

CAPÍTULO 4

ARTROCINEMÁTICA DE LA MARCHA

Brayan Esneider Patiño Palma
Ministerio del Deporte / Bogotá, Colombia
✉ brpatinop@mindeporte.gov.co
© <http://orcid.org/0000-0002-6932-0980>

Cita este capítulo:

Patiño-Palma BE. Artrocinemática de la marcha. En: Perafán-González DY. (Ed. científica). Perspectivas de la marcha humana. Cali, Colombia: Editorial Universidad Santiago de Cali; 2020. p. 105-135.

ARTROCINEMÁTICA DE LA MARCHA

ARTHROKINEMATICS OF THE GAIT

Brayan Esneider Patiño Palma

© <http://orcid.org/0000-0002-6932-0980>

RESUMEN

La adopción por parte de los seres humanos de una posición erecta y su locomoción empleando ciclos armónicos pendulares es única en toda clase de mamíferos, es por eso que actualmente, médicos y especialistas en rehabilitación estudian la gran variedad de patrones de movimiento de cada paciente formulando con la información obtenida un tratamiento adecuado además de realizar el seguimiento de la evolución clínica del usuario.

Para analizar la marcha a menudo se requiere la toma e interpretación de muchas mediciones, por lo que es importante familiarizarse con algunos conceptos básicos, pues cada medida es incierta hasta cierto punto.

Dado lo anterior, en este capítulo se describirá de manera detallada los arcos de movimiento normales para cada una de las articulaciones involucradas en la marcha (cadera, rodilla, tobillo, y miembros superiores) información que servirá de orientación para el correcto análisis de la información obtenida en la evaluación del patrón de la marcha.

Para el tobillo podrán evidenciar y reconocer cada uno de los movimientos de esta articulación y como durante cada ciclo de la marcha el tobillo viaja durante cuatro diferentes arcos de movimientos con unos arcos de movilidad relativamente bajos.

Para la articulación del pie se discriminan los movimientos de eversión e inversión presentes en el ciclo de la marcha además de los movimientos accesorios de la articulación metatarsfalángica y mediotarsiana.

Para la articulación de la rodilla se describirán los rangos de movimiento tanto en el plano sagital como en el coronal y transversal los cuales facilitan el equilibrio vertical y el avance de la extremidad en los diferentes periodos de la marcha.

En la cadera se discriminará los diferentes patrones de movimientos vistos desde la trayectoria del desplazamiento del muslo desde la vertical y el comportamiento pélvico, evaluando de manera correcta todo el patrón de movimiento de este complejo articular en la marcha.

Finalmente se describirá el comportamiento de diferentes complejos articulares, tales como pelvis, tronco, cabeza y miembros superiores dando así las pautas necesarias para una valoración global de todo el ciclo de la marcha.

PALABRAS CLAVE: Momentos articulares, cinemática articular, cinemática tobillo, cinemática de rodilla, cinemática de cadera.

ABSTRACT

The adoption by human beings of an upright position and their locomotion using pendulum harmonic cycles is unique in all kinds of mammals that is why currently, doctors and rehabilitation specialists study the great variety of movement patterns of each patient formulating with the information obtained an adequate treatment in addition to monitoring the clinical evolution of the user.

Gait analysis often requires the taking and interpretation of many measurements, so it is important to become familiar with some basic concepts, as each measurement is uncertain to some extent.

Given the above, this chapter will describe in detail the normal ranges of motion for each of the joints involved in gait (hip, knee, ankle, and upper limbs), information that will serve as guidance for the correct analysis of the information. obtained in the evaluation of the gait pattern.

For the ankle, they will be able to show and recognize each of the movements of this joint and how during each cycle of the gait the ankle travels during four different arcs of movement with relatively low arches of mobility.

For the foot joint, the eversion and inversion movements present in the gait cycle are discriminated, as well as the accessory movements of the metatarsophalangeal and midtarsal joint.

For the knee joint, the ranges of motion in the sagittal plane as well as in the coronal and transverse planes will be described, which facilitate vertical balance and the advancement of the limb in the different periods of gait.

In the hip, the different movement patterns seen from the trajectory of the displacement of the thigh from the vertical and pelvic behavior will be discriminated, correctly evaluating the entire movement pattern of this joint complex in gait.

Finally, the behavior of different joint complexes will be described, such as the pelvis, trunk, head and upper limbs, thus giving the necessary guidelines for a global assessment of the entire gait cycle.

KEYWORDS: Articular moments, articular kinematics, ankle kinematics, knee kinematics, hip kinematics.

INTRODUCCIÓN

La adopción, por parte de los seres humanos, de una posición erecta y su locomoción empleando ciclos armónicos pendulares es única en toda clase de mamíferos (1); actualmente, médicos y especialistas en rehabilitación estudian la gran variedad de patrones de movimiento (cinéticos, cinemáticos y de consumo de energía) de cada paciente, formulando con la información obtenida un tratamiento adecuado además de realizar el seguimiento de la evolución clínica del usuario.

Para analizar la marcha a menudo se requiere la toma e interpretación de muchas mediciones, por lo que es importante familiarizarse con algunos conceptos básicos, pues cada medida es incierta hasta cierto punto. Estas incertidumbres o errores son de dos tipos: aleatorios y sistemáticos.

En este sentido, se producen errores aleatorios cuando, por ejemplo, un observador inicia un cronómetro en el instante en que alguien pasa una línea de meta. Debido a la dificultad para decidir el momento preciso en que esto sucede, el cronómetro puede presionarse demasiado temprano o demasiado tarde. Por lo tanto, las mediciones repetidas variarán aleatoriamente alrededor del valor real o correcto. Si el eje del tiempo (eje x) se divide en pequeños intervalos (por ejemplo, 5,40–5,45 s, 5,45–5,50 s, etc.) y se registra cada vez que el tiempo cae dentro de estos intervalos, se desarrolla una distribución normal (Figura 31).

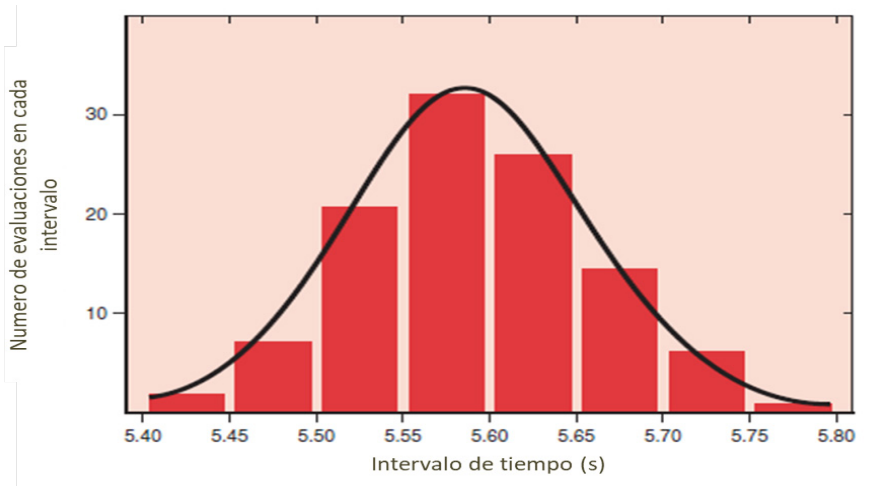


Figura 31. Distribución normal

Fuente: Tomado y adaptado de Kirtley, C (2)

A partir de la gráfica anterior se evidencia de manera obvia que el intervalo con mayor frecuencia es el 5.55–5.60, sin embargo, hay otras mediciones que no se encuentran dentro de este intervalo, incluso algunas en los lados extremos (lo que significa que el tiempo registrado fue mucho más bajo o más alto de lo habitual) formando así una distribución con forma campana (conocida como campana de gauss) (3).

En este sentido la mejor estimación del valor “correcto” para el tiempo medido es, por supuesto, el promedio o la media, que se puede calcular sumando todas las mediciones y dividiendo por el número de mediciones tomadas (3). Sin embargo, este estadístico por sí solo no cuenta toda la historia, dado que el ancho o extensión de la distribución indica cuánta confianza debe depositarse a este valor medio. Este parámetro se llama desviación estándar (σ), representa la incertidumbre estadística de una medición y es muy importante para la interpretación de los datos en el análisis de la marcha; este estadístico se calcula de la siguiente manera:

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum(x_i - \bar{X})^2}{N}}$$

En la práctica, la gran mayoría de las mediciones de la marcha se ven afectadas por estos dos parámetros. Una propiedad muy útil de las distribuciones normales es que se sabe que el 67% de todas las mediciones caen dentro de $\pm 1\sigma$ de la media, el 95% caen dentro de $\pm 2\sigma$ y el 99,7% dentro de $\pm 3\sigma$, propiedad conocida como la regla empírica de la estadística o teorema de Chebyshev (4) (Figura 32).

Dado que la mayoría de las mediciones biológicas parecen estar distribuidas normalmente, esto facilita la obtención de rangos de datos normativos. Si una medición cae fuera de estos límites, aún podría ser normal, pero esta normalidad pudiera ser alta o baja debido a la variación biológica natural o la imprecisión del instrumento. Clasificar dicho resultado como anormal constituiría cometer lo que se conoce comúnmente como un error falso positivo (Tabla 5).

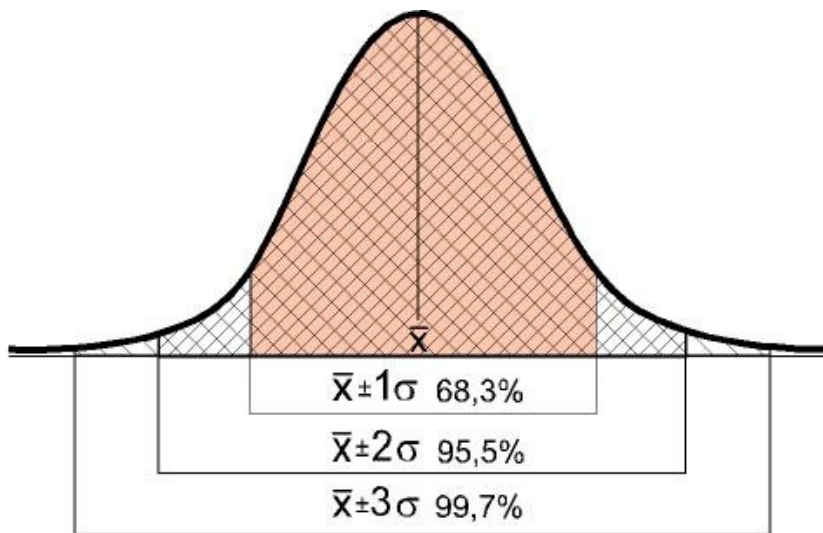


Figura 32. Si una población se distribuye normalmente, el 67% de las mediciones estarán contenidas dentro de un rango definido por la media ± 1 DE; 95% dentro de 2 SD y 99.7% dentro de 3 SD. Este principio es la base de las definiciones clínicas de normalidad y rangos normativos para variables biomecánicas.

Fuente: Elaboración propia

Tabla 5. La probabilidad de cometer un falso positivo disminuye a medida que se amplía el rango normativo

Definición de rango normativo	Probabilidad de falso positivo
Media $\pm 1 \sigma$	33%
Media $\pm 2 \sigma$	5%
Media $\pm 3 \sigma$	0.3%

Fuente: Elaboración propia

Claramente, un rango normativo basado en la media $\pm 1\sigma$ es un poco arriesgado, porque el 33% de las mediciones verdaderamente normales se pueden clasificar erróneamente como no normales. Esta es una razón por la cual, la mayoría de los exámenes diagnósticos (por ejemplo hemogramas) usan un rango definido por la media $\pm 2\sigma$ o incluso 3σ .

Ahora bien, las mediciones de la marcha a menudo presentan grandes desviaciones (σ) debido a las dos fuentes de variabilidad que tiene la evaluación (biológica e instrumental). Esto hace que los rangos normativos basados en la media ± 2 o 3σ sean bastante amplios, lo que significa que muchas mediciones no normales se considerarían normales, un error conocido como falso negativo. Hasta el momento, este problema sigue sin resolverse, sin embargo, la mayoría de los laboratorios de marcha utilizan habitualmente rangos normativos basados en la media $\pm 1\sigma$.

Por el contrario, el error sistemático hace que la media se desvíe de su verdadero valor, introduciendo un sesgo en la medición. Por lo general, es un error mucho más difícil de manejar, ya que no se puede eliminar promediando (5). La única solución sería predecir o determinar la cantidad de sesgo y restarlo de todas las mediciones. Por ejemplo, en el caso expuesto al inicio de este capítulo, en el evaluador habrá un cierto retraso de tiempo (aproximadamente 100 ms o 0.1 s) al presionar el cronómetro, debido al tiempo que tardan

los impulsos nerviosos en viajar de los ojos del evaluador a su cerebro y del cerebro a la mano para operar el cronómetro. Es probable que este retraso sensoriomotor haga que cada medición de tiempo sea un poco más larga de lo que debería ser. El retraso de tiempo del observador podría estimarse y luego restarse a cada medición, pero claramente esto podría ser difícil y requerirá que se realice otro tipo de experimento.

En conclusión, pueden existir muchos tipos de errores en la evaluación de la marcha, pero estos se pueden reducir o eliminar completamente mediante un diseño cuidadoso de la metodología, el uso adecuado de los equipos y el análisis correcto de los datos. A continuación, y teniendo en cuenta estas consideraciones encontrarán el comportamiento y los rangos de movimiento normales de cada una de las articulaciones que están estrechamente relacionadas con el patrón y las diferentes fases de la marcha, información que servirá de orientación para el correcto análisis de la información obtenido en la evaluación de la marcha.

Complejo pie-tobillo

La unión entre la pierna (tibia) y el pie presenta una situación única en todo el cuerpo humano. En esta área anatómica, las fuerzas verticales de soporte de peso se transmiten a un sistema de soporte horizontal.

Inman (6) englobó la interacción entre las articulaciones subtalar y tibiotalar bajo el término articulaciones del tobillo. Este concepto es correcto, pero redefinir un término comúnmente usado ha resultado inútil en otros esfuerzos y no se intentará en este capítulo, pues los términos originales están bien arraigados en las costumbres y en textos previos, así que, el término tobillo en los siguientes apartados estará relacionado con la unión entre la tibia y el astrágalo (articulación tibiotalar) y la articulación inferior continuará llamándose subtalar, igualmente, se tendrá en cuenta la acción de las diferentes interacciones articulares en el pie (particularmente mediotarsiana y metatarsofalángica) dado que estas influye en la

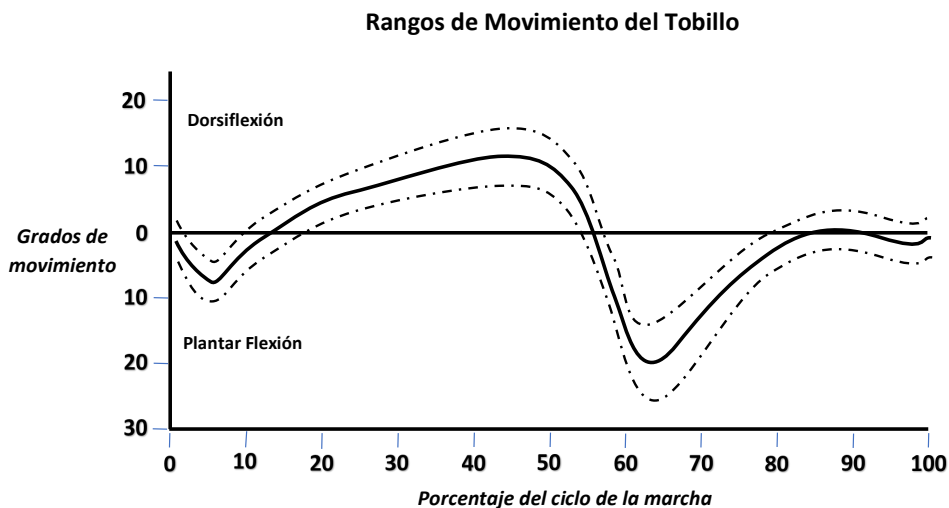
función del tobillo. De tal manera, todas las articulaciones serán tratadas como un complejo funcional.

Articulación del Tobillo

Por simplicidad, a los movimientos del tobillo se les conoce comúnmente como flexión y extensión (7). La definición de estos términos, sin embargo, ha variado. Algunos autores tratan los movimientos del tobillo de la misma manera al movimiento articular en otras partes del cuerpo aplicando el término de flexión a aquellos movimientos que disminuyen el ángulo entre dos huesos (es decir, el movimiento ascendente del pie en dirección a la tibia) y la extensión el movimiento contrario (el pie se aleja de la tibia).

Neurológicamente, esta terminología es correcta. El movimiento ascendente del pie es parte de la sinergia primitiva flexora, es decir, acompaña la flexión de la cadera y la rodilla. Del mismo modo, el movimiento hacia abajo del pie es parte de la sinergia extensora de la extremidad. Sin embargo, para evitar confusiones, el único recurso es usar el término dorsiflexión para el desplazamiento ascendente del pie y la flexión plantar para el movimiento descendente del tobillo. Esta será la terminología utilizada en este texto.

Si bien, los arcos de movimiento del tobillo no son grandes, son críticos para la progresión y la absorción de impactos durante la fase de apoyo, además de permitir el avance de las extremidades en la fase de balanceo (figura 3). Durante cada ciclo de marcha, el tobillo viaja a través de cuatro arcos de movimiento; es decir, dos veces durante cada ciclo de la marcha el tobillo pasa de flexión (PF) a dorsiflexión (DF) alternadamente (8–11). Los primeros tres arcos de movimiento ocurren en la fase de apoyo (PF, DF y PF) y dorsiflexiona una única vez durante la fase de balanceo. La secuencia y los grados de movimiento del tobillo después del contacto inicial del piso con el talón se presentan en la tabla 6.



Línea negra: media, Línea punteada: ± 1 Desviación estándar

Figura 33. Rangos de movimiento normal para la articulación del tobillo

Fuente: Tomado y adaptado de Perry, J (12).

El rango completo del movimiento del tobillo utilizado durante el ciclo de la marcha (CM) es en promedio 30 grados (entre 20° y 40°) (9, 11, 12) el cual se relaciona estrechamente con las fases de soporte del pie. El contacto inicial normalmente se produce con el tobillo en posición neutra (o flexión plantar entre 3° o 5°), seguido por el primer movimiento de flexión plantar durante la respuesta de carga (que se da entre el 0-10% CM), posteriormente, con el inicio del contacto del antepié, el tobillo cambia su dirección de movimiento hacia la dorsiflexión.

Alrededor del 20% del CM el pie se estabiliza y la tibia se convierte en un segmento móvil continuando la dorsiflexión hasta la fase del apoyo medio y la mitad de la fase del apoyo terminal, alcanzando un ángulo máximo de dorsiflexión de 10 grados en aproximadamente el 48% del CM. Esta posición se mantiene hasta el final del periodo de soporte simple. Posteriormente, después del inicio del doble soporte terminal o posterior, se produce una rápida flexión plantar alcanzando un ángulo máximo de aproximadamente entre 20 a 30

grados al final de la fase de apoyo. Posteriormente, es el hallux el que inicia la acción de dorsiflexión final alcanzando una posición neutral a mitad de la fase de balanceo, la cual se mantiene durante toda la fase; sin embargo, a menudo se puede presentar una caída o leve flexión plantar entre 3 a 5 grados durante la fase oscilación final.

Tabla 6. Movimiento del tobillo durante un ciclo de la marcha

Movimiento del tobillo durante un CM	
Flexión plantar de 7 grados	0 – 12% del CM
Dorsiflexión de 10 grados	12 – 48% del CM (con zapatos es de 5°)
Flexión plantar de 20 grados	48 -62% del CM
Dorsiflexión o neutro	62 – 100%

Fuente: J Perry (12)

Complejo articular del pie

Existen tres articulaciones principales dentro del pie que se relacionan con la mecánica de la marcha; estas son las articulaciones subtalar, mediotarsiana y metatarsfalángica (Figura 33).

La primera en mención es la unión entre el astrágalo y el calcáneo ubicándola dentro del eje vertical de la descarga de peso que proviene de la tibia. La acción de la articulación subtalar es agregar movilidad en tres diferentes planos de movimiento, además de facilitar el movimiento de las otras articulaciones dentro del pie. La articulación subtalar o subastragalina tiene un eje único, orientado oblicuamente, que permite que el pie se incline medial (inversión) y lateralmente (eversión). Estas acciones ocurren tanto en la fase de apoyo como en la fase de balanceo, sin embargo, estos movimientos son más significativos en la fase de apoyo, pues influyen estrechamente en la alineación y el soporte del peso de toda la extremidad.

La eversión comienza en la fase de respuesta a la carga, es decir, inmediatamente después de que el talón entra en contacto con el piso, logrando una eversión máxima de entre 4 a 6 grados en la fase de apoyo medio (14% de CM); posteriormente, este movimiento se invierte lentamente (inversión) a lo largo de la fase de apoyo terminal logrando un pico máximo de inversión al inicio de la fase de pre-balanceo (52% CM) (8,13,14). En contraste, en la fase de balanceo el pie vuelve a la posición neutral, seguido de una inversión terminal durante el último 20% del ciclo de la marcha (8) (Figura 34).

La articulación mediotarsiana (o tarso transversal) es la unión entre el retropié y antepié siendo formada por dos articulaciones, talonavicular y calcáneocuboide. El movimiento del mediotarso del pie contribuye a la absorción de impactos durante el contacto del antepié. En esta articulación se ha evidenciado movilidad asociada a la acción de aplanamiento y recuperación del arco plantar, pero estos arcos de movilidad no han sido medidos.

El aplanamiento o caída del arco del pie se evidencia inmediatamente después del contacto del antepié con el suelo ocurriendo comúnmente en la fase inicial del apoyo medio durante el periodo de soporte simple, dándole a este movimiento el nombre de una dorsiflexión del mediopié. Seguidamente, con la elevación del talón se evidencia la restauración del arco lo que implica una inversión de la dorsiflexión en esta articulación.

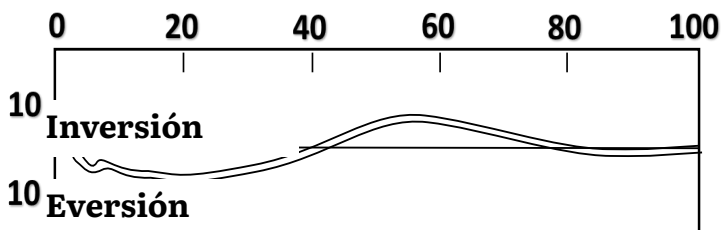


Figura 34. Movimiento normal de la articulación subtalar durante la marcha

Fuente: Tomado y adaptado de Wright, DG (8) y Perry, J(12)

La articulación metatarsofalángica es la unión entre los metatarsos y las falanges proximales del pie, siendo esta el punto de rotación o quiebre que permite el movimiento de rodamiento del pie sobre la cabeza distal de las metatarsianos (movimiento conocido como Rocker de antepié) facilitando la propulsión y avance de la extremidad.

En la fase del contacto inicial las articulaciones metatarsofalángicas, especialmente la del hallux, se encuentran con aproximadamente 25 grados de dorsiflexión; posteriormente, después del contacto con el antepié, en la fase de respuesta a la carga, los dedos caen logrando una posición neutra manteniéndola a lo largo de toda la fase de apoyo medio.

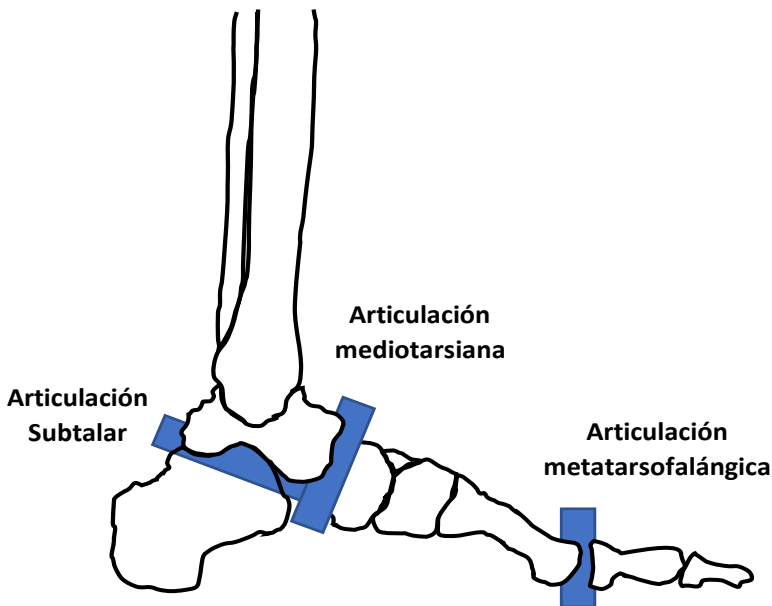
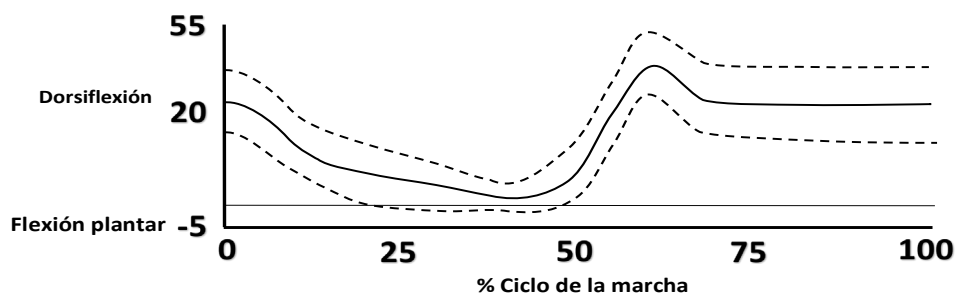


Figura 35. Articulaciones del pie con mayor significancia funcional durante la marcha (áreas azules): subtalar, mediotarsiana y metatarsofalángicas.

Fuente: Elaboración propia

Con la elevación del talón en la fase de apoyo terminal, las articulaciones metatarsofalángicas dorsiflexionan (extienden) aproximadamente 21 grados; es importante mencionar que durante estas fases los dedos siempre permanecen en contacto con el suelo y a medida que el retropié se levanta, los ejes metatarsianos se inclinan realizando de esta manera el mecanismo denominado *windlass pasivo*; logrando de esta forma una posición final de aproximadamente 55 grados de dorsiflexión durante la fase de pre-balanceo.

Al inicio y mediado de la fase de balanceo se mantiene una ligera dorsiflexión (dedos hacia arriba), sin embargo, esta se aumenta en la parte final de esta fase (mecanismo denominado *windlass activo*) en preparación para el contacto inicial del siguiente ciclo.



Línea negra: media, Línea punteada: ± 1 Desviación estándar

Figura 36. Movimiento normal de la articulación metatarsofalángica durante la marcha

Fuente: Tomado y adaptado de Perry, J (12).

Articulación de la rodilla

La rodilla es la unión de dos huesos largos (fémur y tibia) y constituye uno de los segmentos principales de la extremidad inferior dado que pequeños movimientos en esta articulación resultan en cambios significativos en la ubicación corporal o segmentaria; es por este

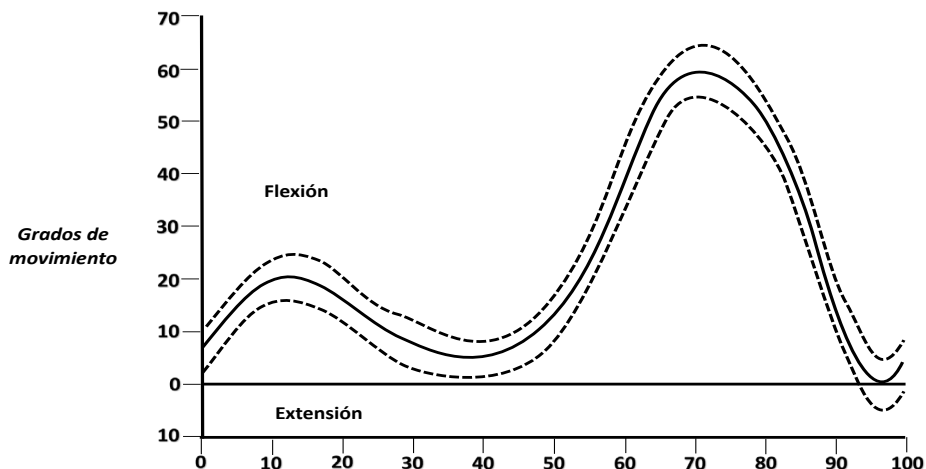
motivo que la estabilidad especialmente en la fase de apoyo, la rodilla es un determinante básico. Igualmente, en la fase de balanceo la flexibilidad de la rodilla es el factor principal de libertad de avance de la extremidad (movilidad), dándole a estas dos características un valor preponderante en el patrón normal de la marcha.

La rodilla es un complejo articular caracterizado por grandes rangos de movimiento en el plano sagital y pequeños arcos de movilidad en los planos coronal y transversal. En el primero se evidencian los movimientos de flexión y extensión usados para la progresión de la extremidad inferior tanto en la fase de apoyo como en la de balanceo; en cambio, los movimientos en el plano coronal facilitan el equilibrio vertical de la extremidad particularmente durante la fase de soporte simple. Finalmente, la rotación vista desde el plano transversal ajusta los cambios en la alineación a medida que el cuerpo se balancea de atrás hacia adelante; sin embargo, a menos que la movilidad articular sea muy exagerada producto de alguna patología, el análisis visual identifica solo los movimientos sagitales, por tal motivo se hacen necesarios diferentes sistemas de medición para discernir los otros eventos.

Durante cada ciclo, la rodilla pasa por cuatro arcos de movimiento, pasando de flexión a extensión de manera alterna, variando dentro de un rango de flexión entre los 0 y 70 grados (12,15–18). Sin embargo, los límites exactos de los arcos de movimiento de la rodilla varían entre diferentes estudios y estas diferencias están relacionadas con las variaciones en la velocidad al caminar, la individualidad del sujeto y el uso de los diferentes marcadores utilizados para designar las alineaciones de los segmentos. La magnitud promedio, tiempo y secuencia del movimiento de la rodilla durante la zancada se muestra en la tabla 7.

Comúnmente en la fase del contacto inicial la rodilla se encuentra aproximadamente con cinco grados de flexión, sin embargo, en diferentes sujetos esto puede variar, pudiendo encontrar en esta fase una leve hiperextensión entre los 0 y 2° o una flexión entre los 0 y 5° como se mencionó anteriormente; acto seguido, después del inicio de la fase de apoyo la rodilla aumenta su flexión rápidamente y con

el inicio de la fase de soporte simple (12% del CM) la rodilla completa su primer pico de flexión (también conocido como pico de flexión en apoyo) de aproximadamente 18 grados en cerca del 15% del ciclo de la marcha. Este momento es donde la rodilla flexionada está bajo la carga máxima de soporte de peso.



Línea negra: media, Línea punteada: ± 1 Desviación estándar

Figura 37. Movimiento normal de la articulación de la rodilla durante la marcha

Fuente: Tomado y adaptado de Perry, J 1992 (12)

Es importante mencionar que la posición de la rodilla en la fase de contacto inicial no se encuentra relacionada con la velocidad de la marcha; sin embargo, si se ha reportado una notable influencia de la velocidad al caminar con la cantidad de flexión que se produce en la fase de respuesta a la carga (6).

Seguidamente, a partir de la fase de apoyo medio la rodilla se extiende gradualmente logrando aproximadamente a la mitad de la fase de apoyo terminal (40% CM) una flexión mínima de en promedio tres grados, manteniéndola por un corto periodo de tiempo, pues al final de esta fase la rodilla comienza nuevamente a flexionarse logrando aproximadamente siete grados de flexión en el momento en el que el pie contralateral entra en contacto con el suelo.

Tabla 7. Movimiento de la rodilla durante un ciclo de la marcha

Movimiento de la rodilla durante un CM	
Flexión a 18°	0 – 15 %CM
Extensión a 5°	15 – 40 %CM
Flexión a 65°	40 – 70 %CM
Extensión a 2°	70 – 97% CM

Fuente: J Perry (12)

Una vez iniciada la fase de doble apoyo posterior, la rodilla se flexiona rápidamente alcanzando en promedio 40 grados de flexión al final de la fase de pre-balanceo (62% del CM). El ritmo rápido de flexión en la articulación de la rodilla continúa, logrando una flexión máxima de 60 grados (19) o según Murray (10) de 70 grados en la fase de balanceo inicial. Después de una pausa momentánea en la mitad de la fase de balanceo, la rodilla comienza a extenderse tan rápido como se flexionó en las fases anteriores, logrando en la oscilación media la mitad de la recuperación hacia la extensión; posteriormente en la fase siguiente de la marcha la rodilla logra su máxima extensión (flexión de 3°); sin embargo, como se comentó anteriormente, esto puede variar entre sujetos, en este sentido se ha reportado hiperextensión de aproximadamente tres grados y un grado menor de flexión de en promedio cinco grados.

Por otra parte, desde una posición de rotación externa máxima que se evidencia al final de la fase de apoyo, toda la extremidad (pelvis, fémur, tibia) realiza una rotación interna de ocho a trece grados que se mantiene durante las fases de oscilación y respuesta a la carga (20,21); adicionalmente, dentro de cada fase del ciclo de la marcha, la rodilla se mueve tanto en abducción como en aducción. En el estudio realizado por Kettlecarnp (20) un tercio de los sujetos estudiados presentaron una abducción máxima de la rodilla en la fase de contacto inicial. Sin embargo, la mayoría de las personas (64%) experimentó tres grados de abducción adicional en la fase de respuesta de carga.

Finalmente se documentó que, durante el balanceo, la rodilla volvió a su posición neutral al realizar una aducción aproximadamente de ocho grados. Finalmente, las magnitudes y dirección de la rotación y la abducción varían dependiendo de la fase de la marcha, sin embargo, estas mediciones no serán tocadas a fondo en este capítulo.

Articulación de la cadera

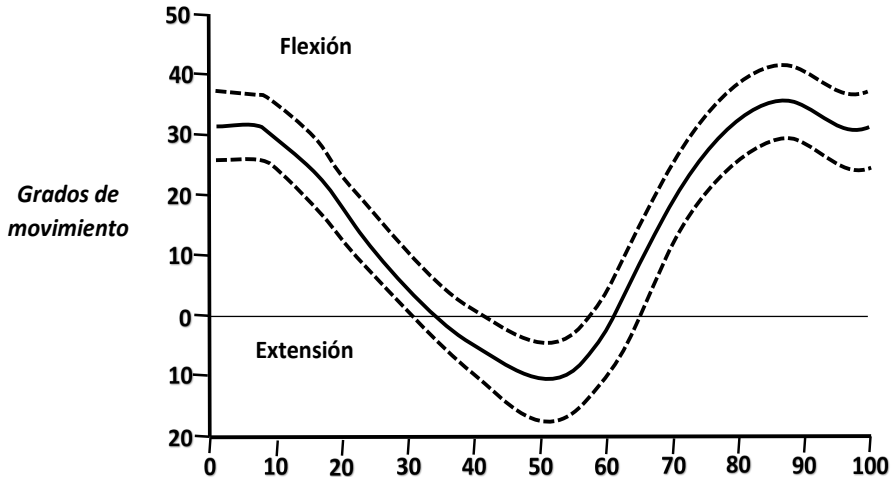
La articulación de la cadera es una articulación de tipo diartrosis que soporta ciclos de carga y movimiento a lo largo de toda la vida, el componente óseo acetabular resulta de la fusión de tres centros de osificación diferentes: ilion, isquion y pubis (22).

La cadera está diseñada para proporcionar un amplio movimiento de manera tridimensional con control muscular específico; en el plano sagital se puede evidenciar el arco de movilidad más amplio, sin embargo, los requisitos musculares son breves, caso contrario sucede en el plano coronal, pues en este, el movimiento es más limitado pero las demandas musculares son sustanciales; finalmente, la rotación vista desde el plano transversal es un evento presente pero sutil en esta articulación.

El enfoque funcional de la musculatura de la cadera al igual que en la rodilla varía dependiendo de la fase de la marcha; durante el apoyo el papel principal de los diferentes grupos musculares de la cadera es la estabilización del tronco; en cambio, en la fase de balanceo el objetivo principal es el control del movimiento de las extremidades (12).

Clínicamente, es habitual definir el movimiento de la articulación de la cadera por la trayectoria del desplazamiento del muslo desde la vertical, sin embargo, hay un arco de inclinación pélvica que puede sumar o restar movilidad a la articulación de la cadera. El análisis de movimiento instrumentado generalmente mide el ángulo pelvis-fémur total, no obstante, para el análisis de la marcha los movimientos del fémur y la pelvis deben juzgarse por separado.

La cadera se mueve en solo dos arcos de movimiento durante una zancada normal; extensión durante la fase de apoyo y flexión durante el balanceo (Figura 38), realizando un cambio de movimiento de manera gradual. En la cadera, el arco de movimiento normal tiene en promedio 40 grados de movilidad (23–26) sin embargo, existen estudios que reportan 48° (27).



Línea negra: media, Línea punteada: ± 1 Desviación estándar

Figura 38. Movimiento normal de la articulación de la cadera durante la marcha

Fuente: Tomado y adaptado de Perry, J 1992 (12)

En el contacto inicial, la cadera llega flexionada aproximadamente a 30 grados con respecto a la vertical, posteriormente, en la fase siguiente, la posición de la cadera es relativamente estable, perdiendo entre dos y tres grados de flexión. Con el inicio de la fase de apoyo medio, la cadera se extiende de manera progresiva hasta la fase de apoyo terminal donde el muslo alcanza una alineación neutral logrando seguidamente una extensión máxima de diez grados justo en el momento en que el pie contralateral entra en contacto con el suelo (50% CM).

Durante el pre-balanceo, la cadera invierte la dirección del movimiento y comienza a flexionarse manteniendo este movimiento durante las dos primeras fases del periodo de balanceo; exactamente, en la fase de balanceo inicial la cadera alcanza gran parte de rango de flexión, aproximadamente 25 grados, seguidamente en la fase de balanceo medio se logran los 15 grados finales.

Es importante mencionar que los movimientos del muslo y cadera son influenciados en tres o cuatro grados gracias a la inclinación de la pelvis, por lo tanto, una inclinación hacia arriba o retroversión de la pelvis aumenta el ángulo de flexión de la cadera en la fase de apoyo inicial, medio y balanceo final; por el contrario, una inclinación hacia abajo o anteversión de la pelvis aumenta la extensión del muslo.

Respecto al plano coronal, se ha reportado que la cadera se mueve a través de un pequeño arco de aducción y abducción a medida que el lado descargado de la pelvis sigue la extremidad oscilante. Esta acción tiene su inicio en el periodo de soporte, pues es en la fase de contacto inicial y respuesta a la carga donde la cadera se aduce de manera pasiva aproximadamente 10 grados debido al ángulo anatómico entre el fémur y la tibia (28). Esto se invierte en las fases de apoyo medio y terminal ubicando a la cadera en una posición neutral, produciendo posteriormente en el inicio del periodo de balanceo una abducción relativa de la cadera de aproximadamente cinco grados.

Durante cada zancada, la extremidad se mueve a través de un arco de rotación interna seguido de un arco similar de rotación externa. Diferentes estudios biomecánicos de la pelvis y el muslo demostraron que en el contacto inicial, la extremidad presenta una posición neutral, sin embargo, se observa una máxima rotación interna al final de la fase de respuesta a la carga y una máxima rotación externa al final de la fase de pre-balanceo (21).

Cabeza, tronco y pelvis

El segmento axial del cuerpo consta de tres estructuras rígidas (cabeza, tórax y pelvis) separadas por dos áreas móviles (columna cervical y toracolumbar). Funcionalmente, la cabeza y el cuello se consideran una unidad que descansa sobre el tronco, sin embargo, la definición del tronco es inconsistente. Comúnmente, este término tiene al menos dos significados pues la palabra puede referirse a todos los segmentos del cuerpo entre la base del cuello y las articulaciones de la cadera (excepto los brazos) o por el contrario representar solo los segmentos lumbares y torácicos y este último es utilizado para el análisis de la marcha dado que el tronco toracolumbar (TL) y la pelvis tienen diferentes observaciones funcionales que conducen a patrones de movimiento diferentes.

Mientras que el cuello permite que la cabeza se mueva independientemente para expandir el campo de visión, durante la marcha normal, la cabeza y el tronco viajan como una unidad y ninguno muestra algún cambio visual aparente en la posición, excepto verticalmente. En esta dirección, los segmentos (tronco y cabeza) se mueven con el centro de gravedad del cuerpo a medida que este sigue la mecánica de las extremidades inferiores. Sin embargo, el análisis instrumentado ha registrado pequeños arcos de desplazamiento en los planos sagital y coronal.

A lo largo del ciclo de la marcha los segmentos (cabeza y tronco) se desvían de la línea media de progresión en tres diferentes planos de movimiento (vertical, lateral y progresivo) (12), formando cada uno un patrón de desplazamiento sinusoidal con características diferentes.

El desplazamiento vertical del sacro, el tronco y la cabeza es igual en cada segmento y sigue un doble camino sinusoidal. La cantidad promedio de cambio vertical es de 2.5 cm a 4.5 cm hacia arriba y una cantidad igual hacia abajo (Figura 39) (29,30). Un ciclo de la marcha presenta dos momentos de desplazamiento hacia abajo y dos hacia arriba reflejando la mecánica de los pasos derecho e izquierdo; los picos del movimiento descendente se dan en la fase de respuesta a la

carga (6% CM) y en el pre-balanceo (56% CM) dándose estas dos fases en los dos periodos de doble soporte; cada descenso esta seguido por una elevación progresiva ocurriendo estas dos en los periodos de soporte simple, es decir, en las fases de soporte terminal (34% CM) y oscilación media (84% CM); ahora bien, es importante mencionar que la cantidad de desplazamiento varia con la velocidad de la marcha del sujeto (12).

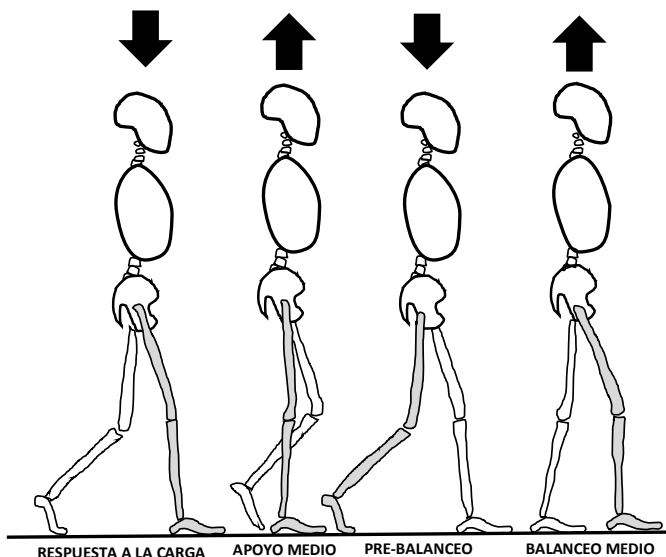


Figura 39. Movimiento carga vertical del tronco durante una zancada indicado por la altura de la cabeza

Fuente: Tomado de J Perry (12)

El desplazamiento lateral es el mismo para todos los segmentos axiales, este eje de movimiento presenta aproximadamente 4.5 centímetros de movilidad total entre las desviaciones máximas derecha e izquierda. En la dirección lateral a diferencia de la vertical solo se presenta una única senoide para cada ciclo de la marcha produciendo el movimiento de los segmentos axiales hacia el lado de la extremidad de soporte.

Desde un punto neutro inicial el comienzo del desplazamiento lateral inicia aproximadamente al inicio de la fase de apoyo alcanzando un desplazamiento máximo ipsilateral alrededor del 31% del ciclo de

la marcha, es decir en la fase de apoyo terminal. Posteriormente, se evidencia un retorno gradual a la posición neutral (50% CM) seguido de un movimiento al lado contralateral presentando el desplazamiento máximo alrededor del 81% del ciclo de la zancada, es decir aproximadamente en el punto medio del periodo de oscilación.

Finalmente, el desplazamiento progresivo de los segmentos axiales, muestra una relación con la velocidad de la marcha y presenta curva sinusoidal doble evidenciando que, durante el primer tercio de cada ciclo, los segmentos axiales avanzan más rápido que la velocidad media de la marcha.

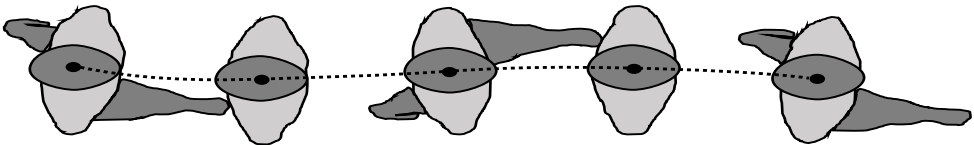


Figura 40. Desplazamiento lateral del tronco durante una zancada (indicado por la ubicación de la cabeza)

Fuente: Tomado de J Perry (12)

La pelvis, durante cada zancada, se mueve de manera asincrónica en las tres diferentes direcciones, sin embargo, estos movimientos son pequeños, pero representan un continuo cambio postural. Los arcos de movimiento individuales son los siguientes:

- Plano sagital: inclinación anterior/posterior de cuatro grados (28,31,32).
- Plano coronal: caída y subida contralateral de cuatro grados (28,31,32).
- Plano transversal: rotación posterior/anterior de diez grados (28,31,32).

Por otra parte, no se ha evidenciado movimiento en las uniones articulares de los huesos pélvicos y sacro (articulación sacroilíaca) durante la marcha; sin embargo, durante el esfuerzo de lograr la sedestación desde una posición reclinada, puede implicar movimiento sacroilíaco de aproximadamente 0.5 centímetros;

ahora bien, este hallazgo es inconstante, ya que la fusión de parte o total de la articulación sacroilíaca es muy común. Con respecto a la sínfisis púbica, se sabe que presenta pequeños grados de rotación y traslación, pero estos movimientos no han sido medidos (33).

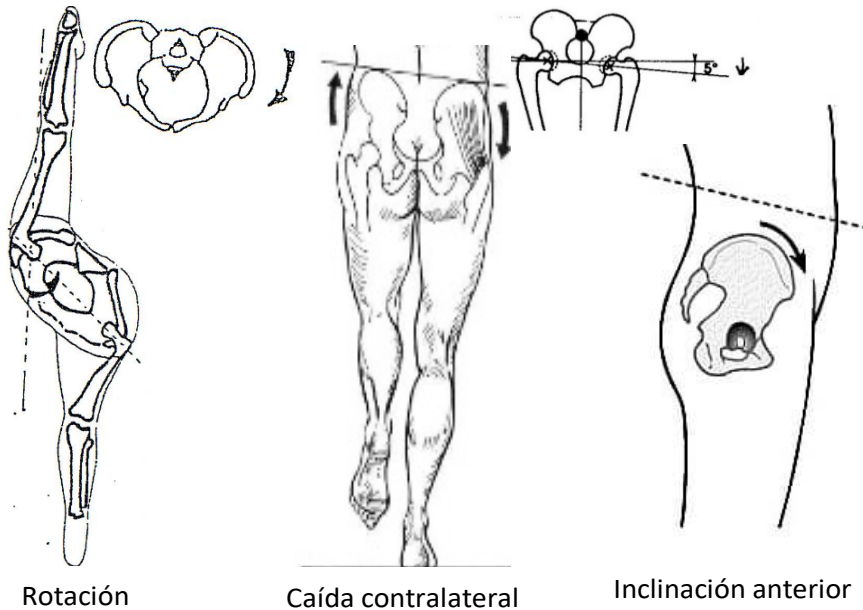


Figura 41. Movimiento de la pelvis durante la marcha
Fuente: Elaboración propia

Miembros superiores

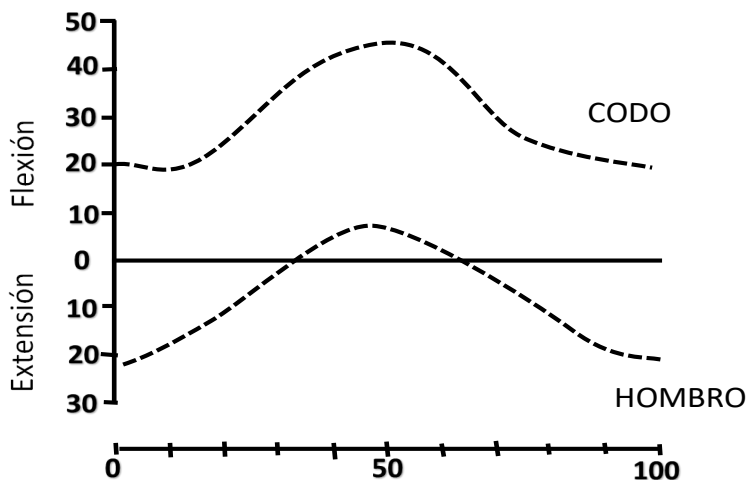
El movimiento recíproco de los brazos ocurre de manera espontánea al caminar; Brujin y colaboradores a partir del cálculo del movimiento angular en los miembros superiores determinaron un patrón totalmente opuesto al resto del cuerpo, y concluyeron que esto permitía que las extremidades inferiores realizaran el movimiento necesario sin impartir una marcada rotación al cuerpo (34). Sin embargo, se sugiere que el movimiento de los brazos puede ser útil, pero no es un componente esencial de la marcha, pues los beneficios y el gasto energético que esto conlleva aún no están claros (35).

En conclusión, el papel del balanceo del brazo está indicado por el giro del componente activo. La extensión dinámica del brazo ocurre al mismo tiempo que la pierna se balancea hacia adelante. Por lo tanto, el brazo está proporcionando una contrafuerza intencional para minimizar el desplazamiento giratorio del cuerpo por la mecánica locomotora de las piernas.

Durante una zancada, cada brazo, recíprocamente se flexiona y extiende dentro de un arco total de desplazamiento entre 30 y 40 grados; el tiempo de desplazamiento entre los dos brazos es de aproximadamente del 50% del ciclo. Durante el periodo de apoyo desde el contacto inicial hasta el despegue de la extremidad contralateral, el brazo medido a partir del desplazamiento realizado sobre la articulación glenohumeral, realiza un arco de aproximadamente 20 grados de flexión; posteriormente, con el inicio de la fase de apoyo contralateral, el movimiento del brazo se invierte hacia la extensión alcanzando una posición cerca de nueve grados respecto a la vertical. Es importante mencionar que al caminar libre o rápidamente, a medida que el brazo se balancea hacia adelante y hacia atrás, el hombro y el codo se mueven a través de diferentes arcos de movimiento (36).

Concretamente el hombro desde una posición de máxima de extensión (24 grados) al inicio de la fase de apoyo, esta articulación se flexiona a una posición de ocho grados al final de la fase de apoyo terminal (momento del contacto inicial en la extremidad contralateral) manteniendo esta posición momentáneamente para que posteriormente se extienda nuevamente durante las fases de oscilación (37).

Por su parte, el codo presenta la misma dirección de movimiento que el hombro, es decir, también atraviesa un arco equivalente de flexión y extensión durante cada zancada. Esta articulación presenta una flexión máxima de 44 grados en el momento de contacto del pie contralateral con el piso, es decir cerca del 50% del ciclo de la marcha (37).



Línea negra: media

Figura 42. Arcos de movimiento de codo y hombro

Fuente: Tomado y adaptado de Perry, J 1992 (12)

Referencias bibliográficas

1. Gebo D. Climbing, brachiation, and terrestrial quadrupedalism: Historical precursors of hominid bipedalism. *Am J Phys Anthropol.* 1996 Sep;101(1):55-92.
2. Kirtley C. *Clinical Gait Analysis. Theory and Practice*-Churchill Livingstone. Elsevier, editor. Churchill Livingstone Elsevier. Washington, D.C.; 2006. 61 p.
3. Reid HM. *Introduction to Statistics: Fundamental Concepts and Procedures of Data Analysis.* SAGE, editor. 2014. 1-595 p.
4. Amidan B, Ferryman T, Cooley SK. Data outlier detection using the chebyshev theorem. *IEEE Aerospace Conference Proceedings.* 2005.
5. Dawson-Saunders B, Trapp RG. *Bioestadística médica. Manual Moderno;* 2005.
6. Inman V, Ralston H, Todd F. Human Walking. *Ergonomics.* 1981;24(12):969-76.

7. American Academy of Orthopaedic Surgeons. Joint Motion: Method of measuring and recorging. Chicago. Chicago: American Academy of Orthopaedic Surgeons; 1965.
8. Wright DG, Desai SM, Henderson WH. Action of the subtalar and ankle-joint complex during the stance phase of walking. *J Bone Joint Surg Am.* 1964;46:361–82.
9. Sutherland DH. An electromyographic study of the plantar flexors of the ankle in normal walking on the level. *J Bone Joint Surg Am.* 1966;48(1):66–71.
10. Murray MP, Drought AB, Kory RC. Walking patterns of normal men. *J Bone Joint Surg Am.* 1964 Mar 1;46:335–60.
11. Piotter JM, Post PA, Vanden Berg KJ. Repeatability of kinematic and kinetic data in the analysis of normal human gait. 1999.
12. Perry J. Gait analysis normal and pathological function. Slack Inco. Handbook of Clinical Neurology. 1992. 556 p.
13. Close JR, Inman VT, Poor PM, Todd FN. The function of the subtalar joint. *Clin Orthop Relat Res.* 1967;50:159–79.
14. Buchthal F, Guld C, Rosenfalck P. Multielectrode Study of the Territory of a Motor Unit. *Acta Physiol Scand.* 1957;39(1):83–104.
15. Woollacott MH, Shumway-Cook A, Nashner LM. Aging and posture control: Changes in sensory organization and muscular coordination. *Int J Aging Hum Dev.* 1986;23(2):97–114.
16. Gyory AN, Chao EYS, Stauffer RN. Functional evaluation of normal and pathologic knees during gait. *Arch Phys Med Rehabil.* 1976;57(12):571–7.
17. Chao EY, Laughman RK, Schneider E, Stauffer RN. Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking. *J Biomech.* 1983;16(3):219–33.
18. Mansour JM, Lesh MD, Nowak MD, Simon SR. A three dimensional multi-segmental analysis of the energetics of normal and pathological human gait. *J Biomech.* 1982 Jan 1;15(1):51–9.
19. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME, Gaine J, Gorton G, Cochran GVB. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *J Orthop Res.* 1989;7(6):849–60.
20. Kettelkamp DB, Johnson RJ, Smidt GL, Chao EY, Walker M. An electrogoniometric study of knee motion in normal gait. *J Bone Joint Surg Am.* 1970;52(4):775–90.

21. Levens AS, Inman VT, Blosser JA. Transverse rotation of the segments of the lower extremity in locomotion. *J Bone Joint Surg Am* [Internet]. 1948 [cited 2020 Jul 2];30(4):859–72. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18887290/>
22. Marín-Peña O, Fernández-Tormos E, Dantas P, Rego P, Pérez-Carro L. Anatomía y función de la articulación coxofemoral. Anatomía artroscópica de la cadera. *Rev Española Artrosc y Cirugía Articul.* 2016 Apr;23(1):3–10.
23. Skinner HB, Abrahamson MA, Hung RK, Wilson LA, Effeney DJ. Static load response of the heels of SACH feet. *Orthopedics.* 1985;8(2):225–8.
24. Lyons K, Perry J, Gronley JK, Barnes L, Antonelli D. Timing and relative intensity of hip extensor and abductor muscle action during level and stair ambulation. An EMG study. *Phys Ther.* 1983;63(10):1597–605.
25. Johnston RC, Smidt GL. Measurement of hip-joint motion during walking. Evaluation of an electrogoniometric method. *J Bone Jt Surg - Ser A.* 1969;51(6):1082–94.
26. Dettmann MA, Linder MT, Sepic SB. Relationships among walking performance, postural stability, and functional assessments of the hemiplegic patient. *Am J Phys Med.* 1987;66(2):77–90.
27. Gore DR, Murray MP, Sepic SB, Gardner GM. Walking patterns of men with unilateral surgical hip fusion. *J Bone Jt Surg - Ser A.* 1975;57(6):759–65.
28. Charalambous CP. The major determinants in normal and pathological gait. In: *Classic Papers in Orthopaedics* [Internet]. 2014 [cited 2020 Jul 6]. p. 403–5. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/13069544/>
29. Waters RL, Morris JM. Electrical activity of muscles of the trunk during walking. *J Anat.* 1972 Feb;111(Pt 2):191–9.
30. Saunders JB, Inman VT, Eberhart HD. The major determinants in normal and pathological gait. *J Bone Joint Surg Am.* 1953;35 A(3):543–58.
31. Mooney V, Goodman F. Surgical approaches to lower-extremity disability secondary to strokes. *Clin Orthop Relat Res.* 1969;63:142–52.
32. Charalambous CP. Walking patterns of normal men. In: *Classic Papers in Orthopaedics* [Internet]. 2014 [cited 2020 Jul 14]. p. 393–

5. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/14129683/>
33. Weisl H. The movements of the sacroiliac joint. *Acta Anat (Basel)*. 1955;23(1):80–91.
34. Bruijn SM, Meijer OG, Beek PJ, Van Dieën JH. The effects of arm swing on human gait stability. *J Exp Biol*. 2010;213(23):3945–52.
35. Collins SH, Adamczyk PG, Kuo AD. Dynamic arm swinging in human walking. *Proc R Soc B Biol Sci*. 2009 Oct 22;276(1673):3679–88.
36. Ellen Christin Arntzen, Bjørn Kåre Straume, Francis Odeh, Peter Feys, Paolo Zanaboni, Britt Normann. Group-Based Individualized Comprehensive Core Stability Intervention Improves Balance in Persons With Multiple Sclerosis: A Randomized Controlled Trial. *Phys Ther*. 2018;98(5):1027–38.
37. Ballesteros MLF, Buchthal F, Rosenfalck P. The Pattern of Muscular Activity During the Arm Swing of Natural Walking. *Acta Physiol Scand*. 1965;63(3):296–310.

