras que la fase de doble apoyo incluye el movimiento de ambas extremidades.

Para una marcha normal, la duración de la fase de apoyo y balanceo de las extremidades derecha e izquierda debe ser aproximadamente la misma. La mayoría de las veces, en la evaluación clínica, se asume que cualquier asimetría entre el lado derecho y el izquierdo no debe exceder el 10%. La duración de las fases individuales depende de la velocidad de la marcha - a medida que aumenta la velocidad, el tiempo de la fase de apoyo se acorta, mientras que la fase de balanceo se extiende.

## **FASE DE APOYO**

Durante la fase de apoyo, la tarea de la extremidad es transferir la carga resultante del peso corporal. La fase de apoyo, debido a las funciones de la extremidad inferior y teniendo en cuenta los cursos de reacciones individuales del suelo, se puede dividir en [33, 15]:

- Fase de sobrecarga, que dura aproximadamente el 20% de la fase de soporte
- Fase de descarga, que dura alrededor del 30% de la fase de soporte
- Fase de propulsión, que dura aproximadamente el 50% de la fase de apoyo

La fase de sobrecarga comienza con el contacto del pie con el suelo; este debe ser el talón para una marcha normal. El final de la fase de sobrecarga se produce cuando todo el pie se coloca en el suelo. Esta fase coincide totalmente con la fase de dos apoyos. Durante todo el ciclo de la marcha, la fase de sobrecarga dura el 12% del ciclo de la marcha.

La fase de descarga comienza cuando se coloca todo el pie en el suelo y finaliza cuando se retira el talón del suelo. Durante toda la fase de descarga, el peso corporal descansa sobre

una extremidad. En cuanto al ciclo de la marcha, la fase de descarga dura del 12% al 30% del ciclo de la marcha.

La fase de propulsión comienza cuando el talón se separa del suelo y termina cuando los dedos se retiran del suelo. Con respecto al ciclo de la marcha, la fase de propulsión dura desde aproximadamente el 30% del ciclo de la marcha hasta el 62% del ciclo de la marcha. Durante la fase de propulsión, el centro de masa se mueve hacia adelante y la velocidad horizontal aumenta en la dirección de la marcha al máximo. Al final de la fase de propulsión, la otra extremidad (opuesta) entra en contacto con el suelo, es decir, comienza la fase de dos apoyos.

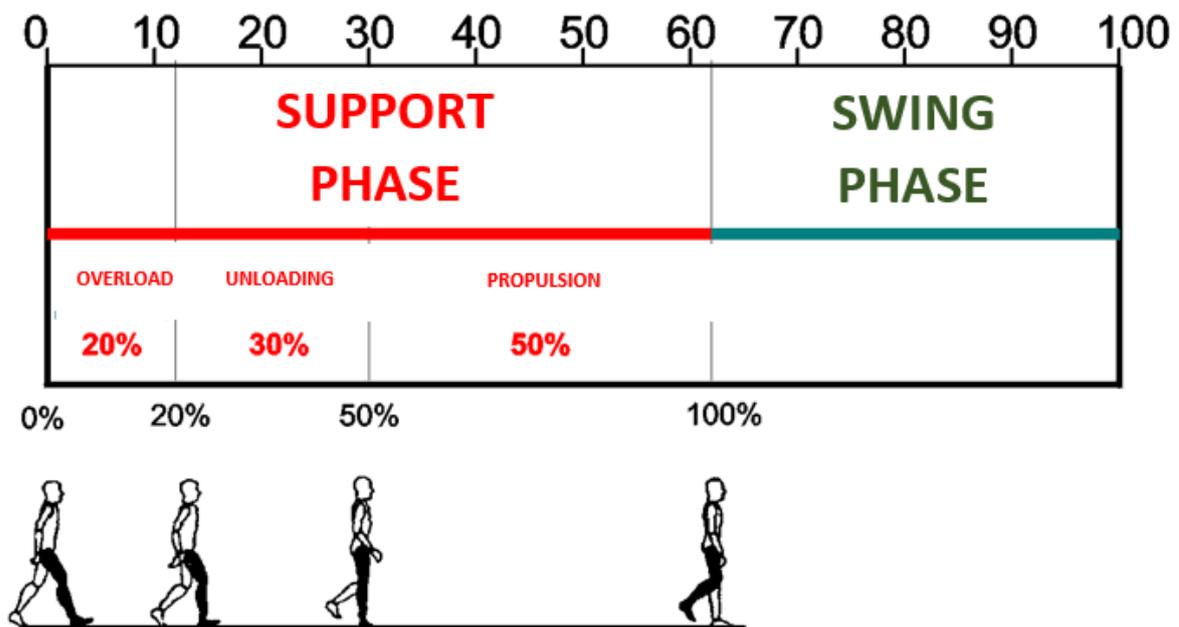


Fig. 9 División de la fase de apoyo en fases [33]

### FASE DE OSCILACIÓN

La fase de balanceo comienza cuando los dedos se retiran del suelo. Se divide en las siguientes fases [33, 15]

- La fase de oscilación activa, que dura aproximadamente el 20% de la fase de oscilación
- Una fase pasiva que dura aproximadamente el 40% de la fase de oscilación
- Fase de frenado, que dura aproximadamente el 40% de la fase de oscilación.

La fase de balanceo activo (desde aproximadamente el 62% hasta aproximadamente el 70% del ciclo de la marcha) comienza cuando los dedos se retiran del suelo. Hay una fuerte acción de los músculos flexores de la cadera, por lo que la extremidad aumenta su velocidad y hay un desplazamiento hacia arriba y hacia adelante. En esta fase, la máxima flexión tiene lugar en la articulación de la rodilla.

La fase de balanceo pasivo dura desde aproximadamente el 70% hasta aproximadamente el 85% del ciclo de la marcha. Durante esta fase, la extremidad inferior se mueve más hacia adelante, pero principalmente debido a la fuerza de inercia que utiliza la velocidad dada en la fase activa de balanceo.

La fase de ruptura dura desde aproximadamente el 85% hasta aproximadamente el 100% del ciclo de la marcha. Durante esta fase, el impulso de las extremidades se rompe por el trabajo excéntrico de los músculos extensores de la cadera y los músculos flexores de la rodilla. Toda la extremidad también está preparada para aceptar la carga al comienzo de la fase de apoyo.

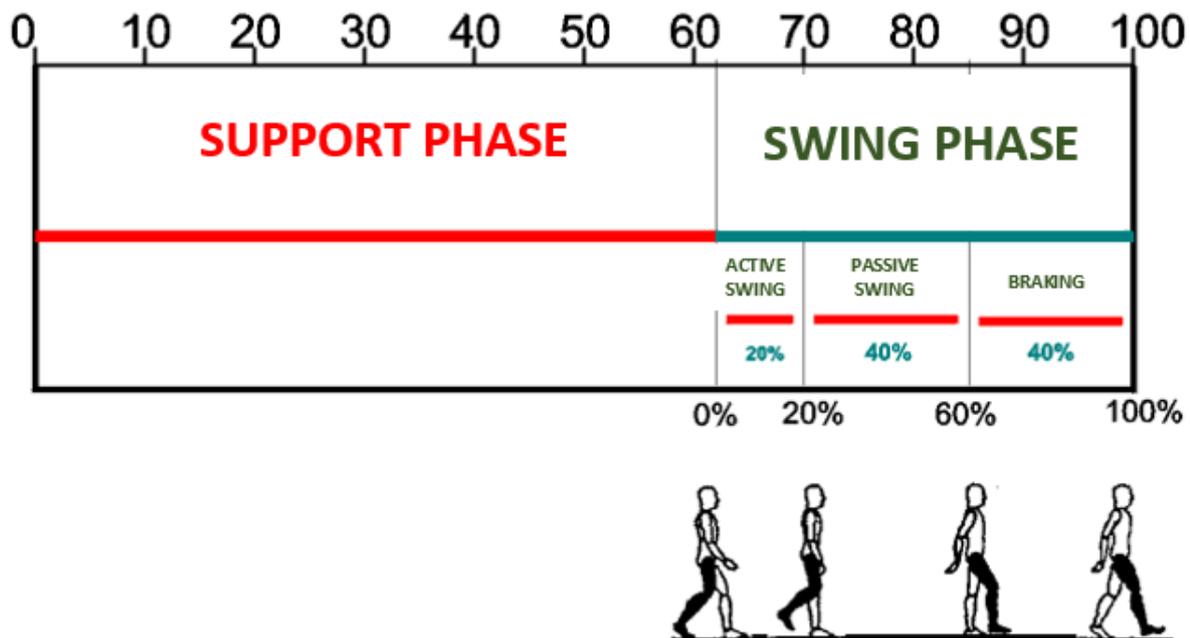


Fig. 10 División de la fase de oscilación en fases [33]

## NOMENCLATURA UTILIZADA EN BIOMECÁNICA DE LA MARCHA

Las siguientes determinaciones se utilizan en el análisis biomecánico de la marcha:

- cadencia - este es el número de pasos dados en un minuto. Los estudios han demostrado que el ritmo natural de locomoción en las mujeres es de 122 pasos por minuto en promedio, mientras que en los hombres es de 116 pasos por minuto,
- longitud de la zancada - esta es la distancia entre los mismos puntos de apoyo sucesivos de la misma extremidad, por ejemplo, los puntos en los que una extremidad determinada inició la fase de apoyo o finalizó la fase de balanceo (Fig.11),
- longitud del paso - esta es la distancia entre los puntos seleccionados pero los mismos de la extremidad derecha e izquierda, por ejemplo, la distancia entre la posición del talón de

la extremidad derecha e izquierda. La longitud del paso puede ser diferente para la extremidad derecha e izquierda (Fig.11).

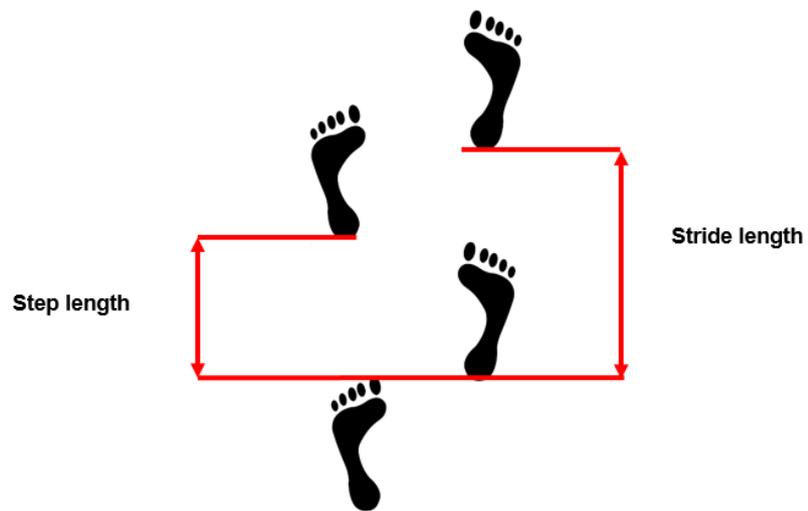


Fig. 11 Longitudes de zancadas y paso

## 5. Atributos y determinantes de la marcha normal

---

El objetivo principal de caminar es permitir que las personas se muevan. La marcha como actividad cíclica se caracteriza por un patrón específico para el cual existen ligeras diferencias individuales, sin embargo, el tamaño y alcance de estas diferencias es tan pequeño que permite especificar un patrón de marcha estándar, que se puede describir utilizando diferentes parámetros. Estos valores incluyen atributos de la marcha y determinantes de la marcha.

### **ATRIBUTOS DE LA MARCHA**

El primer grupo de este tipo son los atributos de la marcha.

Se pueden distinguir los siguientes cinco atributos para caminar:

- estabilidad de apoyo.
- espacio libre correcto debajo del pie durante la fase de balanceo, es decir, elevación adecuada de la extremidad. Aproximadamente 18 cm se considera correcto.
- posicionamiento adecuado del pie antes del inicio de la fase de apoyo que, al caminar correctamente, comienza cuando el talón toca el suelo.
- longitud de zancada adecuada.
- minimización del consumo de energía.

### **DETERMINANTES DE LA MARCHA**

Otro grupo de parámetros que describen la marcha normal son los determinantes de la marcha que están estrechamente relacionados con el último atributo de la marcha: minimizar el consumo de energía. Fueron descritos en diciembre [10]. Dec asumió que mientras realiza la locomoción, el hombre intenta controlarlos de tal manera que el gasto de energía sea lo más bajo posible. Al caminar, se puede observar un movimiento cíclico hacia arriba y hacia abajo del centro de masa. Estos movimientos están asociados con cambios alternos en la energía cinética y potencial. Debido a que la marcha es un movimiento que consiste en mover el cuerpo hacia adelante, el gasto energético mínimo estará asegurado cuando la trayectoria del movimiento del centro de masa esté cerca de una línea recta, es decir, los siguientes movimientos de masa del centro del cuerpo estarán limitados:

- se reduce el levantamiento máximo del centro de masa corporal durante todo el ciclo de caminata,
- el descenso del centro de masa en los límites de las fases de apoyo y balanceo de la marcha es limitado,
- los desplazamientos laterales del centro de masa corporal durante todo el ciclo de marcha son limitados.

Todos estos elementos se enfatizan excesivamente en la marcha deportiva, donde el principal objetivo del entrenamiento es minimizar el gasto energético y, por tanto, la fatiga del jugador.

Basándose en esta suposición, Dec en la década de 1950 identificó aquellos movimientos corporales durante la marcha que tenían el mayor impacto en aumentar o reducir el gasto de energía. Se les llamó determinantes de la marcha. Los valores no óptimos de los determinantes pueden indicar la posibilidad de problemas de salud que afecten el movimiento o un patrón de marcha incorrecto fijo, porque cambiar el valor de los determinantes aumenta el gasto de energía durante la marcha.

Hay seis determinantes de la marcha (Fig. 12 –

Fig. 15):

- Rotación pélvica en un plano horizontal
- Oblicuidad pélvica en el plano frontal
- Movimientos laterales pélvicos
- Flexión de rodilla durante la fase de apoyo.
- Acortamiento funcional de la extremidad durante la fase de balanceo
- Movimiento del pie y cambios angulares en la articulación del tobillo en el plano sagital

#### Rotación pélvica en un plano horizontal

La rotación pélvica se describe en el plano horizontal, es decir, alrededor del eje longitudinal del cuerpo. Este determinante se refiere al correcto posicionamiento de la pelvis y, por tanto,

de las articulaciones de la cadera, en el plano transversal en la fase de doble apoyo. El movimiento hacia adelante del miembro adelantado en la fase de balanceo se combina con el movimiento de rotación pélvica que sigue a este miembro por medio del movimiento hacia adelante del lado adelantado de la pelvis. Este movimiento se produce de forma simétrica y alternativa para ambas extremidades y permite extender la longitud de los escalones. La rotación pélvica alarga la zancada. A una velocidad de aproximadamente 4 a 5 km / h, la pelvis gira alrededor de 4 a 5 ° en cada dirección. Un aumento en la velocidad al caminar conduce a un aumento en el ángulo de rotación.

### Oblicuidad pélvica en el plano frontal

Este determinante describe la posición de la pelvis y las articulaciones de la cadera en el plano frontal, es decir, la rotación de la pelvis alrededor del eje sagital. El movimiento pélvico en el plano frontal consiste en la posición de la pelvis ligeramente oblicua al caer hacia el lado de la extremidad en la fase de balanceo con elevación simultánea del lado de la extremidad en apoyo. Simultáneamente con el movimiento pélvico descrito, hay una ligera aducción del miembro inferior en apoyo (alrededor de 5 °) y abducción del miembro inferior en la fase de balanceo (también alrededor de 5 °). Todo esto aumenta la longitud efectiva del miembro inferior que se encuentra en fase de balanceo y se reduce el levantamiento del centro de gravedad del cuerpo.

La protección contra el descenso pélvico excesivo hacia la extremidad en la fase de balanceo es el trabajo del músculo glúteo medio en el lado opuesto al de la extremidad en balanceo. El descenso pélvico debe rondar los 5 °. El descenso pélvico excesivo se conoce como síntoma de Trendelenburg y es un síntoma de algunas enfermedades.

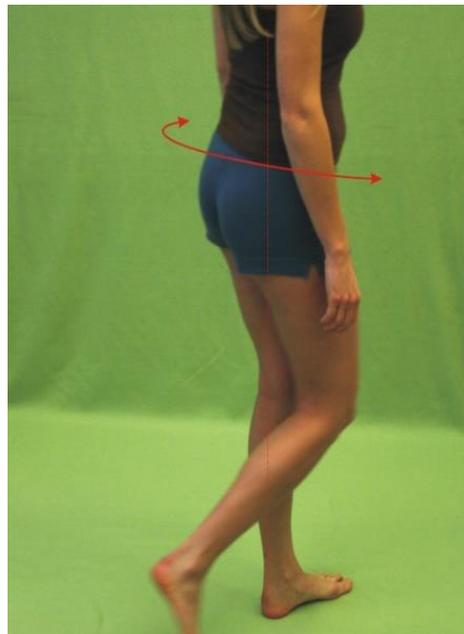


Fig. 12 Rotación pélvica en plano transversal [33]

Fig. 13 Oblicuidad pélvica en el plano frontal [33]

### Movimientos pélvicos laterales

Los movimientos laterales de la pelvis son el resultado de una carga alterna de las extremidades inferiores y son el resultado del movimiento de la pelvis hacia la pierna de apoyo. Este seguimiento pélvico se debe a que el sistema de control de la marcha intenta llevar el cuerpo de tal manera que la proyección del centro de gravedad esté por encima del pie o en la zona que contiene ambos pies y entre ellos, es decir, cuando solo una pierna está en el soporte, la pelvis se mueve de modo que se mueve el centro de masa, por encima del pie de esta extremidad.

Estos tipos de movimientos son más evidentes durante la marcha lenta. Junto con el desplazamiento de la pelvis, también hay una aducción simultánea del miembro inferior en la



articulación de la cadera igual a algunos grados. Es el resultado del hecho de que la pelvis se mueve lateralmente en relación con la extremidad en el soporte. Debido a que esta extremidad no puede seguir la pelvis, hay un movimiento de aducción en la articulación de la cadera.

Fig. 14 Movimientos laterales pélvicos [33]



#### Flexión de rodilla durante la fase de apoyo

Este determinante describe el valor del ángulo de flexión de la rodilla del miembro de apoyo en la fase de plena carga. El movimiento de la extremidad en la articulación de la rodilla durante la fase de apoyo comienza con el movimiento de flexión, que dura hasta que la otra extremidad se desprende del suelo. Luego, la flexión en la articulación de la rodilla alcanza el valor máximo, alrededor de  $15^\circ - 20^\circ$ , seguido de un movimiento de extensión para que al final de la fase de apoyo comience la flexión nuevamente. Dicha secuencia de movimiento junto con el ángulo de flexión máximo alcanzado hace posible que los movimientos hacia arriba y hacia abajo del centro de gravedad del cuerpo sean mínimos, lo que a su vez significa que se minimiza el gasto de energía.



Fig. 14 Secuencia de movimientos de flexión y extensión en la articulación de la rodilla [33]



Fig. 15 Acortamiento funcional de la extremidad [33]

Acortamiento funcional de la extremidad durante la fase de balanceo

El acortamiento funcional de la extremidad en la fase de balanceo describe la cantidad requerida de acortamiento aparente de la extremidad inferior en la fase de balanceo de modo que, a pesar de que la pelvis cae ligeramente sobre el lado de la extremidad de balanceo (segundo determinante), el pie no toca el suelo. El valor de acortamiento se determina cuando el eje transversal de la articulación del tobillo pasa por el plano frontal principal del cuerpo. El acortamiento se produce en todas las articulaciones de la extremidad inferior (cadera, rodilla, tobillo), pero el valor más alto se alcanza en la articulación de la rodilla. Para que la marcha sea normal la rodilla debe poder doblarse a 65 grados.

### Movimiento del pie y cambios angulares en la articulación del tobillo en el plano sagittal

El posicionamiento correcto del pie, es decir, el ángulo correcto en la articulación del tobillo, cuando el talón golpea (dorsiflexión) y cuando la extremidad se separa del suelo (flexión plantar) aumenta la longitud efectiva de la extremidad inferior.

Una marcha correcta debe cumplir las siguientes condiciones:

- los escalones de ambas extremidades inferiores deben tener la misma longitud,
- el tiempo de carga para ambas extremidades inferiores debe ser el mismo,
- debe garantizarse la coordinación adecuada de todo el torso y las extremidades superiores con el trabajo de las extremidades inferiores. Consiste en que simultáneamente con la inclinación del miembro inferior se produce una rotación del torso hacia este miembro combinado con un balanceo del miembro superior del mismo lado que la pierna adelantada,
- el contacto del talón con el suelo está relacionado con el movimiento del pie, cuyo movimiento asegura el posicionamiento correcto de la parte inferior de la pierna y el muslo en rotación externa,
- el desprendimiento del pie del suelo se acompaña de la aducción del pie, cuyo movimiento inicia la rotación interna de la parte inferior de la pierna y el muslo.

## 6. Parámetros espacio-temporales que describen la biomecánica de la marcha

Los valores básicos que describen la marcha incluyen valores espacio-temporales. Estos valores se pueden determinar mediante métodos de medición muy sencillos; por tanto, pertenecen a uno de los valores más determinados y analizados. Puedes incluir a estos:

- velocidad de la marcha
- longitud de zancada
- cadencia.

La velocidad media de marcha de las personas sanas varía entre 4 y 6 km / h (Fig. \*\*\*\*). Para esta velocidad, la frecuencia de pasos (cadencia) está en el rango de 90 a 120 pasos por minuto, mientras que la longitud de los pasos es de 70 a 82 cm [6].

La longitud media de un solo paso de un adulto es de aproximadamente 0,7-0,82 m, mientras que para un niño es aproximadamente igual a la altura de su cuerpo.

La longitud de la zancada depende de varios factores, incluida la altura del cuerpo, el sexo y la técnica de movimiento (Fig. 18 - Fig. 21).

La frecuencia de los pasos es de aproximadamente 90-120 pasos por minuto.

Las siguientes figuras muestran las relaciones seleccionadas entre los parámetros individuales, así como las relaciones entre estos parámetros y el sexo y la edad. La velocidad al caminar depende directamente de la longitud de los pasos y la frecuencia de los mismos. Se producen relaciones lineales entre estas cantidades, como se muestra en la Fig. 22 y la Fig. 23. La velocidad al caminar también depende de la edad, como se muestra en las Fig. 24 - Fig. 28.

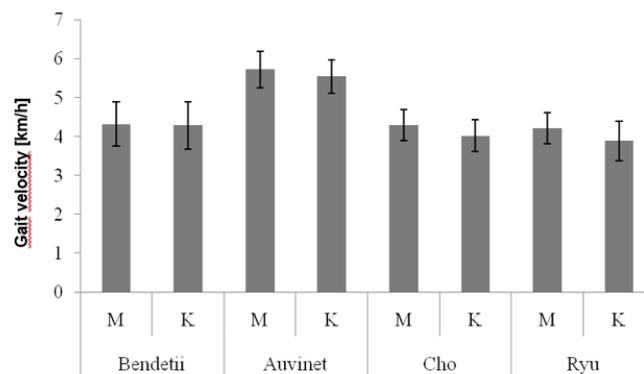


Fig. 16 Velocidad de la marcha según diversos estudios con división en mujeres y hombres [2,4,7,26,33]

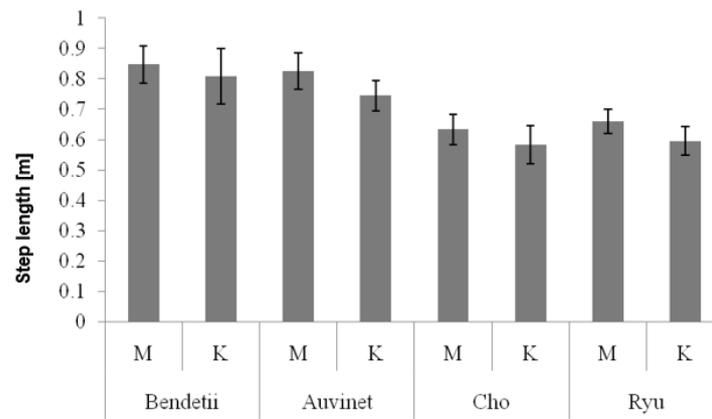


Fig. 17 Longitudes de paso según varios estudios con división en mujeres y hombres [2, 4, 7, 26,33]

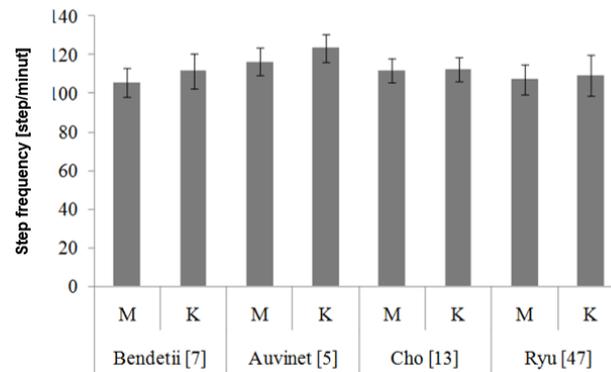


Fig. 18 La frecuencia de las gestiones según diversos estudios con división en mujeres y hombres. [2, 4, 7, 26,33]

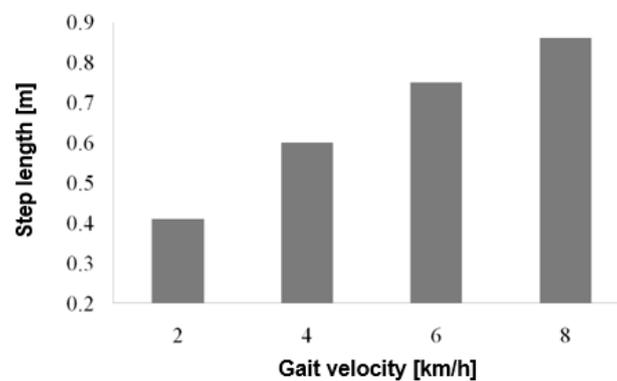


Fig. 19 Cambios en la longitud de los pasos en función de la velocidad al caminar [29,33]

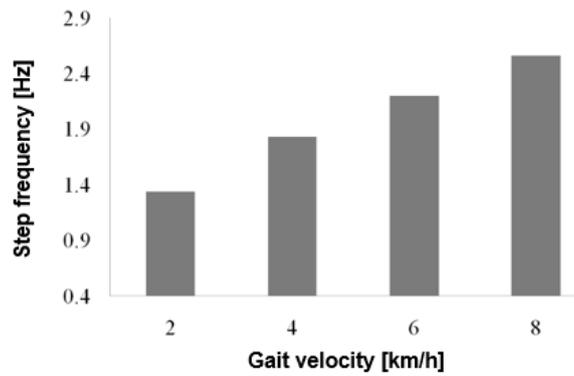


Fig. 20 Cambios en la frecuencia de pasos dependiendo de la velocidad al caminar [29,33]

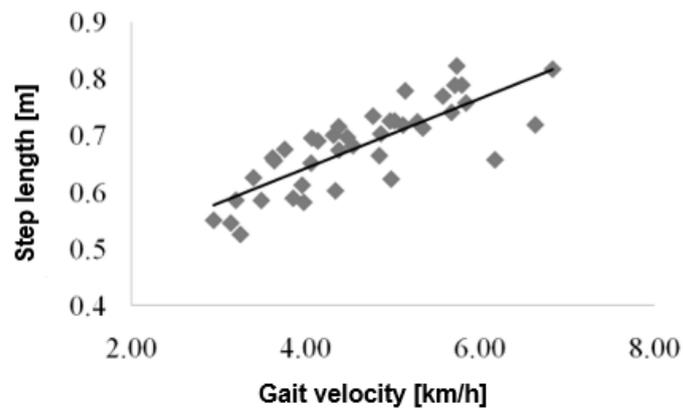


Fig. 21 La relación entre la velocidad al caminar de personas sanas y la longitud del paso [28,33]

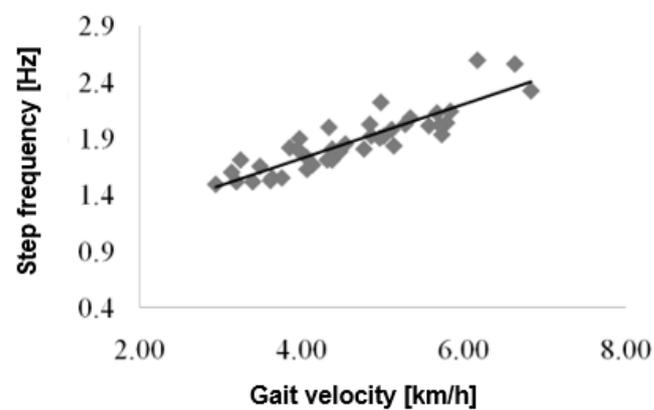


Fig. 22 La relación entre la velocidad al caminar de las personas sanas y la frecuencia de los pasos. [28,33]

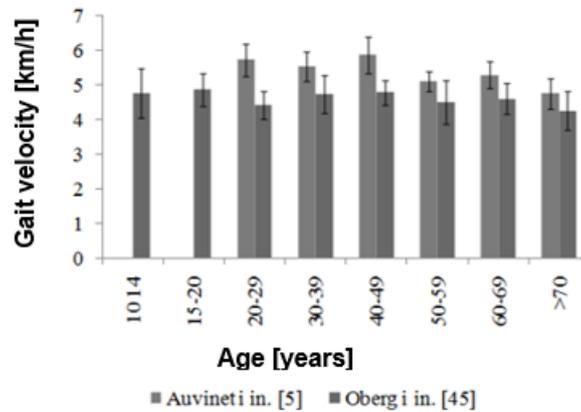


Fig. 23 Velocidad de marcha en diferentes categorías de edad según diferentes autores [2, 23,33]

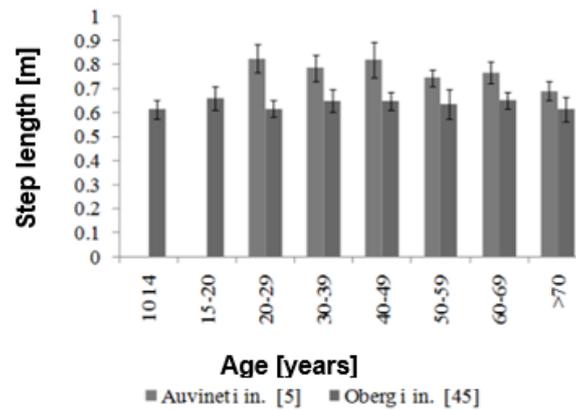


Fig. 24 Longitud del paso en diferentes categorías de edad según diferentes autores [2, 23,33]

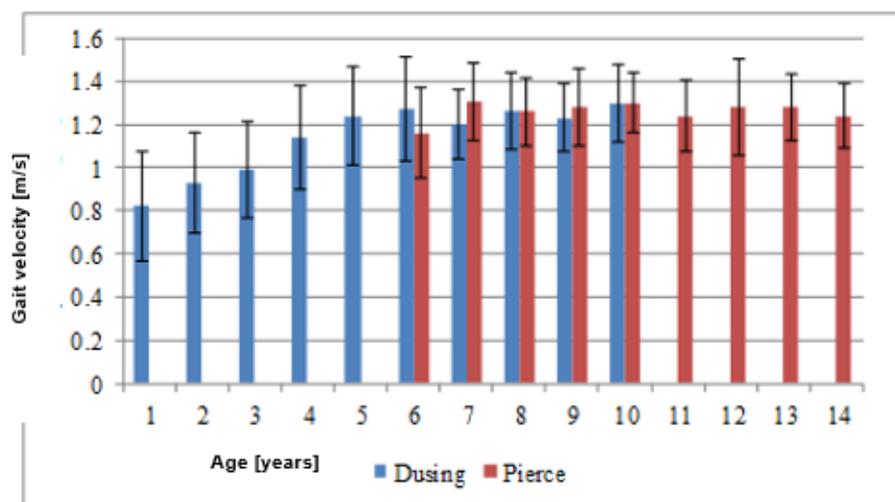


Fig. 25 Velocidad al caminar de niños de diferentes edades [24, 12,19]

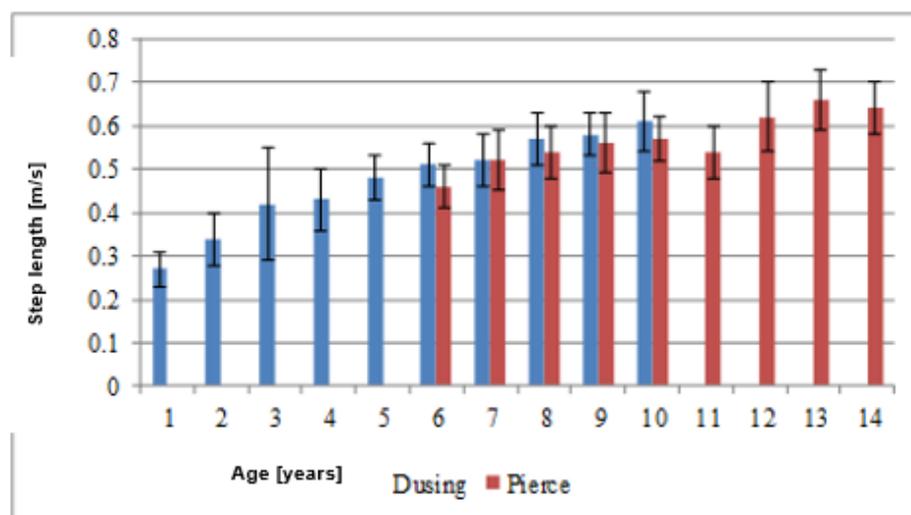


Fig. 26 Longitud del paso al caminar a diferentes edades [24, 12,19]

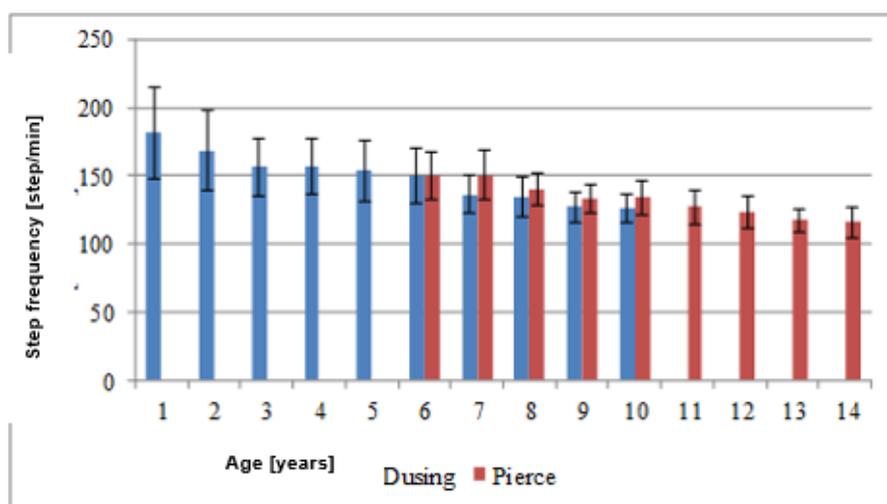


Fig. 27 La frecuencia de pasos para caminar para niños de diferentes edades [24, 12,19]

## 7. Magnitudes cinemáticas que describen la biomecánica de la marcha: ángulos articulares

---

Los siguientes parámetros que describen la biomecánica de la marcha son parámetros cinemáticos. Los cursos de los ángulos articulares individuales se analizan con mayor frecuencia, sin embargo, también es posible determinar las trayectorias de puntos corporales seleccionados, así como las velocidades y aceleraciones lineales y angulares.

El análisis de los ángulos articulares consiste en determinar el curso de los ángulos anatómicos individuales en las articulaciones (generalmente el miembro inferior) y los ángulos que describen la posición de la pelvis. Los valores determinados de ángulos y sus formas de onda en el tiempo se refieren a las formas de onda estándar obtenidas para personas sanas. El análisis generalmente se realiza para los siguientes ángulos:

- en el caso de la pelvis, se trata de inclinación pélvica en el plano sagital, movimientos laterales de la pelvis en el plano frontal (oblicuidad) y rotación pélvica en el plano transversal,
- para la articulación de la cadera, estos son los ángulos de flexión y extensión en el plano sagital, abducción y aducción en el plano frontal y rotación alrededor del eje vertical,
- flexión y extensión de la rodilla en el plano sagital,
- flexión dorsal y flexión plantar del pie en la posición del tobillo y del pie en el plano frontal.

Todas las formas de onda angulares se determinan y analizan en relación con el ciclo de marcha, donde el inicio del gráfico coincide con el inicio de la fase de apoyo. Las siguientes tablas mostrarán los rangos de valores válidos para ángulos articulares individuales.

### POSICIÓN DE LA PELVIS

Durante el ciclo de la marcha, se producen ligeros movimientos pélvicos en todos los planos anatómicos del cuerpo. En el plano sagital, durante la marcha normal, la pelvis se mueve menos, manteniendo una inclinación (Inclinación) en el rango de  $8^\circ$  -  $10^\circ$ . En el plano frontal, hay un movimiento alterno de elevación y descenso pélvico (Oblicuidad). Al comienzo de la fase de apoyo, la pelvis se eleva ligeramente por el lado del miembro que está en apoyo, seguido de la caída de la pelvis hacia el mismo miembro, que entretanto finaliza la fase de apoyo y comienza la fase de balanceo. Los movimientos de rotación tienen la mayor amplitud de aproximadamente  $4^\circ$  hacia la derecha y hacia la izquierda. Al comienzo de la fase de apoyo, la pelvis se empuja hacia adelante en el lado de la extremidad en apoyo, y luego, cuando la extremidad se mueve hacia la fase de balanceo, la pelvis se retira del lado de esta extremidad. [33].

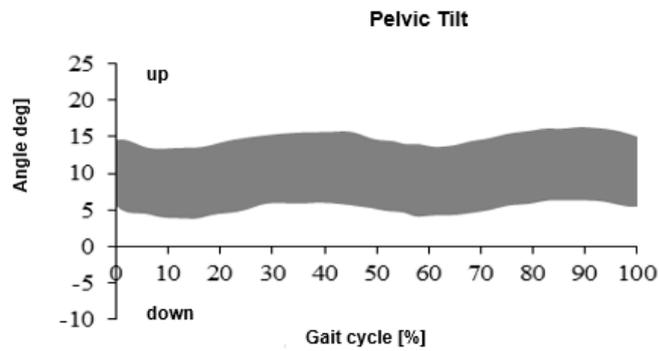


Fig. 28 Inclinación pélvica en plano sagital [33, 8, 16, 36]

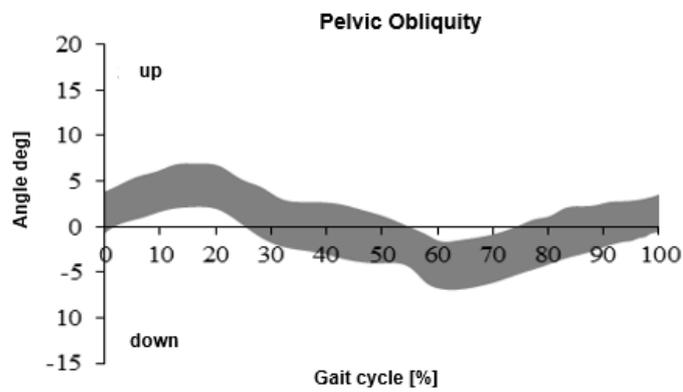


Fig. 29 Oblicuidad pélvica en plano frontal [33, 8, 16, 36]

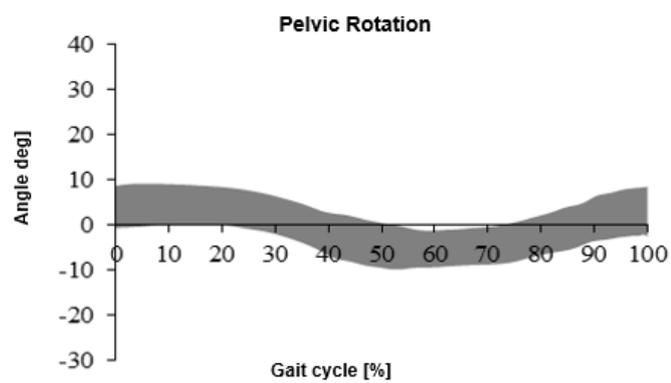


Fig. 30 Oblicuidad pélvica en plano frontal [33, 8, 16, 36]

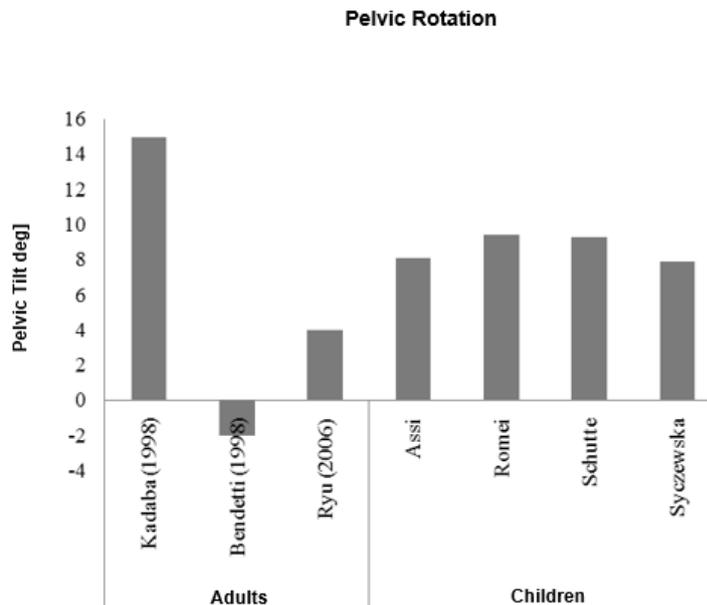


Fig. 31 Ángulo de inclinación pélvico promedio en la marcha [33, 1, 4, 13, 25, 26, 27, 31]

## **CURSOS DE ÁNGULO EN LA ARTICULACIÓN DE CADERA**

Durante la marcha en la articulación de la cadera hay movimientos en los tres planos [33]. El movimiento más extenso es el movimiento de flexión-extensión. Al comienzo de la fase de apoyo, la extremidad se coloca de manera que el ángulo de flexión en la articulación de la cadera sea de aproximadamente 35 °. A esto le sigue la extensión de modo que al final de la fase de soporte una extensión sea de aproximadamente -10 °. En la fase de balanceo la flexión es de aproximadamente 35 °.

En el plano frontal, al inicio de la fase de apoyo, el miembro se encuentra en ligera aducción, que aumenta hasta un valor de unos 7 ° y comienza a disminuir. Durante la fase de balanceo, la extremidad está en ligera abducción.

Los movimientos de rotación a lo largo de todo el ciclo de la marcha son insignificantes, su rango es de varios grados.

El movimiento de flexión y abducción en la articulación de la cadera durante la fase de balanceo debe conducir al acortamiento funcional de las extremidades y, por lo tanto, permitir que la extremidad inferior se mueva por encima del suelo.

Los gráficos incluidos en el trabajo muestran los cursos de los ángulos articulares en el tiempo y los valores máximos de flexión y extensión obtenidos durante las mediciones realizadas por diversos autores.

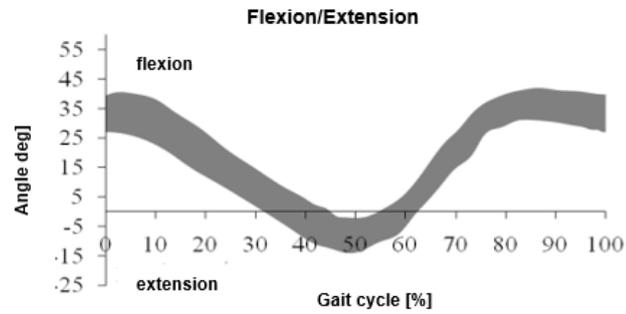


Fig. 32 Ángulo de flexión-extensión en la articulación de la cadera [33, 8, 16, 36]

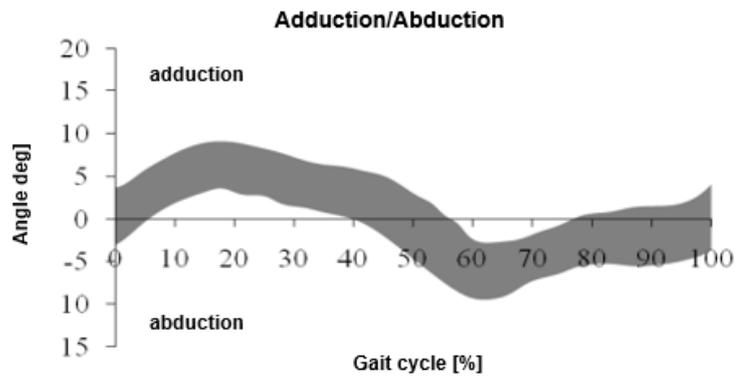


Fig. 33 Ángulo de abducción-aducción en la articulación de la cadera [33, 8, 16, 36]

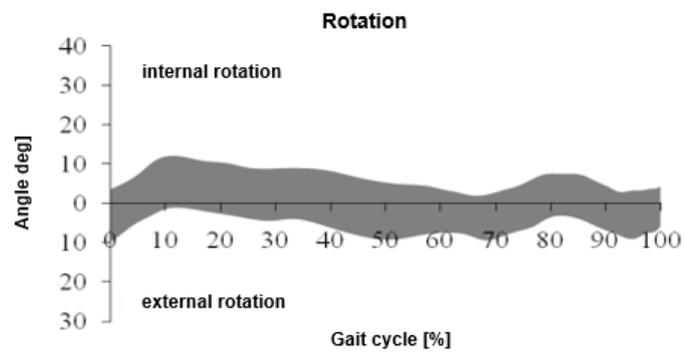


Fig. 34 Ángulo de rotación en la articulación de la cadera [33, 8, 16, 36]

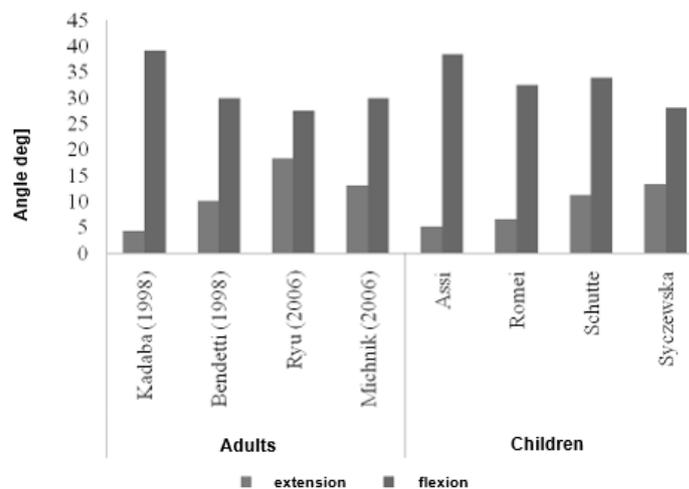


Fig. 35 El valor del ángulo máximo de flexión y extensión en la articulación de la cadera durante la marcha [33, 1, 4, 13, 25, 26, 27, 31]

### CURSOS DE ÁNGULO EN LA ARTICULACIÓN DE LA RODILLA

Al comienzo de la fase de apoyo, la articulación de la rodilla se encuentra en una pequeña flexión de aproximadamente  $8^\circ - 15^\circ$ . Durante la fase de soporte, la flexión adicional, luego la extensión y la flexión subsiguiente ocurren secuencialmente. En la fase de balanceo, tiene lugar una mayor flexión, que alcanza un máximo de aproximadamente  $60^\circ - 75^\circ$  a aproximadamente el 75% del ciclo de la marcha. Luego se inicia el movimiento de extensión hasta alcanzar el valor que es también el valor inicial de la fase de apoyo. Un ángulo de flexión tan grande en la articulación de la rodilla durante la fase de balanceo se debe a la necesidad de un acortamiento funcional de la extremidad, lo que permite que esta extremidad se mueva libremente por encima del suelo [33].

Debido a los muy pequeños movimientos de abducción-aducción y rotación en la articulación de la rodilla, estas cantidades generalmente no se analizan.

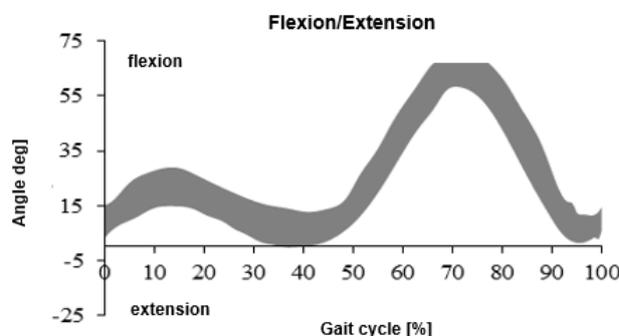


Fig. 36 Ángulo de flexión-extensión en la articulación de la rodilla [33, 8, 16, 36]

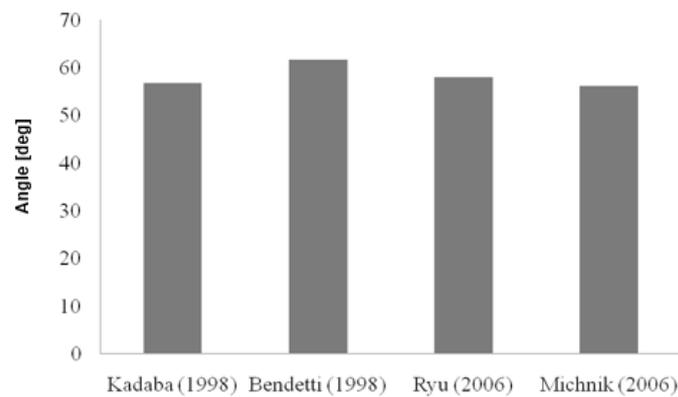


Fig. 37 El valor del ángulo máximo de flexión y extensión en la articulación de la rodilla durante la marcha [33, 4, 13, 18, 22, 26]

### CURSOS DE ÁNGULO EN LA ARTICULACIÓN DEL TOBILLO

Al comienzo de la fase de apoyo, el pie, que se encuentra en una ligera dorsiflexión (varios grados), inicia la flexión plantar y permanece en la flexión plantar hasta el final de la fase de doble apoyo. Luego está la dorsiflexión, que alcanza su máximo (pie en dorsiflexión igual a unos 10 °) en aproximadamente el 40% del ciclo de la marcha. Luego, el talón comienza a desprenderse del suelo y el pie comienza la flexión plantar hasta el final de la fase de apoyo alcanzando su máximo al final de la fase de apoyo (flexión plantar de unos 15 ° - 20 °). Al comienzo de la fase de balanceo, se produce una rápida flexión dorsal. El pie alcanza una posición cercana a 0 ° o permanece ligeramente dorsiflexionado hasta el final de la fase de balanceo. Esta disposición del pie permite el libre movimiento de la extremidad inferior por encima del suelo [33].

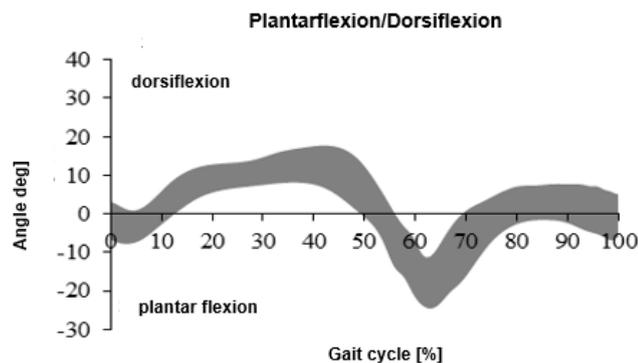


Fig. 38 Dorsiflexión y flexión plantar en la articulación del tobillo [33, 8, 16, 36]

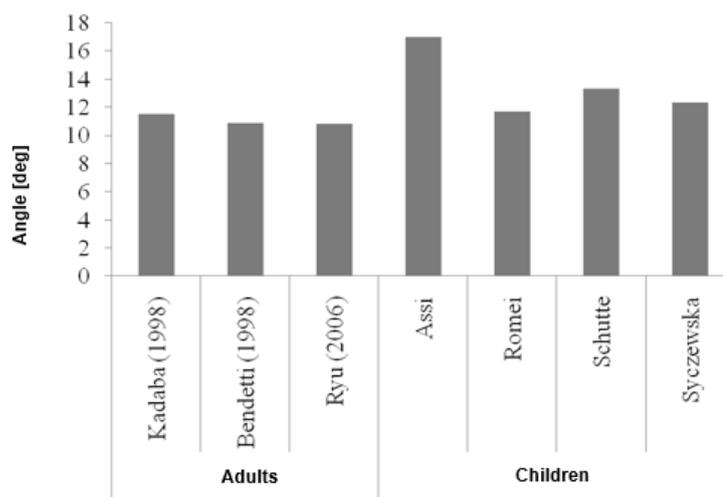


Fig. 39 Valores máximos del ángulo de dorsiflexión en la articulación del tobillo durante la marcha [33, 1, 4, 13, 25, 26, 27, 31]

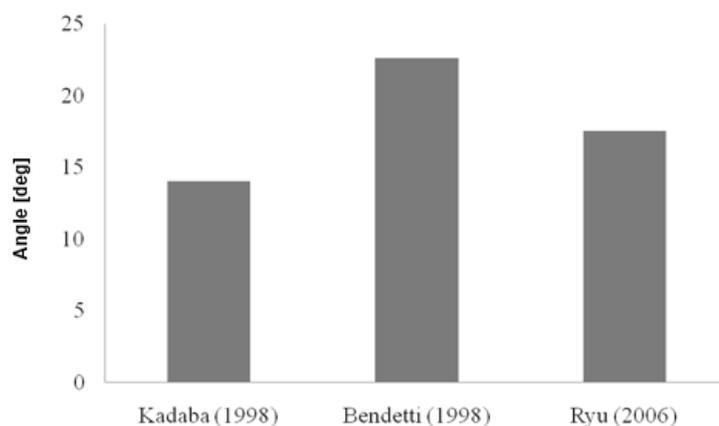


Fig. 41 Valores máximos del ángulo de flexión plantar de la articulación del tobillo durante la marcha [33, 4, 13, 26]

## 8. Magnitudes dinámicas que describen la biomecánica de la marcha y las reacciones del suelo

---

La marcha es una actividad dinámica en la que todo el cuerpo es impulsado y mantenido en equilibrio por los músculos esqueléticos que generan fuerzas que afectan el esqueleto humano. Además de las fuerzas musculares, el cuerpo también está influenciado por fuerzas como la gravedad, la inercia y las reacciones del suelo. La medición de este último es un elemento importante del análisis y descripción de la biomecánica de la marcha [33].

Las reacciones del suelo son fuerzas que afectan a un cuerpo humano (al caminar afectan a los pies) como respuesta a la presión corporal sobre este suelo, según la 3a ley de la dinámica de Newton, que dice que si un cuerpo afecta al otro, el otro afecta al primero. con la misma fuerza en valor y dirección, pero con el sentido opuesto.

En la descripción biomecánica de la marcha, ocurren con mayor frecuencia tres reacciones del suelo, que en realidad son tres componentes de la reacción del suelo distribuidas en tres fuerzas paralelas a los tres ejes del sistema de coordenadas [33]. Estos tres componentes son:

- reacción vertical paralela al eje vertical del sistema de coordenadas,
- reacción anteroposterior paralela al eje horizontal del sistema de coordenadas determinada de acuerdo con la dirección de la marcha de la persona de prueba,
- reacción lateral (transversal) paralela al eje horizontal del sistema de coordenadas trazada en una dirección perpendicular a la dirección en la que camina la persona de prueba.

Las mediciones de la reacción del suelo generalmente se realizan utilizando plataformas de medición, tapetes de medición o plantillas para zapatos. Debido a su diseño, los dispositivos individuales permiten medir otras variables. Las plataformas de medición permiten medir los tres componentes de la reacción del suelo, mientras que las alfombrillas de medición y las plantillas de zapatos permiten medir solo el componente vertical de la reacción, pero además miden la distribución de la presión del pie en el suelo.

Los valores medidos de las reacciones del suelo se presentan en forma de evolución de los cambios de estos valores a lo largo del tiempo. Por otro lado, los valores de reacción a menudo se presentan de forma normalizada al peso corporal de la persona examinada. Esta normalización permite la comparación directa de los resultados de diferentes personas entre sí, así como la referencia de los resultados obtenidos a cursos estándar determinados a partir de mediciones realizadas en personas sanas y en movimiento adecuado.

La figura 42 muestra la evolución de las reacciones en el suelo para la extremidad inferior derecha e izquierda en relación con las fases individuales del ciclo de la marcha.

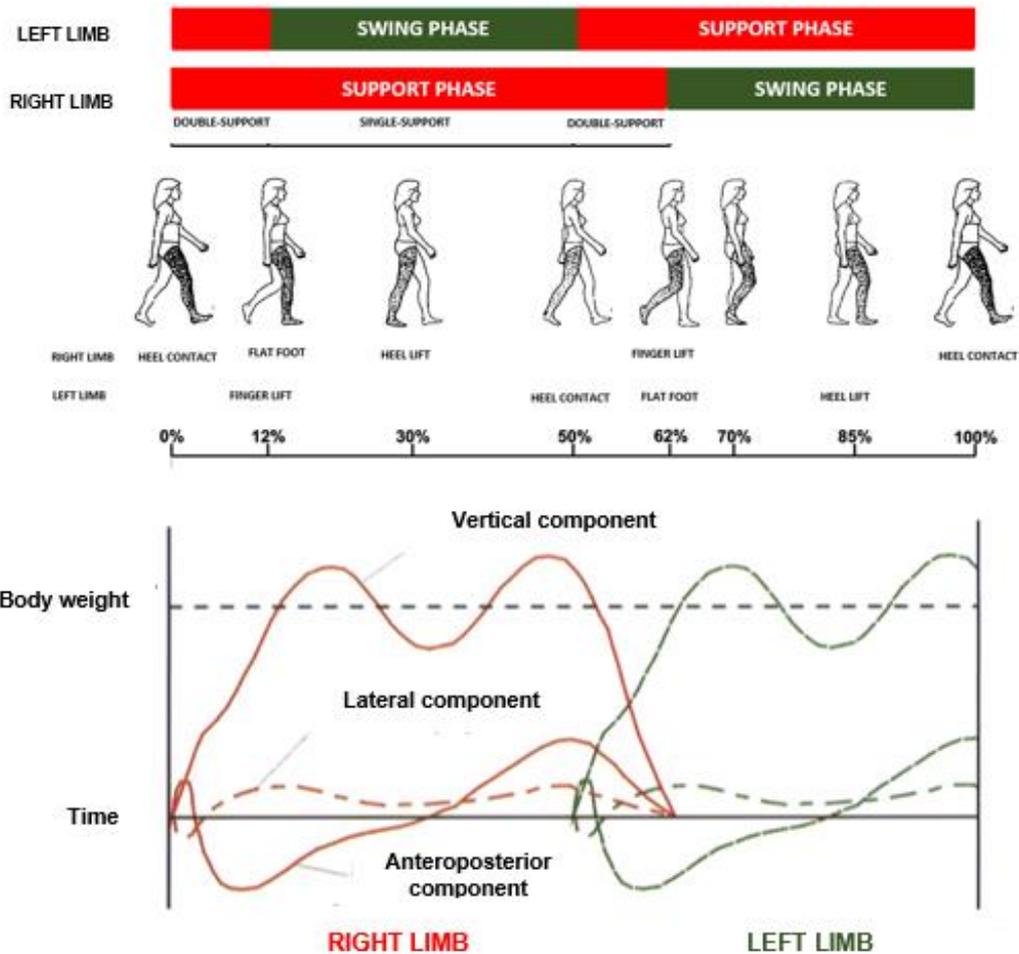


Fig. 40 Reacciones de las extremidades inferiores derecha e izquierda junto con una indicación en qué fases del ciclo de la marcha ocurren [33]

### COMPONENTE VERTICAL DE REACCIÓN DEL SUELO

El componente vertical tiene una forma de onda característica con dos máximos característicos (Fig. 43). El primero de ellos está relacionado con el golpe del talón contra el suelo y el frenado de la carrocería. El segundo máximo resulta de acelerar el cuerpo al siguiente paso. Los valores de estos máximos suelen superar el peso corporal en aproximadamente un 15% - 20% y dependen de la velocidad de la marcha (Fig.44). Entre los dos máximos, el valor de reacción disminuye y alcanza un valor inferior al peso corporal. El valor medio del componente vertical en esta fase es el 80% del peso corporal, pero su valor también depende de la velocidad de la marcha. Debido al curso característico de la componente vertical, la fase de apoyo se dividió en la fase de sobrecarga, descarga y propulsión [33].

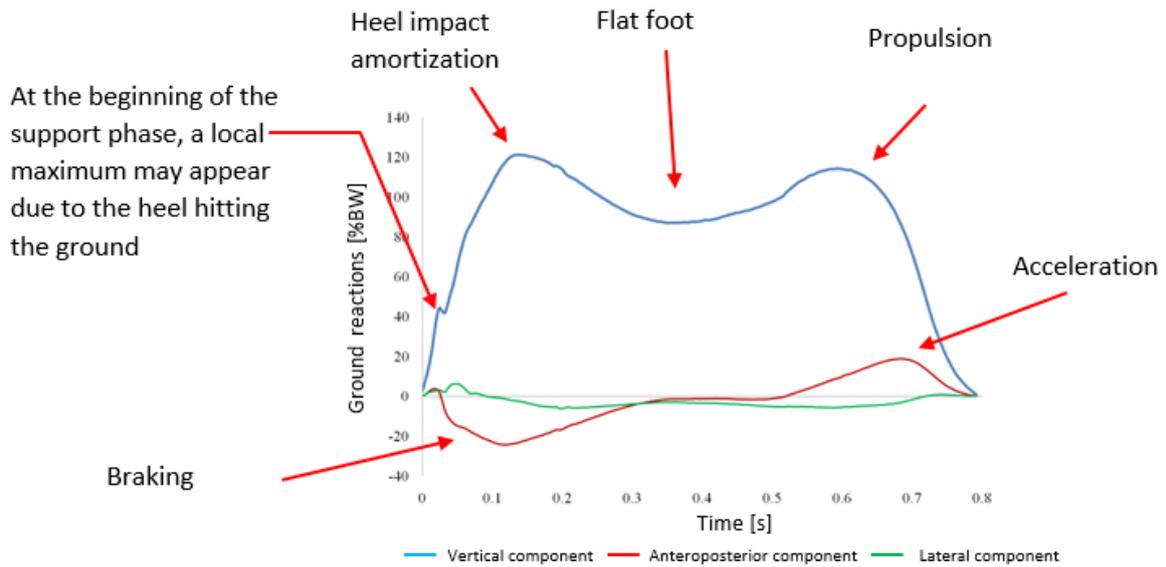


Fig. 41 Elementos individuales de la posición del pie durante la fase de apoyo visibles en el gráfico de reacción del suelo

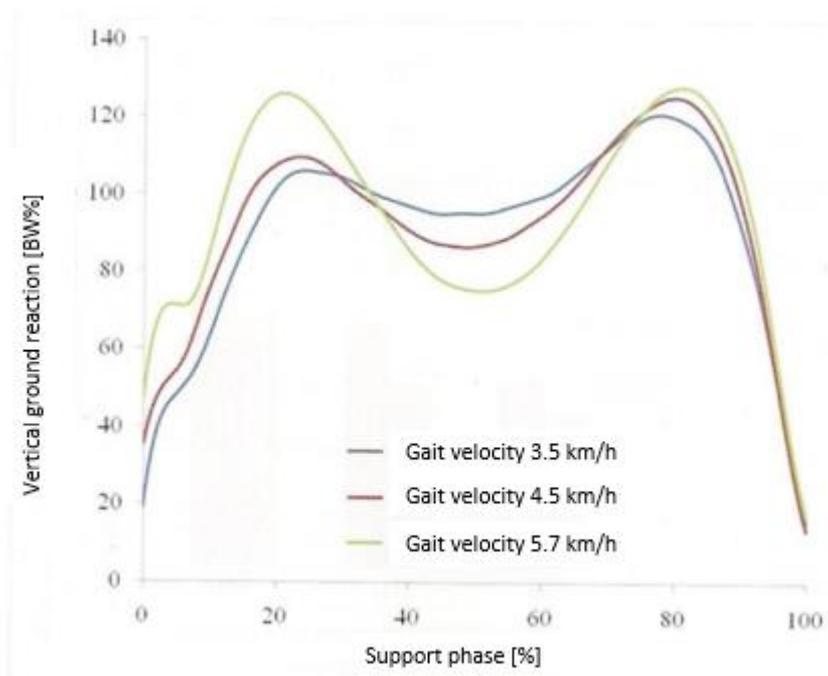


Fig. 42 Dependencia del componente vertical de la reacción del suelo en la velocidad al caminar [28]

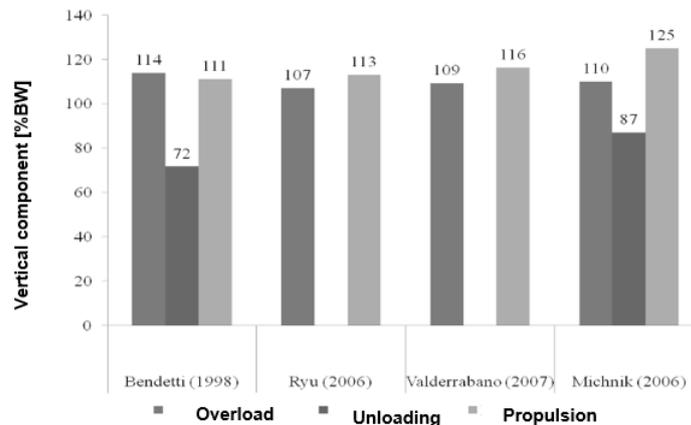


Fig. 43 Valores máximos de la componente vertical de la reacción del suelo durante la marcha obtenidos en diversos estudios [33, 4, 18, 26, 34]

### COMPONENTE ANTEROPOSTERIOR DE REACCIÓN DEL SUELO

Un rasgo característico del componente anteroposterior es el cambio de signo aproximadamente en la mitad de la fase de apoyo. Este cambio muestra que en la primera mitad la carrocería frena, mientras que en la segunda mitad la carrocería acelera hasta el siguiente paso. Al frenar, el pie intenta avanzar en el suelo, lo que no está permitido por la fuerza de fricción que actúa sobre el pie en oposición al sentido del vector de movimiento (dirección de la marcha). Durante la aceleración, el pie intenta deslizarse hacia atrás sobre la superficie, y la fuerza de fricción resultante tiene un sentido consistente con ese movimiento. El primer máximo en el gráfico de este componente surge alrededor del 12% del ciclo de la marcha, es decir, cuando finaliza la fase de doble apoyo. El segundo máximo se produce cuando comienza la siguiente fase de doble apoyo, es decir, cuando la extremidad opuesta comienza a entrar en contacto con el suelo (aproximadamente el 50% del ciclo de marcha) [33].

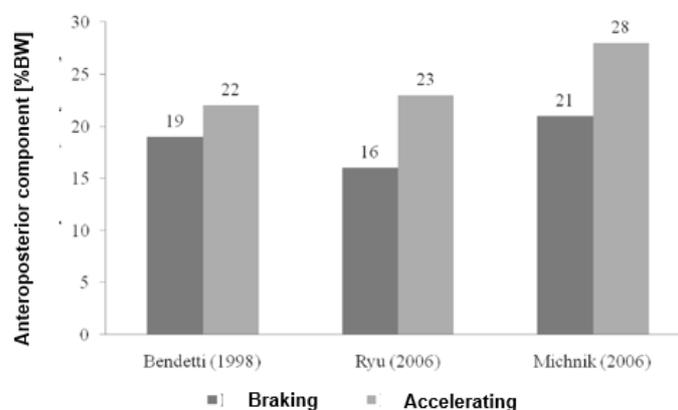


Fig. 44 Valores máximos del componente de reacción anteroposterior del suelo durante la marcha obtenidos en diversos estudios [33, 4, 18, 26, 34]

En los gráficos, dependiendo de si la marcha se realiza de acuerdo con el sentido del eje del sistema de coordenadas paralelo a la dirección de marcha o contrario a este sentido, el valor de la reacción anteroposterior será negativo en la primera mitad y en la segunda positivo o también puede encontrar escritura inversa: el valor es positivo en la primera mitad y negativo en la segunda mitad. Esto se sigue de la convención para registrar el signo de fuerza: positivo si el sentido de la fuerza es consistente con el sentido del eje del sistema de coordenadas en el que escribimos los valores, y negativo si el sentido es opuesto al sentido de este eje..

La Fig.46 muestra los valores absolutos máximos de la componente de reacción anteroposterior del suelo obtenidos durante varias pruebas, por separado para las fases de frenado y aceleración.

### COMPONENTE MEDIOLATERAL DE REACCIÓN DEL SUELO

El componente mediolateral de la reacción del suelo resulta de los desplazamientos hacia los lados del centro de masa y es el efecto de colocar los pies fuera de la línea central que determina la dirección del movimiento. Una inclinación lateral más grande dará como resultado valores de componente mediolateral más altos.

### PARÁMETROS ANALIZADOS DURANTE LA EVALUACIÓN BIOMECÁNICA DE LA MARCHA EN BASE A LAS REACCIONES DEL SUELO

Al realizar un análisis cuantitativo de la biomecánica de la marcha sobre la base de la reacción del suelo, se determinan ciertos valores que describen la corrección o la marcha o pueden indicar desviaciones de la norma. Cada uno de los parámetros presentados, excepto los referidos a la fase de doble apoyo, se determinan por separado para las extremidades derecha e izquierda.

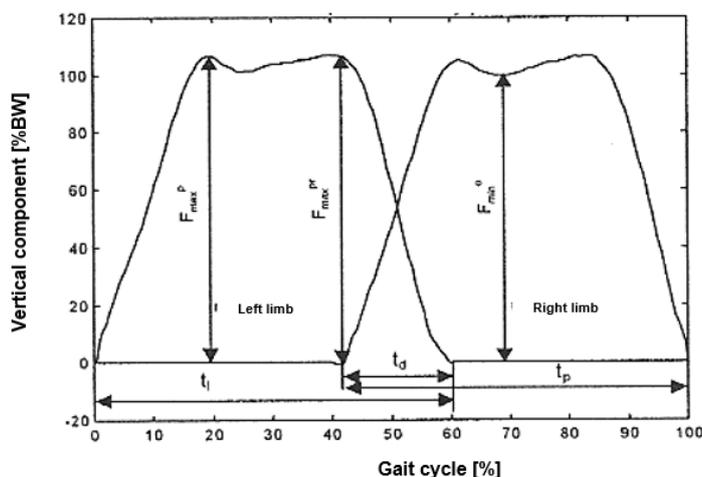


Fig. 45 Parámetros analizados en base a la componente vertical de la reacción del suelo

Descripción de los símbolos contenidos en la Fig.47 que muestran la componente vertical de la reacción del suelo:

- $t_i$ ,  $t_p$  – tiempo de contacto del pie izquierdo y derecho con el suelo,
- $t_d$  – duración de la fase de doble apoyo,
- $F_{\max}^p$  – máximo de la fase de sobrecarga,
- $F_{\min}^o$  – mínimo de la fase de descarga,
- $F_{\max}^{pr}$  – máximo de la fase propulsora.

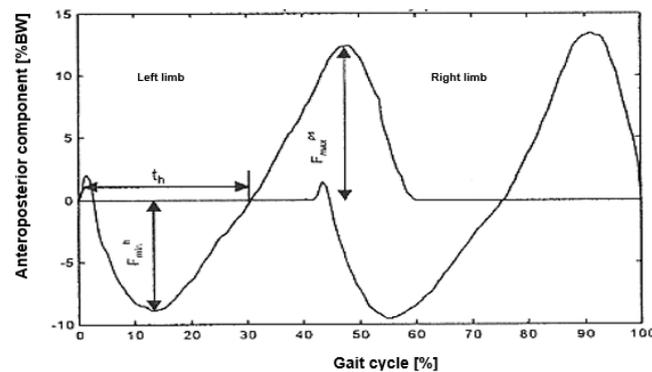


Fig. 46 Parámetros analizados en base al componente anteroposterior de la reacción del suelo

Descripción de los símbolos contenidos en la Fig.48 que muestran el componente anteroposterior de la reacción del suelo:

- $t_h$  – tiempo de frenado
- $F_{\min}^h$  – mínimo de la fase de frenado
- $F_{\max}^{ps}$  – máximo de la fase de aceleración

Descripción de los símbolos contenidos en la Fig.49 que muestran el componente mediolateral de la reacción del suelo:

- $F_{\max}^p$  – máximo de la fase de sobrecarga,
- $F_{\min}^o$  – mínimo de la fase de descarga,
- $F_{\max}^{pr}$  – máximo de la fase propulsora.

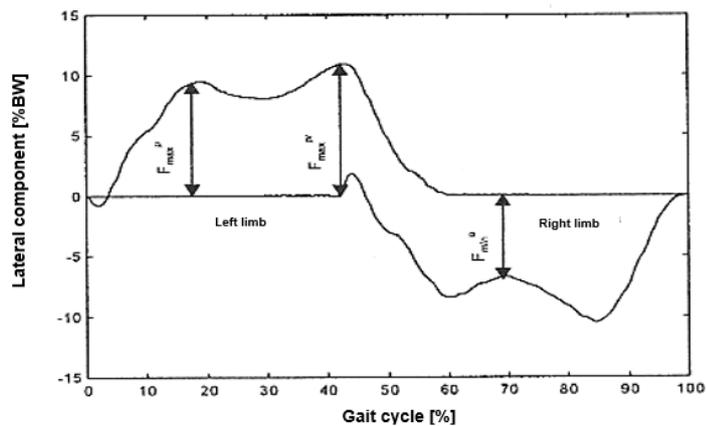


Fig. 47 Parámetros analizados en base al componente mediolateral de la reacción del suelo

## 9. Otras variables dinámicas que describen la biomecánica de la marcha

Las reacciones del suelo presentadas en el capítulo anterior son los parámetros básicos que se utilizan para describir la biomecánica de la marcha. Los cálculos matemáticos también permiten determinar muchas otras variables, entre otros momentos de fuerzas musculares en las articulaciones y potencia. Actualmente, estos valores no se utilizan con tanta frecuencia en el diagnóstico del sistema musculoesquelético. Este capítulo presenta la descripción de estas dos variables en relación con el porcentaje del ciclo de la marcha.

### MOMENTOS DE FUERZAS MUSCULARES EN LAS ARTICULACIONES

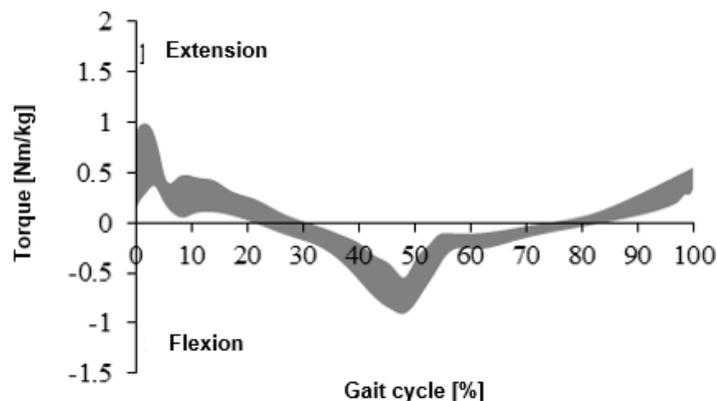


Fig. 48 Momento de fuerzas musculares en la articulación de la cadera [33, 8, 17]

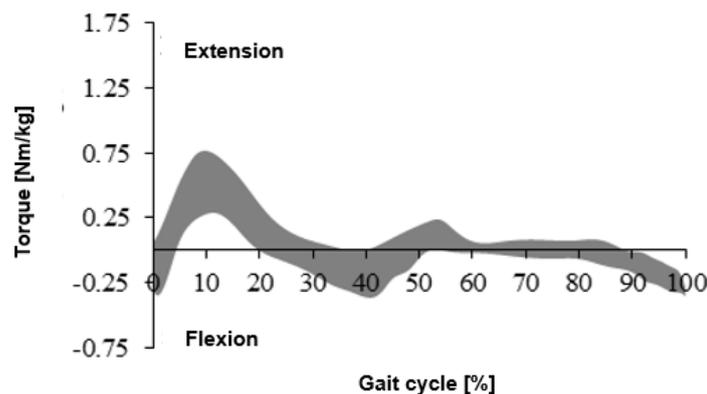


Fig. 49 Momento de fuerzas musculares en la articulación de la rodilla [33, 8, 17]

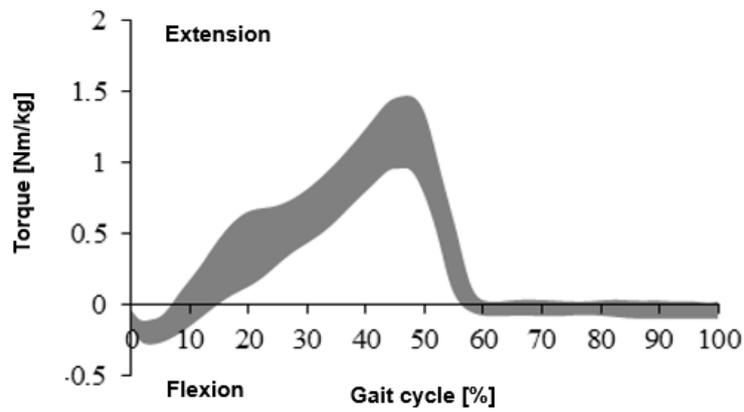


Fig. 50 Momento de fuerzas musculares en la articulación del tobillo [33, 8, 17]

### POTENCIA EN ARTICULACIONES INDIVIDUALES

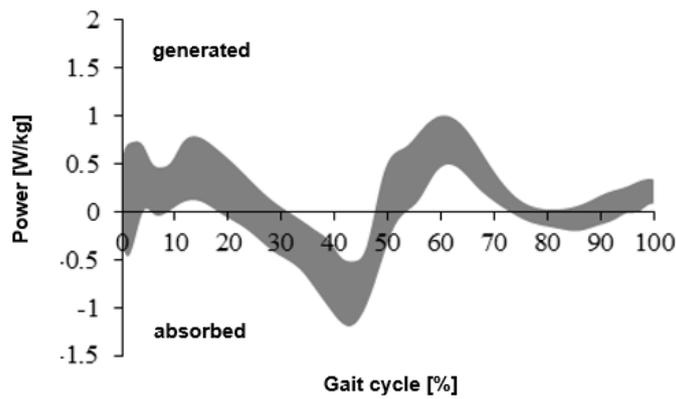


Fig. 51 Potencia en la articulación de la cadera [33, 8, 17]

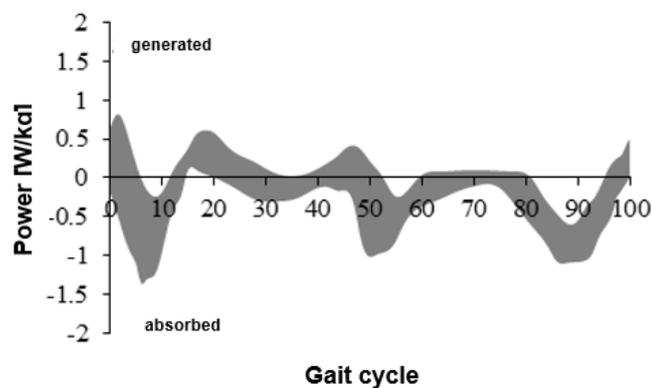


Fig. 52 Potencia en la articulación de la rodilla [33, 8, 17]

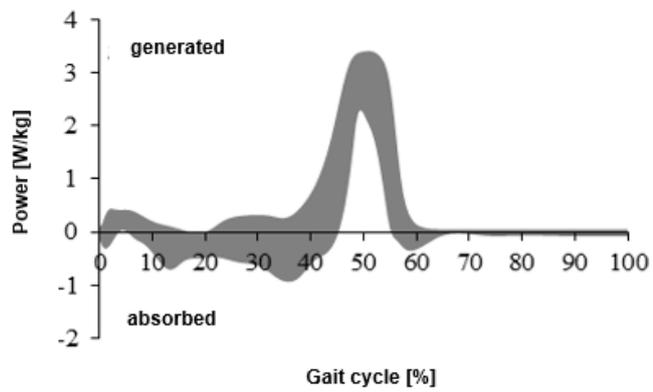


Fig. 53 Potencia en la articulación del tobillo [33, 8, 17]

## 10. Trabajo muscular al caminar

---

Para determinar el trabajo muscular durante la marcha, la EMG de superficie se utiliza con mayor frecuencia. La diferencia de potencial entre dos electrodos ubicados a lo largo de las fibras musculares se obtiene directamente como resultado de la medición. La diferencia de potencial medida resulta del hecho de aparición y movimiento del potencial de acción. Debido al método de medición que consiste en pegar electrodos a la piel, es posible medir colectivamente la actividad eléctrica de todo el músculo o grupo de músculos [14].

El análisis combinado de las señales EMG medidas junto con el curso de los ángulos y las reacciones del suelo permite determinar el tipo de trabajo muscular - trabajo isométrico, concéntrico o excéntrico.

Durante la marcha, la medición EMG se suele realizar en los siguientes músculos [33]:

- músculo tibial anterior,
- músculo gastrocnemio,
- músculo sóleo,
- músculo recto femoral,
- músculo vasto femoral,
- músculo glúteo mayor.

Los resultados de medición presentados en las siguientes figuras (Fig.56 - Fig.62) muestran que los músculos analizados muestran la mayor actividad durante la fase de soporte, en particular en la fase de doble soporte, cuando el cuerpo desacelera y acelera.

### **CURSOS DE CAMBIOS EN EL TIEMPO DE LA ACTIVIDAD DE MÚSCULOS PARTICULARES**

Los siguientes gráficos muestran los cambios a lo largo del tiempo de los siete músculos en relación con los porcentajes del ciclo de la marcha.

Al analizar los gráficos presentados, en primer lugar, se debe prestar atención a dos elementos:

- alta actividad de los músculos que estabilizan la articulación de la cadera y la rodilla al comienzo de la fase de apoyo, cuando el cuerpo desacelera
- alta actividad de los músculos flexores plantares del pie durante la fase de propulsión, cuando el cuerpo acelera al siguiente paso.

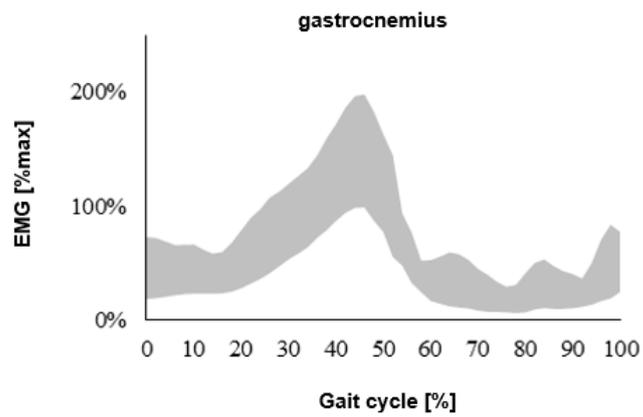


Fig. 54 Actividad del músculo gastrocnemio durante el ciclo normal de la marcha [33, 21,36]

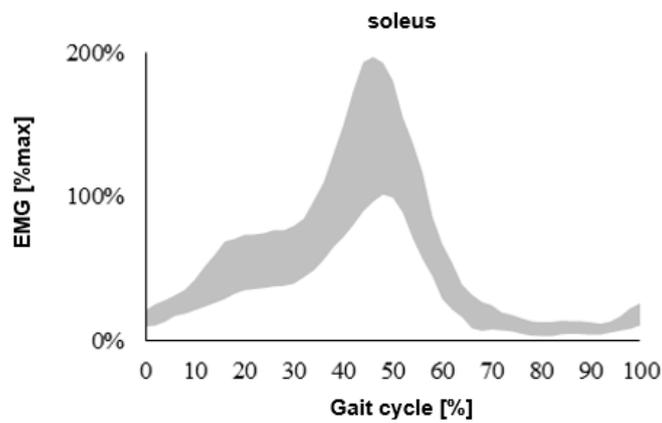


Fig. 55 Evolución de la actividad del músculo sóleo durante el ciclo normal de la marcha [33, 21,36]

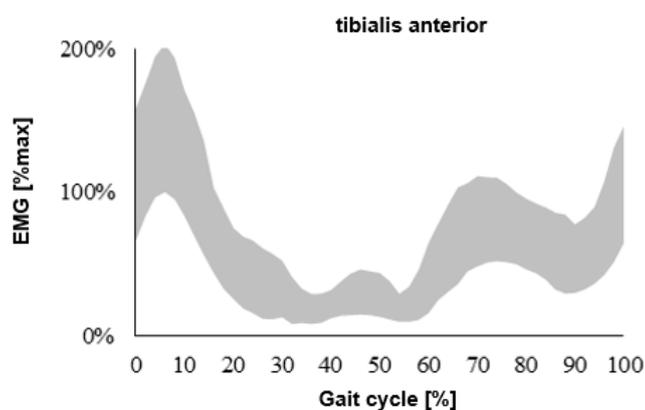


Fig. 56 Actividad del músculo tibial anterior durante el ciclo normal de la marcha [33, 21,36]

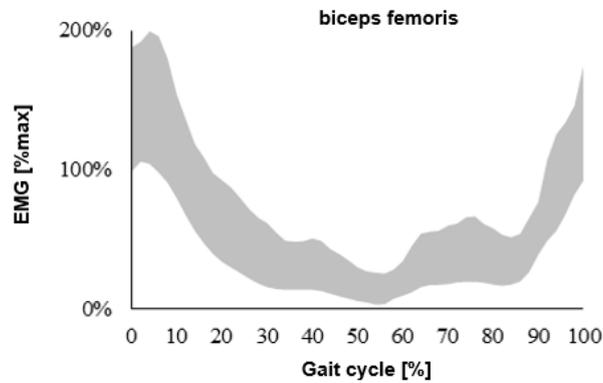


Fig. 57 El curso de la actividad del músculo bíceps femoral durante un ciclo de marcha normal [33, 21,36]

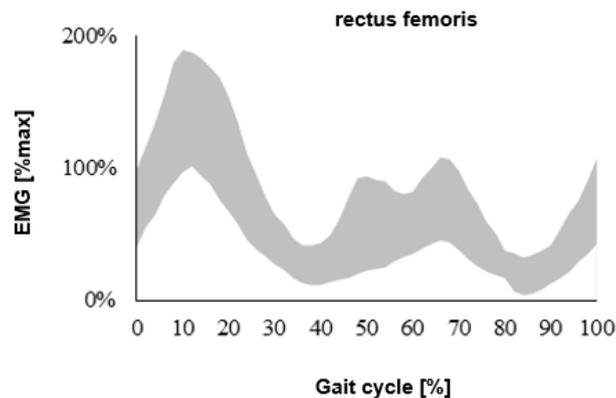


Fig. 58 El curso de la actividad del músculo recto femoral durante el ciclo normal de la marcha [33, 21,36]

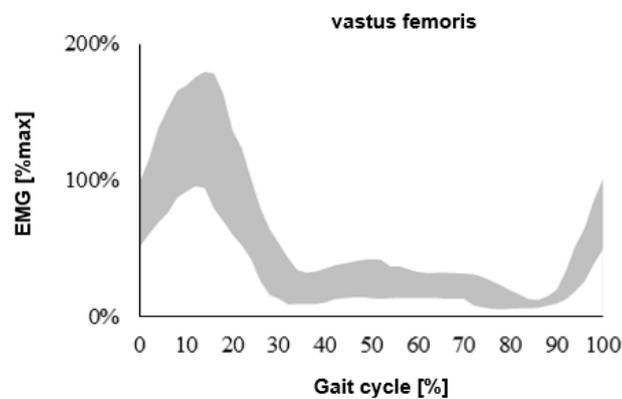


Fig. 59 El curso de la actividad del músculo vasto femoral durante el ciclo normal de la marcha [33, 21,36]

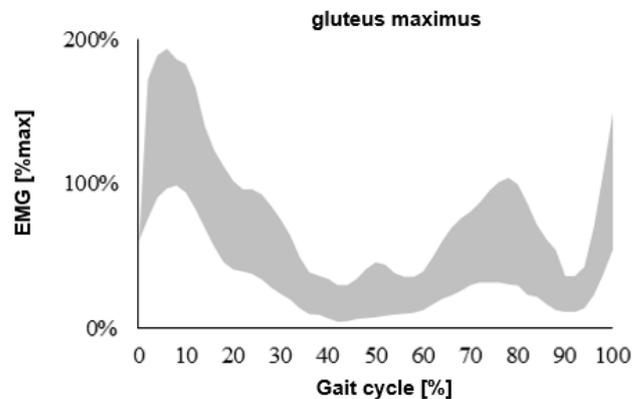


Fig. 60 Actividad del músculo glúteo mayor durante el ciclo normal de la marcha [33, 21,36]

## ANÁLISIS ON / OFF DEL TRABAJO MUSCULAR

Otra forma de analizar el trabajo muscular es el análisis on / off, es decir, determinar cuándo un músculo determinado comienza a trabajar y cuándo termina, es decir, en qué fase del movimiento está activo el músculo. Un músculo sano en condiciones normales de trabajo solo se enciende cuando es necesario y se apaga cuando su trabajo se vuelve innecesario. La detección de actividad muscular en la fase de movimiento cuando en el caso de una persona sana este músculo no funciona, puede indicar algunas anomalías, como por ejemplo, dolor, aumento de la tensión (por ejemplo, por espasticidad), inestabilidad articular o puede resultar de estrés. o mala coordinación motora. El trabajo muscular inadecuado también puede indicar la existencia de compensaciones. Esta información puede ser muy importante, ya que permite que el paciente sea correctamente diagnosticado y luego tratado [6, 14].

Un beneficio importante del análisis de este tipo es la falta de la necesidad de normalizar la señal recibida, que es necesaria cuando se analizan los cursos de potencial eléctrico a lo largo del tiempo. Sin embargo, debe recordarse que una definición incorrecta del umbral para el inicio de la actividad muscular puede dar lugar a una mala interpretación de los resultados, por ejemplo, un diagnóstico incorrecto de la coordinación neuromuscular [6, 14].

Los siguientes gráficos muestran el trabajo correcto de los músculos responsables de la estabilización de las articulaciones individuales de las extremidades inferiores.

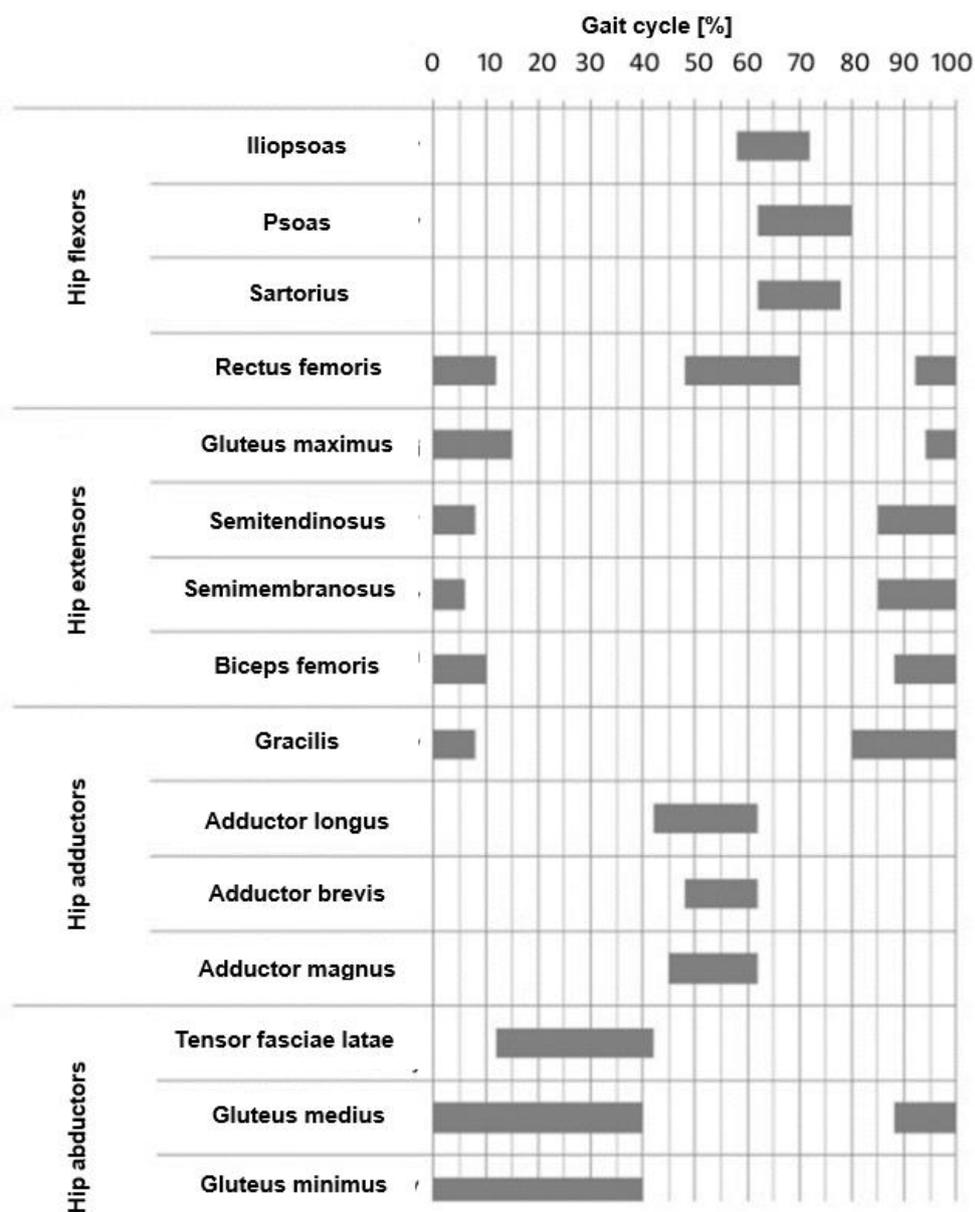


Fig. 61 Actividad muscular en la articulación de la cadera durante el ciclo normal de la marcha [9, 32, 33, 35, 36]

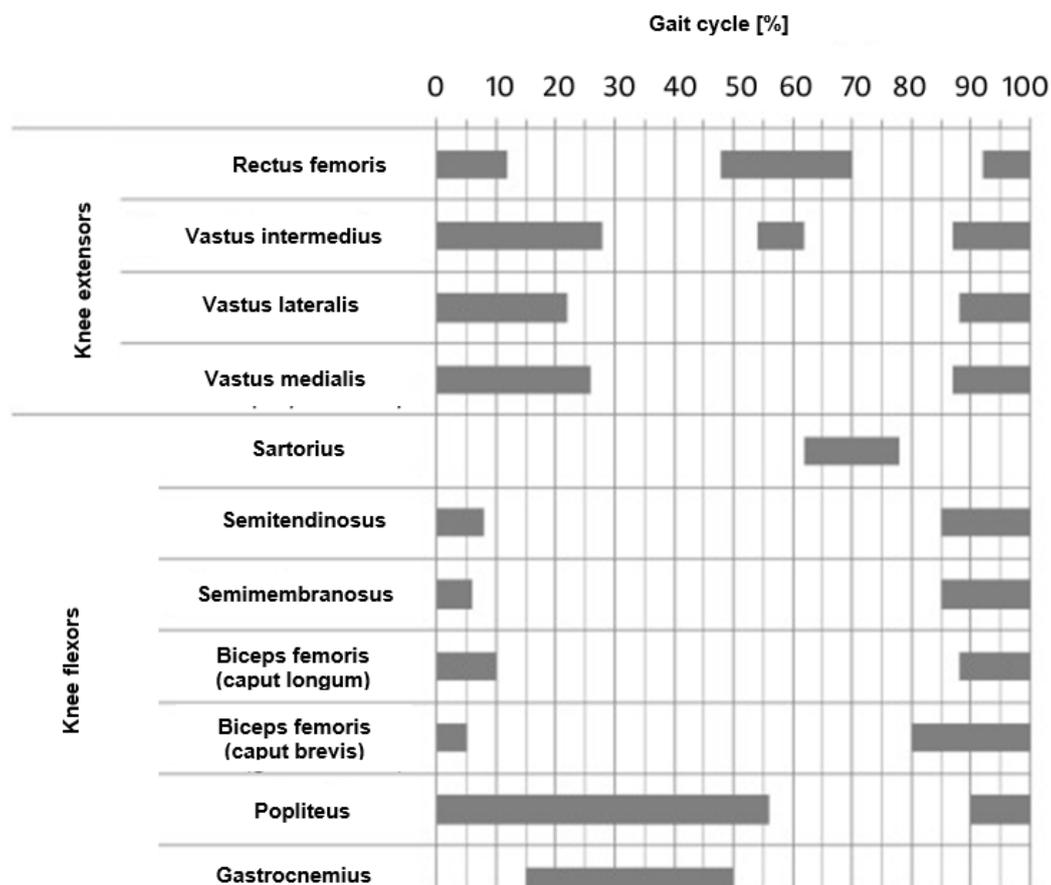


Fig. 62 Actividad muscular en la articulación de la rodilla durante el ciclo normal de la marcha [9, 32, 33, 35, 36]

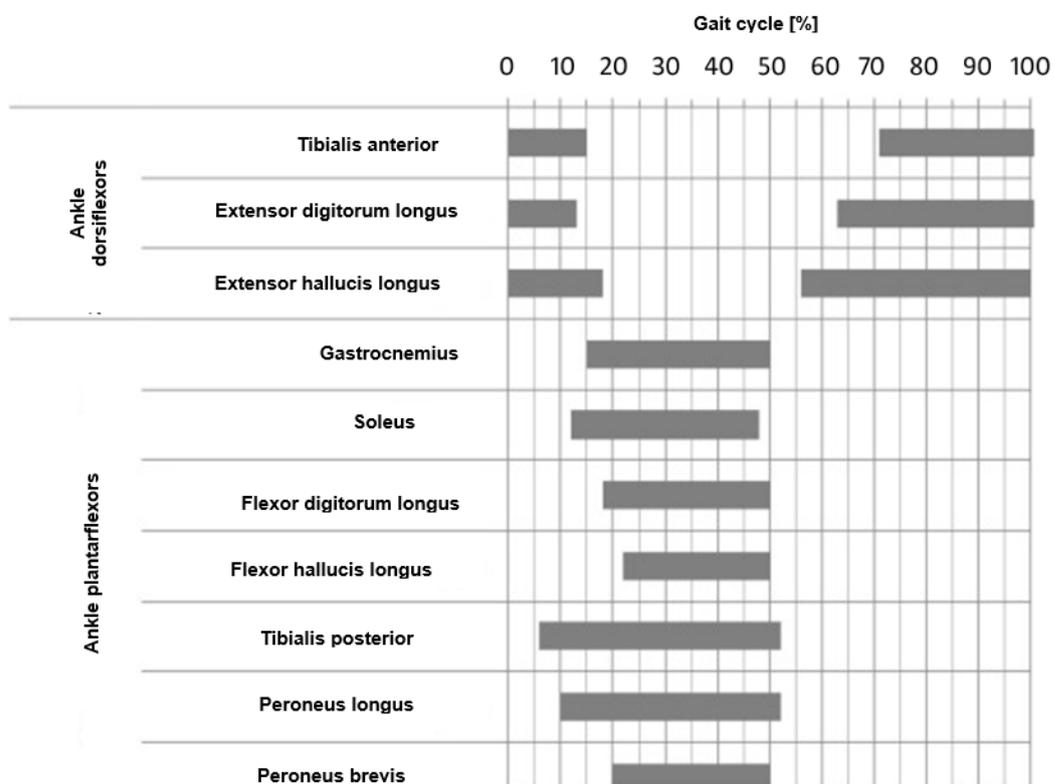


Fig. 63 Actividad muscular en la articulación del tobillo durante el ciclo normal de la marcha [9, 32, 33, 35, 36]

## 11. Ideas clave

---

- El conocimiento de la biomecánica de la marcha es necesario para evaluar el sistema musculoesquelético humano.
- Para la descripción de la biomecánica de la marcha se utilizan parámetros obtenidos de la observación y medidas realizadas mediante equipos especializados.
- Al evaluar la marcha, uno debe basarse simultáneamente en determinados valores cinemáticos y dinámicos, así como en las mediciones de las funciones musculares. Solo el uso de todos estos elementos da una imagen completa de la biomecánica de la marcha, lo que a su vez permite la evaluación correcta de posibles trastornos.

## 12. Bibliografia

---

1. Assi A, Ghanem I., Lavaste F., Skalli W.: Gait analysis in children and uncertainty assessment for Davis protocol and Gillette Gait Index, *Gait & Posture* 2009, vol. 30, Issue 1, s. 22–26
2. Auvinet B., Berrut G., Touzard C., Moutel L., Collet N., Chaleil D., Barrey E.: Reference data for normal subject obtained with an accelerometric device. *Gait&Posture*, 2002, 16 (2), 124-134
3. Baker R. The history of gait analysis before the advent of modern computers. *Gait&Posture*, 2007, 26, 331-342
4. Benedetti M.G., Catani F., Leardini A., Pignotti E., Giannini S.: Data management in gait analysis for clinical applications. *Clinical Biomechanics*, 1998, 13 (3), 204-215
5. Błaszczyk J.W.: *Biomechanika kliniczna*, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 2004.
6. Bober T.: *Biomechanika chodu i biegu*, Studia i monografie AWF we Wrocławiu, zeszyt nr 8, Wrocław 1985
7. Cho S.H., Park J.M., Kwon O.Y.: Gender differences in three dimensional gait analysis from 98 healthy Korean adults. *Clinical Biomechanics*, 2004, 19 (2), 145-152
8. Davis R.B., Ounpuu S., DeLuca P.A.: *Analysis of gait. Biomechanics. Principles and application*, CRC Press, 2008
9. De Lisa J.A. (ed): *Gait Analysis in the science of rehabilitation. Monograph*, 002, 1998
10. Dec J.B., Saunders M., Inman V.T., Eberhart H.D.: The major determinants in normal and pathological gait. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 1953, 35, 543-558
11. Dega W.: *Ortopedia i rehabilitacja*, Wydawnictwo PZWL, Warszawa 2006.
12. Dusing S., Thorpe D.: A normative sample of temporal and spatial gait parameters in children using the GAITRite electronic walkway. *Gait&Posture*, 2007, 25, 135–139.
13. Kadaba M.P., Ramakrishnan H.K., Wootten M.E.: Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of Orthopaedic Research*, 1989, 8, 383-392 27
14. Konrad P.: *The ABC of EMG. A practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Noraxon INC. USA, Version 1.0, April 2005
15. Kwołka A.: *Rehabilitacja medyczna*, Wydawnictwo Medyczne Urban & Partner, Wrocław 2001

16. Leardini A., Sawacha Z. i in.: A new anatomically based protocol for gait analysis in children. *Gait & Posture*, 2007, 26, 560-571
17. Michnik R., Jurkojć J., Guzik A., Tejszerska D.: Analysis of loads of the lower limb during gait, carried out with the use of the mathematical model, made for patients during rehabilitation progress. *Eccomas Conference Multibody Dynamics 2007*, Milano
18. Michnik R., Jurkojć J., Jureczko P., Guzik A., Tejszerska D.: Analysis of gait kinematics of patient after total hip or knee replacement. *Journal of Vibroengineering*, 2006, 8 (3).
19. Michnik R., Kopyta I., Jochymczyk-Woźniak K.: Wykorzystanie metod inżynierskich w analizie chodu dzieci z mózgowym porażeniem dziecięcym. Monografia. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2016
20. Morecki A., Ramotowski W.: Problemy biocybernetyki i inżynierii biomedycznej, tom 5, Wydawnictwa Komunikacji i Łączności, Warszawa 1990
21. Neptune R.R., Sasaki K.: Ankle plantar flexor force production is an important determinant of the referred walk-to-run transition speed. *Journal of Experimental Biology*, 2005, 208, 799-808
22. Öberg T., Karsznia A., Oberg K.: Joint angle parameters in gait: Reference data for normal subjects 10-79 years of age. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 1994, 31 (3), 199-213
23. Öberg T., Karsznic A., Öberg K.: Basic gait parameters: Reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 1993, 30 (2), 210-223
24. Pierce R., Orendurff M., Sienko Thomas S.: Gait parameters norms for children ages 6-14. *Gait & Posture*, 2002, 16, Suppl. 1, 53-54.
25. Romei R., Galli M., Motta F., Schwartz M., Crivellini M.: Use of the normalcy index for the evaluation of gait pathology. *Gait & Posture*, 2004, 19 (1), 85-90
26. Ryu T., Soon Choi H., Choi H., Chung M.H. .: A comparison of gait characteristics between Korean and Western people for establishing Korean gait reference data. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 2006, 36, 1023–1030
27. Schutte L.M. i in.: An index for quantifying deviations from normal gait. *Gait&Posture* 2000, 11, 25-31
28. Śnieżek A., Mężyk A., Michnik R.: Analiza dynamiki chodu prawidłowego. Aktualne problemy biomechaniki, 2007, 1
29. Staszkiwicz R., Ruchlewicz T., Nosiadek L.: Zmiany wybranych parametrów chodu w zależności od prędkości. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 1999, 1 (1)
30. Syczewska M: Diagnostyka rehabilitacyjna narządu ruchu dziecka, *Standardy Medyczne* 2003, tom 5, Nr 9, s. 1254 – 1264

31. Syczewska M, Dembowska-Baginska B., Perek-Polnik M., Perek D.: Functional status of children after treatment for a malignant tumor of the CNS: a preliminary report, *Gait & Posture* 2006, vol. 23, s. 206–210
32. Syczewska M., Lebiadowska M., Kalinowska M.: Analiza chodu w praktyce klinicznej, [W:] *Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna 2000*, Pod red. Macieja Nałęcza, Tom 5, *Biomechanika i inżynieria rehabilitacyjna*, Red. Romuald Będziński [i in.], Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, Warszawa 2004
33. Tejszerska D., Świtoński E.: *Biomechanika inżynierska*, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2004
34. Valderrabano V., Nigg B.M., Vinzenz von Tscharnern, Darren J. Stefanyshyn D.J., Goepfert B., Hintermann B.: Gait analysis in ankle osteoarthritis and total ankle replacement. *Clinical Biomechanics*, 2007, 22, 894-904
35. Vaughan Ch. L., Davis B.L., O'Connor J.C.: *Dynamics of human gait*. Kibocho Publisher, Cape Town, 1999
36. Winter D.A., *Biomechanics of human movement*. John Wiley&Sons, New York, 1979
37. [https://brain.fuw.edu.pl/edu/index.php/Pracownia\\_Sygn%C5%82%C3%B3w\\_Biologicznych/Zajecia\\_9](https://brain.fuw.edu.pl/edu/index.php/Pracownia_Sygn%C5%82%C3%B3w_Biologicznych/Zajecia_9)
38. <https://pl.pinterest.com/pin/420242208980082843/#>
39. <https://www.imaging-resource.com/news/2012/11/27/eadward-muybridge-the-photographic-pioneer-who-froze-time-and-nature>



El apoyo de la Comisión Europea para la producción de esta publicación no constituye una aprobación del contenido, el cual refleja únicamente las opiniones de los autores, y la Comisión no se hace responsable del uso que pueda hacerse de la información contenida en la misma.

