

CAPÍTULO 3

GENERALIDADES DE LA MARCHA NORMAL

Diana Yasmín Perafán González
Universidad Santiago de Cali / Cali, Colombia
✉ diana.perafan00@usc.edu.co
Universidad del Valle/ Cali, Colombia
✉ diana.perafan00@correounivalle.edu.co
© <https://orcid.org/0000-0002-2042-1246>

Cita este capítulo:

Perafán-González DY. Generalidades de la marcha normal. En: Perafán-González DY. (Ed. científica). Perspectivas de la marcha humana. Cali, Colombia: Editorial Universidad Santiago de Cali; 2020. p. 61-103.

GENERALIDADES DE LA MARCHA NORMAL

OVERVIEW OF NORMAL GAIT

Diana Yasmín Perafán González

© <https://orcid.org/0000-0002-2042-1246>

RESUMEN

En este capítulo el lector podrá hacer un recorrido por la historia de los sistemas de evaluación de la marcha y cómo los grandes pensadores se mostraron interesados por la comprensión del sistema de locomoción humano, centros de masa corporal, efecto gravitatorio sobre el cuerpo humano, también encontrará la relación que han hecho escritores de la talla de Balzac entre la forma de deambular sus personajes con características socioeconómicas y emocionales de los mismos. Se referencia también la secuencia de eventos que llevaron a desarrollar los sistemas de evaluación biomecánica computarizada de la marcha. Paso seguido se presentan características de la marcha humana en relación con las condiciones morfofuncionales propias del individuo considerando factores como el calzado, el clima, el terreno, la edad, el sexo, la raza, las condiciones emocionales y religiosas entre otras. Finalmente, el capítulo termina con una clasificación del ciclo total de la marcha tanto por fases como por mecedoras (clasificación propuesta por Perry en 1992).

PALABRAS CLAVE: criterios temporoespaciales de la marcha, generalidades de la marcha, cadencia, zancada, base de sustentación, historia de la evaluación de la marcha, fases de la marcha, consideraciones de la marcha, ancho de paso, longitud de paso.

ABSTRACT

In this chapter the reader will be able to take a tour through the history of gait evaluation systems and how the great thinkers were interested in understanding the locomotion system, centers of body mass, and gravitational effect on the human body, they will also find the relationship that writers of the stature of Balzac have made between the way their characters wander with their socio-economic and emotional characteristics. The sequence of events that led to the development of computerized biomechanical gait evaluation systems is also referenced. Next, characteristics of the human gait are presented in relation to the morphofunctional conditions of the individual, considering factors such as footwear, climate, terrain, age, sex, race, emotional and religious conditions, among others. Finally, the chapter ends with a classification of the total gait cycle both by phase and by rocking chair (classification proposed by Perry in 1992).

KEYWORDS: timespatial gait criteria, gait overview, cadence, stride, base of support, gait evaluation history, gait phases, gait considerations, step width, step length.

INTRODUCCIÓN

La curiosidad del hombre por el conocimiento de su funcionamiento propio ha hecho que, particularmente en el último siglo, las técnicas empleadas para el análisis de la marcha humana hayan dado pasos agigantados, análisis que tiene sus primeros reportes en los escritos clásicos de autores greco-romanos como Galeno (129-201), Aristóteles (384-322 a. C.) e Hipócrates (460-377 a. C.). Aristóteles describió acciones de los músculos, dio gran importancia al centro de gravedad, a las leyes físicas del movimiento, e identificó la participación de palancas músculo esqueléticas en la ejecución de la marcha. Por su parte, Hipócrates demostró un profundo conocimiento de la relación entre el movimiento y el músculo, al que él denominaba carne, y recomienda el movimiento como tratamiento de enfermedades,

en concreto largas caminatas para evitar la atrofia y combatir la obesidad. El romano Galeno, quien se desempeñó como médico de gladiadores, en su ensayo “De Motu Musculorum” estableció la diferencia entre nervios motores y sensitivos y músculos agonistas y antagonistas; también describió el tono muscular; aspectos todos, de suma relevancia en la comprensión del mecanismo de la marcha (1)

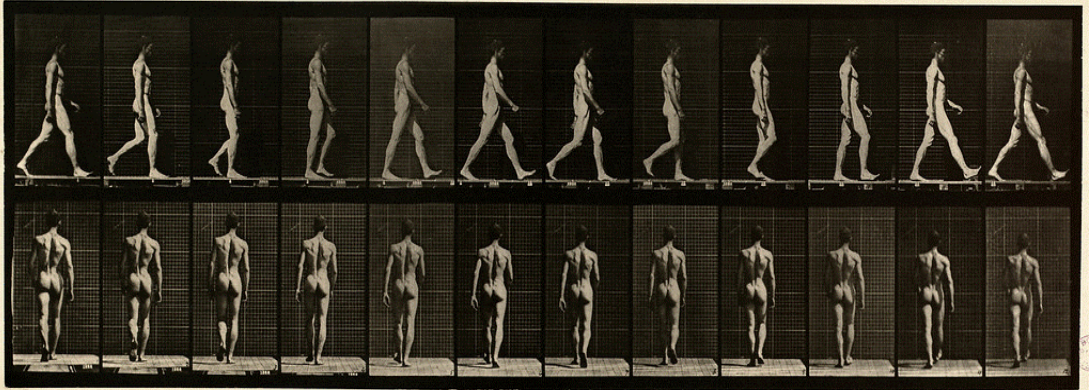


Figura 1. Hombre caminando en secuencia en plano sagital y frontal posterior. Hecho por Muybridge (1887) Animal Locomotion. Plate 2.

Fuente: Obtenido de internet. <https://www.muybridge.org/>

Ya en la Edad Moderna Leonardo Da Vinci (1452-1519) se interesó por el movimiento humano, el centro de gravedad y la marcha, además de representar mediante grabados las fases de la marcha humana; también estudió la capacidad del hombre para generar movimiento, la mecánica articular, el mecanismo de contracción muscular, la relación del centro de gravedad con el mantenimiento del equilibrio y describió la mecánica del cuerpo tanto en bipedestación como durante la marcha y el salto (1). Gracias a los estudios realizados previamente por Galileo Galilei e Isaac Newton es a partir del siglo XVII cuando se logra hacer una aproximación científica al análisis mecánico de los seres vivos. Giovanni Alfonso Borelli (1608-1679), discípulo de Galileo para el estudio del movimiento humano y el animal, “aplica sistemáticamente el principio de la palanca,

considera las relaciones entre sistema muscular y sistema óseo y refiere las variaciones que se producen en el músculo en movimiento; variaciones tanto de longitud como de volumen” temas expuestos en su escrito *De Motu animalium* considerado el primer tratado de biomecánica (2)

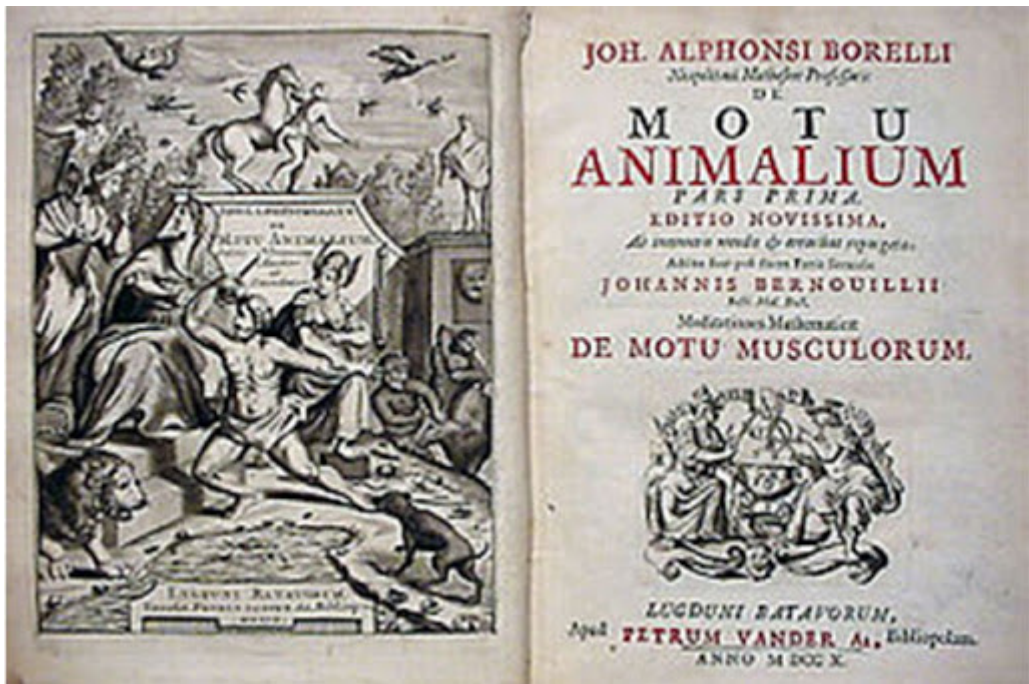


Figura 2. Motu Animalium

Fuente: Obtenida de internet. <http://gaitanalysis.net/historical-notes/>

La época comprendida entre los siglos XIX y XXI conocida como contemporánea, caracterizada por grandes avances tecnológicos derivados de la revolución industrial, ha facilitado la realización de estudios mucho más precisos ya no solo de índole observacional sino con el uso de instrumentos sofisticados que permiten el análisis de cada una de las fases de la marcha y la discriminación de parámetros temporoespaciales (cuali-cuantitativos) característicos, tales como la velocidad, la cadencia, la longitud de paso, el ángulo de paso, la

zancada, y el incierto desplazamiento del centro de masa que inquietó a grandes pensadores en la historia. Fueron los hermanos Weber quienes en 1836 hicieron el primer análisis mecánico del paso humano, en su libro *Mechanik der Menschlichen Gehwerkzeuge*. Gottingen, plasmaron cada una las fases de la marcha humana, movimientos del centro de gravedad y alteraciones de la marcha (3, 4).

Etienne Jules Marey (1830-1904) empleando “el ferrocarril fotográfico” que no era más que una cámara oscura sobre rieles que se deslizaba paralelamente al sujeto a fotografiar, obtuvo diagramas que reflejaban la trayectoria de diferentes segmentos corporales (la cabeza, el hombro, la cadera, la rodilla y el tobillo) simultáneamente desde el plano sagital. Otro estudio realizado en 1873 empleó un sistema que registraba las reacciones de apoyo y duración del contacto del pie en el suelo mediante métodos neumáticos, empleaba un zapato provisto de una cámara de aire dinamométrica unida a un cilindro registrador para conocer las presiones ejercidas sobre el suelo durante la marcha o carrera (3). Adicionalmente Marey escribió *La máquina animal*, obra que recoge sus investigaciones sobre el movimiento. En 1894 describió una plataforma dinamométrica; ese mismo año, por su parte, Carler realizó mediciones de las fases de oscilación y apoyo, duración y longitud de paso e inclinación lateral del cuerpo durante un ciclo de la marcha (5).

A continuación, se presentan otros referentes del estudio de la marcha:

- **1887.** Beely hacía caminar al sujeto sobre una fina capa de escayola y observó la profundidad de la huella plantar para identificar la zona del pie que soportaba mayor presión. En 1892 diseñó una plataforma dinamométrica (6).
- **1891.** Braune y Fischer al cortar dos cadáveres obtuvieron la posición del momento de inercia de todos los segmentos corporales y del centro de gravedad, con este conocimiento realizaron un análisis de la marcha tridimensional (7).

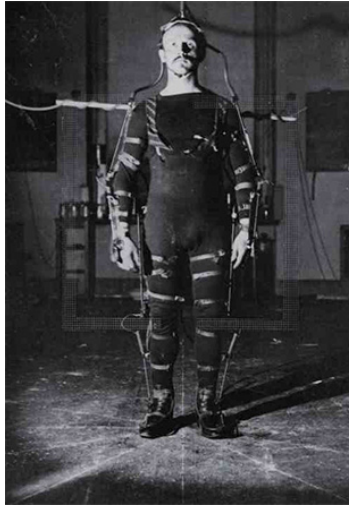


Figura 3. Traje negro con delgados tubos de luz empleado durante el primer informe sobre los movimientos articulares en diferentes fases de la marcha

Fuente: Imagen obtenida de internet: <http://gaitanalysis.net/historical-notes/>

A un individuo de complexión similar a la de uno de los dos cadáveres lo vistieron con un traje negro con delgados tubos de luz e hicieron una comparación entre sus imágenes y un sistema de referencia. Así se realizó el primer informe sobre los movimientos articulares durante las fases de la marcha.

- **1895.** Braune y Fischer se encargaron de calcular las velocidades y aceleraciones de algunos segmentos corporales durante la marcha (1).
- **1900.** Charles Ducroquet mostro su interés por el estudio del movimiento en la marcha normal y en las marchas patológicas haciendo construir un pasillo con espejos en el Hospital de San Juan de Dios de París que le permitió un estudio tridimensional y la observación de todos los segmentos corporales que participan del cuerpo en movimiento durante la marcha. Describió los cambios que se producen a causa de distintos factores y cómo

se desarrolla la marcha desde su inicio en la infancia hasta la senectud (8).

- **1916.** La pista dinamométrica diseñada por Amar registraba fuerzas en cuatro direcciones: vertical, horizontal, lateral externa y lateral interna (1).
- **1925.** A través de la palpación de los músculos de sujetos que caminaban sobre una banda sin fin, Scheber, logró determinar el papel de los músculos en la marcha. Posteriormente gracias a la introducción de la electromiografía esos resultados pudieron ser corroborados y perfeccionados (7).
- **1927.** Desde el punto de vista metabólico fueron Atzler y Herbest quienes estudiaron la marcha, midiendo el consumo de oxígeno durante la deambulación (9). “En este mismo año Basler midió la frecuencia de vibración que se producía en unos alambres tensos por el caminar de un sujeto. Abrahamson y colaboradores estudiaron la muesca de la huella plantar sobre una plataforma de peso especial” (1).
- **1932.** Bernstein en Rusia amplía los estudios que había llevado a cabo Fischer, analizando una muestra mucho más amplia en la que incluye niños (3).
- **1934.** Elftman, echando mano de técnicas ópticas y electromecánicas realizó un análisis dinámico del paso, uso una plataforma de cristal (con una cara superior lisa y una cara inferior con proyecciones piramidales para calcular la carga soportada por el pie en las distintas fases del ciclo de la marcha. Fue el mismo Elftman quien analizó también el movimiento de las extremidades superiores e identificó la relación inversa de los miembros inferiores con los superiores (10).
- **1938.** Rabischong hizo uso de medios electromecánicos con el fin de medir los componentes verticales y horizontales de la fuerza durante el ciclo completo de la marcha. A finales de la II Guerra Mundial surgieron los primeros laboratorios de biomecánica y análisis del movimiento humano y en ese momento se llevaron a cabo numerosos estudios en veteranos de guerra, principalmente en amputados (8).
- **1944.** Eberhast e Inman describieron los parámetros cinemáticos de la marcha y aportaron datos significativos sobre rotación e inclinación de la pelvis y el tronco (3).

- **1945.** Scherb y Arienti hicieron estudios instalando contactos eléctricos particularmente en los talones, primer y quinto metatarsianos de las suelas de los zapatos (8) obteniendo así registros del soporte de cargas a nivel de la bóveda podal.
- **1947.** Schwartz empleó registros neumáticos para cuantificar la presión en el talón y en las cabezas del primer y quinto metatarsianos (1).
- **1952.** Cunningham y Brown fueron pioneros en el diseño y la construcción de una plataforma dinamométrica que ha sido referencia para nuevos sistemas de análisis de fuerzas (8).

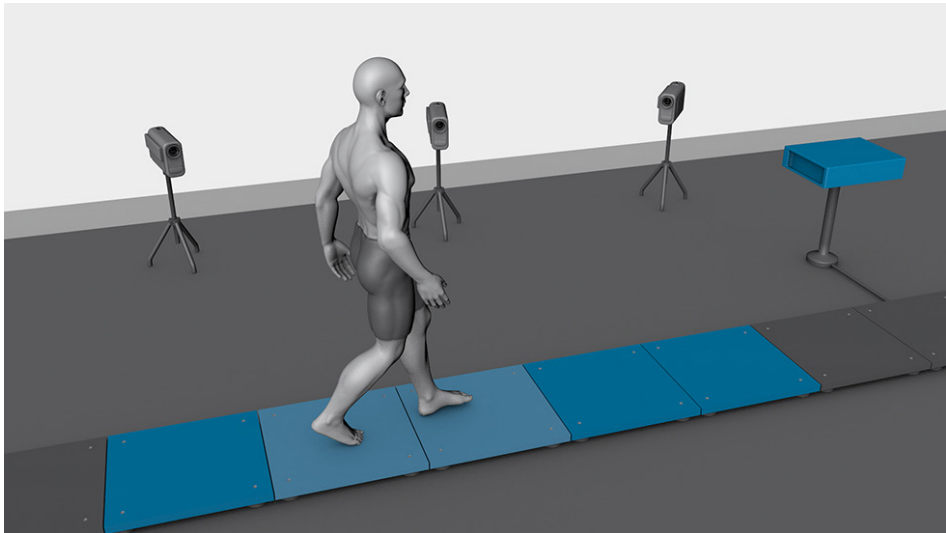


Figura 4. Representación de un laboratorio de análisis de movimiento

Fuente: Obtenido de internet. <https://www.kistler.com/es/aplicaciones/tecnologia-de-sensores/biomecanica-y-plataforma-de-medicion-de-fuerza/analisis-de-movimiento-marcha/>

- **1953.** Holden y Muncey registraron la carga y el tiempo a través de la introducción de transductores capacitivos de presión en zapatos hechos especialmente para eso (11).

- **1954** “Barnett estudia las fases de la marcha humana mediante un podógrafo, bloque grueso de goma espuma con 640 varillas ordenadas para formar un bloque de 6 por 15 pulgadas. Se registraba fotográficamente el desplazamiento de cada varilla cuando el sujeto caminaba sobre ellas” (1).
- **1963.** Bauman y Brand colocaron e indicaron que, aunque los transductores de presión en la planta del pie pueden alterar la marcha, aún son útiles para medir las cargas bajo el pie y presentan ventajas frente a otros sistemas (6).
- **1965.** Viladot Pericé y Viladot Voegli al igual que Charles Ducroquet en 1900 construyeron en el Hospital de San Rafael un pasillo de marcha, donde llevaron a cabo estudios con diversas técnicas como fotografía, cinematografía y vídeo, sobre las modificaciones de la marcha en deformidades del pie, en sujetos con endoprótesis, y otras condiciones especiales (12).
- **1966.** Murray, Ryker y Radcliffe determinaron los valores angulares en las articulaciones de los miembros inferiores en las distintas fases de la marcha (1).
- **1967.** Blievernicht sincronizo tres cámaras en tres planos por medio del diseño de un dispositivo rotatorio en forma de cono (1).
- **1971.** Martorell empleó un baro podómetro con cinco doubles cilindros situados verticalmente sobre una plataforma (6).
- **1974.** fue incorporada la densitometría de color por Miura y colaboradores al sistema ideado por Elftman y con ello llevaron a cabo estudios de la marcha, la carrera y el salto (9).
- **1976.** Scranton & McMaster realizaron estimaciones analíticas de la distribución de presiones bajo el pie.
- **1978.** “M. Dhanendran describió un equipo constituido por 128 captore de fuerza de naturaleza extensiométrica. En este mismo año Nicol y Henning describieron una técnica directa para medir la presión en puntos separados de la planta del pie utilizando una matriz de diodos que emiten luz y cuyo brillo depende de la presión aplicada.” (1).
- **1980.** Simkin y Stokes desarrollaron un programa computarizado para analizar la dinámica plantar y mostrar la distribución de fuerzas bajo el pie (9). Draganich desarrolla un transductor con matriz de 7168 elementos combinados con una plataforma de fuerzas que mide las coordenadas horizontales del centro de

- presión y el componente instantáneo del momento de fuerza (9).
- **1981.** Inman compiló los conocimientos más actuales y novedosos sobre la marcha en ese momento en su libro *Human Walking* (13).
 - **1982.** Fue desarrollada una nueva técnica por Cavanagh y Henning que consistía en una plantilla con 499 sensores de 5mm, basados en principios piezoeléctricos (6).
 - **1983.** Katoh utilizó plataformas de fuerza para medir las fuerzas de reacción dinámica del suelo en sentido vertical, anteroposterior y mediolateral expresado como porcentaje del peso del cuerpo (1).
 - **1986.** Se comercializó un sistema de baropodometría electrónica para el análisis de la presión metatarsal en pacientes con metatarsalgias, hallux valgus, hallux rigidus, deformidades postraumáticas del pie (1).
 - **1990.** Se desarrolló en Italia el PODYNAMIC® System que es una plataforma con presocaptos protegidos por una capa de caucho (6).
 - **1992.** Rose et al emplearon el sistema F-SCAN® que es una plantilla de 960 sensores resistivos. Mediante esta técnica se detecta, visualiza y graba la presión plantar durante la marcha (14). En este mismo año Nevill describió el sistema GAITSCAN® que es empleado por Akhlaghi en 1994, que exige la construcción de una plantilla por cada paciente lo que complicó su aplicación clínica. (6)
 - **1993.** Se desarrolló una plataforma que permitió medir las presiones plantares con una alta resolución compuesta por sensores piezorresistivos y se desarrolla el PODOTRACK®, sistema sencillo para detectar anomalías de los apoyos plantares (6).

Ya en el siglo XXI el avance del estudio biomecánico de la marcha se hace vertiginoso, la evolución de este aspecto será profundizado en otro momento.

Actualmente el análisis de la marcha realizado fuera de los laboratorios computarizados considera toda una gama de aspectos tan diversos como la edad, el sexo, la cultura, el terreno, el calzado, la forma del pie, el estado de ánimo y otros estados especiales como el embarazo y la obesidad; bien escribió Balzac en su obra *La duquesa*

de Langeais “Cuando caminaba, su apostura, su andar, su menor gesto traicionaban no sé qué seguridad en la fuerza que imponía, y algo también de despotismo”.

Hace referencia una vez más, como en muchos de sus escritos, a la relación entre la manera de caminar con la personalidad. Además de con la personalidad, relaciona la manera de moverse con la clase social y la ocupación, por ejemplo, en *La obra maestra desconocida* dice: “Por la extravagancia de su indumentaria, por la magnificencia de su gorguera de encaje, por la prepotente seguridad de su modo de andar, el joven barruntó en este personaje al protector o al amigo del pintor” (15).

Tabla 1. Consolida diferentes aspectos y sus respectivas variables representativas de la marcha

ASPECTO	VARIABLE	DEFINICIÓN
CONSIDERACIONES	CENTRO DE MASA	Es el punto resultante de la relación entre las fuerzas internas y externas en el cuerpo humano.
	GASTO ENERGÉTICO	Cantidad de energía requerida para realizar el ciclo de marcha
	BASE DE SUSTENTACIÓN	Es el área comprendida entre los extremos más externos y anteroposteriores de los pies (incluida el área entre ellos) en contacto a piso. Esto si no se tiene aditamento extra de ayuda, de lo contrario la base de sustentación incluirá también el área cubierta por el dispositivo.
PARÁMETROS TEMPOROS ESPACIALES	LONGITUD DE PASO	Es la distancia entre el talón del pie de atrás al talón de adelante del mismo pie, este ultimo define que paso se esta midiendo.
	ANCHO DE PASO	Distancia horizontal entre las líneas medias de los talones.

FASES	ÁNGULO DE PASO	Orientación del pie respecto a la línea longitudinal de avance.	
	ZANCADA	Sumatoria de los pasos derecho e izquierdo (nunca longitud de paso por 2).	
	CADENCIA	Determina el número de pasos que se dan en un tiempo determinado.	
	VELOCIDAD	Distancia recorrida en una unidad de tiempo determinada.	
	TIEMPO DE APOYO	1 ^{er} DOBLE APOYO	También denominado primera mecedora para el pie que se encuentra adelante cuando en el ciclo ambos pies están en contacto con el piso
		APOYO SIMPLE	También denominado segunda mecedora en este periodo solo una de las piernas se encuentra en contacto con el piso.
	TIEMPO DE BALANCEO	2 ^{do} DOBLE APOYO	También denominado tercera mecedora para el pie que se encuentra atrás cuando en el ciclo ambos pies están en contacto con el piso.
		BALANCEO FINAL	Fase inicial del balanceo inmediata al despegue de los dedos.
		BALANCEO MEDIO	Fase media del balanceo coincide con el tiempo de apoyo simple de la extremidad contraria.
		BALANCEO FINAL	Última fase del balanceo previo al contacto inicial.

Fuente: Elaboración propia

Cada uno de los aspectos que afectan la marcha encuentra soporte en la respuesta tanto fisiológicas como adaptativas a la exigencia del medio, a continuación, se enuncian algunas consideraciones en cada uno de esos aspectos y sus diferentes variables:

CONSIDERACIONES

Centro de masa: más allá de la identificación del concepto es imprescindible el reconocimiento y relación entre las condiciones tanto internas como externas del individuo con el desplazamiento de su centro de masa. Su ubicación es triplanar por lo que presenta desplazamientos que se perciben desde los planos frontal, sagital y coronal; dicha ubicación también es relativa a la posición del cuerpo, tamaño del individuo (16), fenotipo y otros factores determinantes de la marcha.

En lo referente al fenotipo, por ejemplo, los sujetos con distribuciones corporales irregulares en las que tienen piernas delgadas, tronco y brazos grandes, el centro de masa se ubica más alto, lo que hace que necesiten ampliar su base de sustentación con el fin de recuperar parte del equilibrio perdido como consecuencia de la elevación del centro de masa. Viceversa, el otrora denominado tipo “pera” al tener mayor porcentaje de su peso en la porción inferior del cuerpo lo que le proporciona mayor estabilidad.

La excursión del centro de masa en cada uno de los planos describe una curva a lo largo del ciclo de la marcha y varía en cada una de las fases.

En posición bípeda el centro de masa se ubica 2.5 cm por delante de la segunda vertebra sacra.

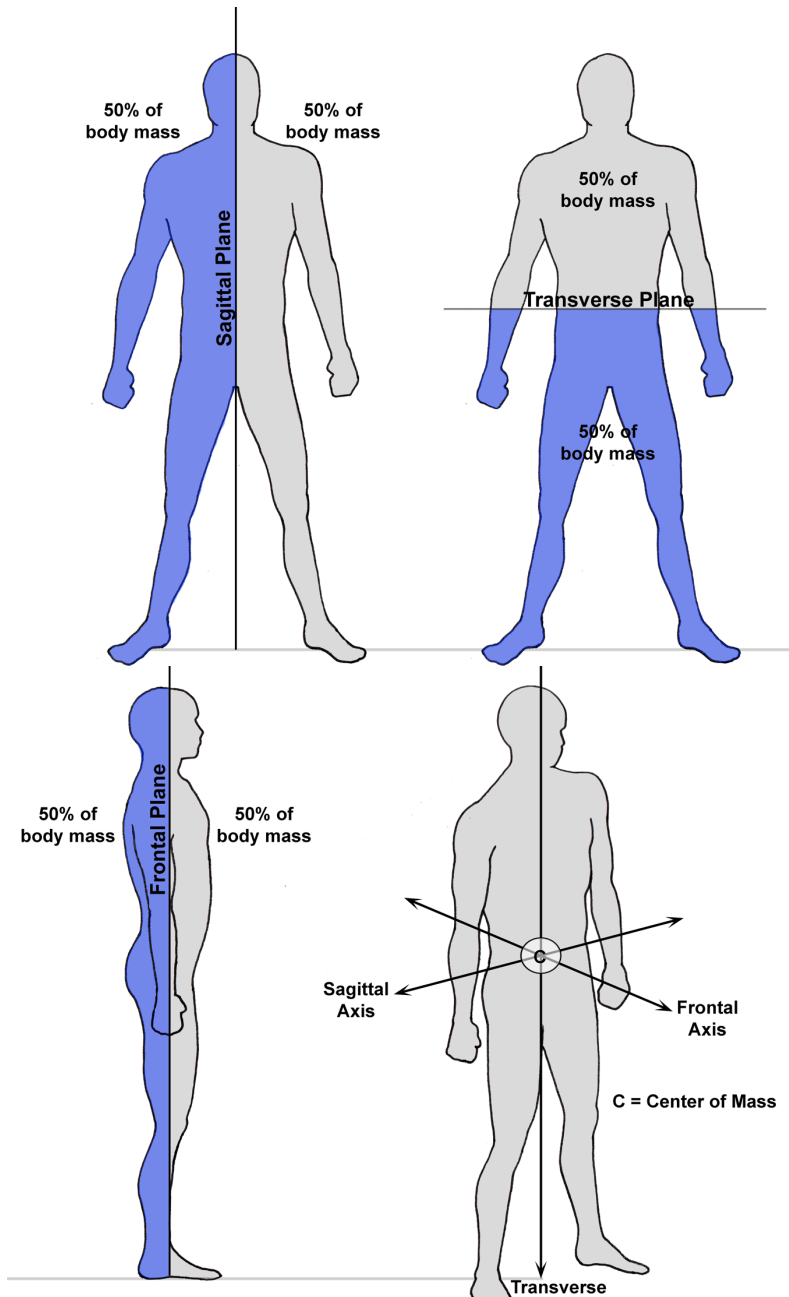


Figura 5. Ubicación tridimensional del centro de masa

Fuente: Obtenida de internet. <https://www.crossfit.com/essentials/planes-of-the-body>

En el plano sagital el punto más alto se alcanza en la fase de apoyo simple y la más baja en la fase de doble apoyo. En esta fase la línea de gravedad cae justo en medio de la longitud de la zancada (17) siempre y cuando las longitudes de paso tanto derecha como izquierda sean iguales. La diferencia promedio entre estos dos puntos es de 5cm siendo mayor (en relación con la horizontal) el descenso,

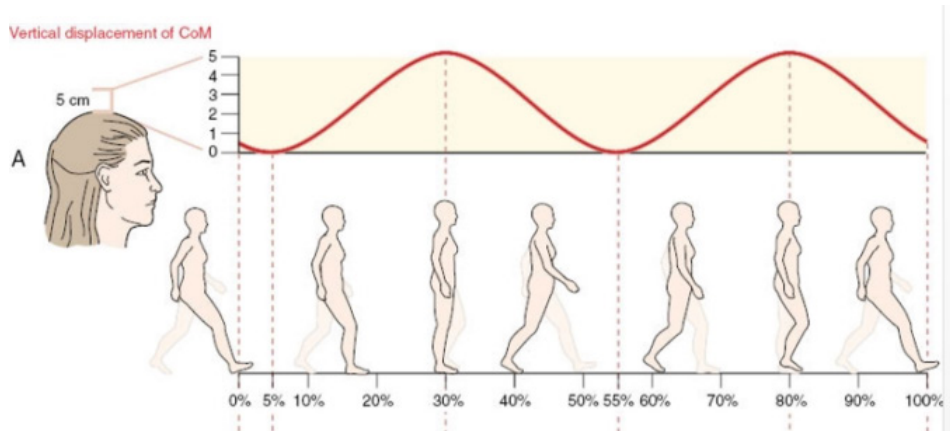


Figura 6. Desplazamiento del centro de masa supero - inferior visto desde de perfil

Fuente: Obtenido de Internet. <https://uw.cloud-cme.com/assets/uw/Presentations/2781/2781.pdf>

En contraste, la excursión en el plano coronal es solo 2 cm cada lado; éste esta mediado por la base de sustentación principalmente. En el caso del plano transversal será la longitud de paso el principal factor determinante de esta excursión.

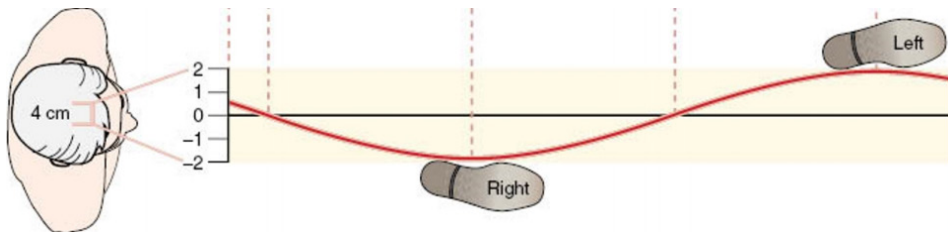


Figura 7. Desplazamiento medio - lateral del centro de masa visto desde arriba

Fuente: Obtenido de internet. <https://uw.cloud-cme.com/assets/uw/Presentations/2781/2781.pdf>

Por medio de la rotación pélvica se controla el descenso del centro de gravedad, alargando así relativamente tanto la extremidad posterior como la anterior (18).

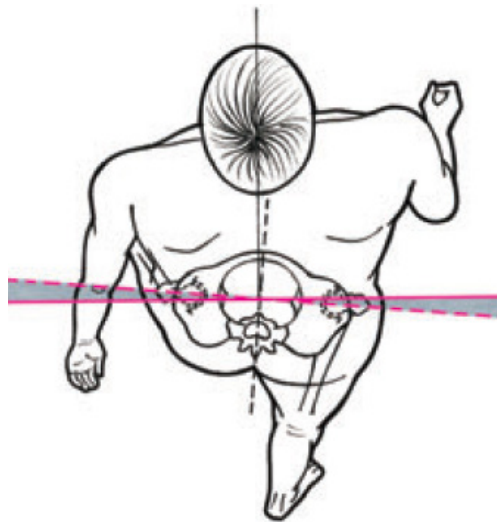


Figura 8. Desplazamiento antero posterior de la pelvis durante la marcha

Fuente: Tomado de Lesmes JD. *Evaluación clínico-funcional del movimiento corporal humano*, 2007.

A lo largo del ciclo de la marcha, el pie de apoyo experimenta el desplazamiento de la caída de línea de gravedad en diferentes puntos

de la planta del pie, lo que determina la activación de diferentes grupos musculares. En un pie normal, el desplazamiento de ese centro de masa se dirige de atrás hacia adelante terminando en el dedo hallux y puede llegar a incluir el segundo artejo en aquellos casos de tener este dedo más largo que el primero.

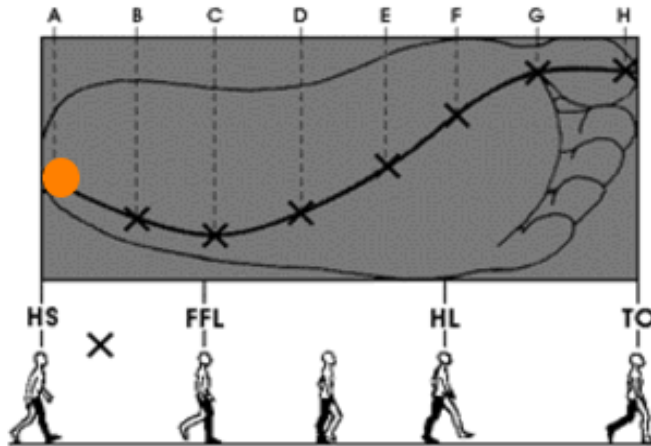


Figura 9. Representación del recorrido del centro de masa a nivel del pie durante el ciclo de la marcha

Fuente: obtenida de: <https://www.efisioterapia.net/articulos/analisis-comparativo-la-cinematica-hombre-y-la-mujer>

Gasto energético: es la cantidad de energía (medida en términos de calorías) que se requiere para realizar todo el ciclo de la marcha tantas veces como sea necesario. El consumo energético durante la marcha varía entre otros aspectos por el clima, el terreno y por supuesto cada una de las fases requiere un gasto energético diferente. En 2005 Bradford C. Bennett et al, realizaron un estudio que evaluó el movimiento del centro de masa y la transferencia de energía durante la marcha en niños con parálisis cerebral, en él concluyeron que el gasto energético es modificable como resultado del trabajo mecánico específico en el patrón de la marcha. Es así como un patrón de marcha que incluya mayor desplazamiento de los segmentos corporales obliga mayor desplazamiento del centro de masa lo que conlleva al incremento del consumo energético. Existe

una relación directa entre el gasto energético, la transferencia de energía y la energía cinética.

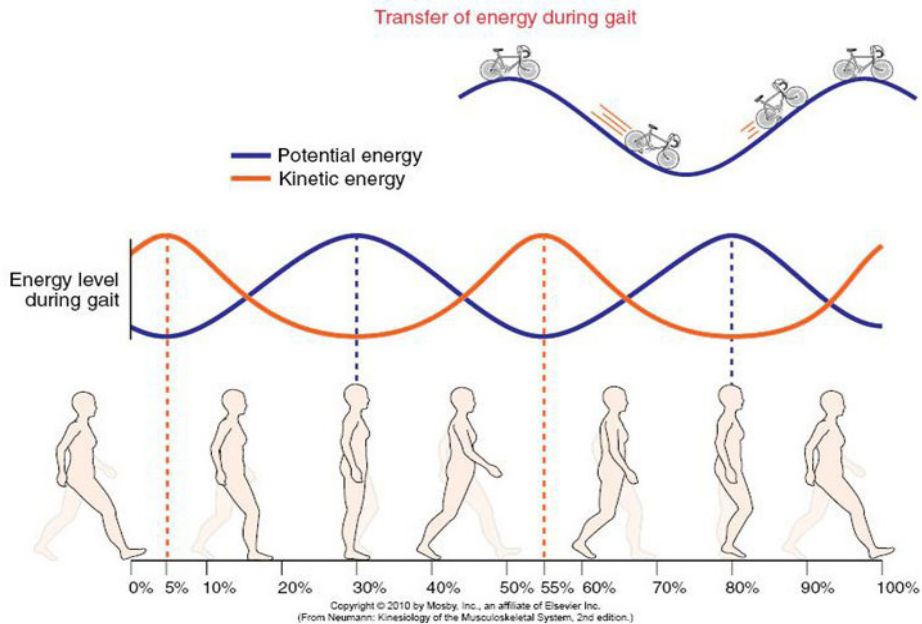


Figura 10. Transferencia de energía durante la marcha. Relación entre el potencial energético y la energía cinética a lo largo del ciclo de la marcha

Fuente: <https://slideplayer.com/slide/4188504/>

La obesidad es otro determinante del aumento del consumo energético, dado que a mayor peso mayor requerimiento de energía para mover el cuerpo, de ahí la recomendación de aumentar la frecuencia de la marcha en las personas que pretenden bajar de peso. Siendo que en la posición de apoyo simple (la más alta de la curva azul) se da la mayor activación de la musculatura anti gravitatoria por ende mayor potencial energético, simultáneamente en esa fase el nivel de energía es el más bajo; en contraste el punto de equilibrio entre ambas curvas que se da en la fase de doble apoyo. El paso de apoyo mono podal a doble apoyo obliga a contracciones de tipo excéntrico que consumen más calorías.

Base de sustentación: ampliamente relacionada con el equilibrio, la base de sustentación es el área comprendida entre todos los contactos que se tengan a piso; en ella se incluye el contacto de los elementos que se tengan de ayuda (bastón, muletas y otros). Comúnmente se denomina polígono de sustentación.

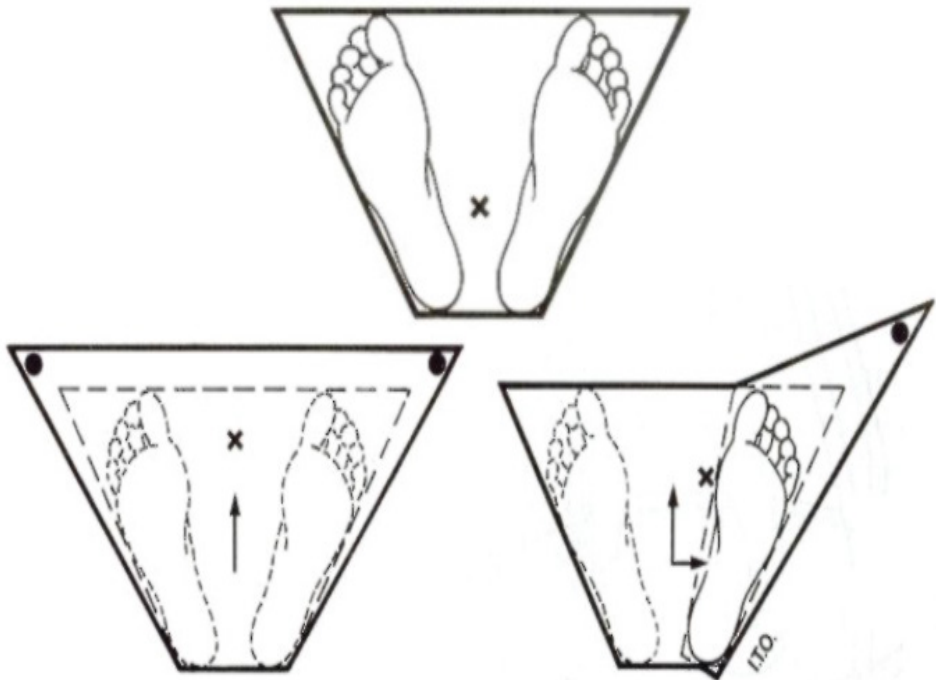


Figura 11. Modificaciones en la base de sustentación al incorporar el uso de bastones en la marcha. Se observa un cambio en la amplitud de la base de sustentación, así como del punto de corte de la línea de gravedad

Fuente: Imagen obtenida de <https://www.kinefase.com/2019/02/07/kinefase-tips-uso-del-baston-canadiense/>

Característicamente la base de sustentación a lo largo del ciclo de marcha se modifica alcanzando su mayor longitud en la fase de doble apoyo y la menor en la fase de apoyo simple, esto, en un ciclo de marcha normal sin aditamentos externos de ayuda.



Figura 12. La estrella representa el punto donde cae la línea de la gravedad cuando se cuenta con la menor base de sustentación de todo el ciclo de la marcha

Fuente: imagen obtenida en <http://fisioterapia.blogspot.com/2015/09/todo-sobre-el-centro-de-gravedad-en-el.html>

Esta base también se verá aumentada en aquellos casos en los que el ángulo de paso uni o bilateralmente ha aumentado. La relación entre el equilibrio y base de sustentación es directa siempre y cuando el área cubierta por la misma cubra proporcionalmente los tres planos de ahí que el caminador se convierta en el dispositivo más efectivo para apoyar la marcha de las personas con alteraciones de equilibrio. Se debe tener en cuenta que el equilibrio es resultado de la interacción entre la información visual, vestibular y propioceptiva. Dentro de los principales agentes causales de la alteración de la base de sustentación se cuentan las lesiones del sistema nervioso central (SNC). Sin embargo, el notorio aumento de la base de sustentación en la marcha senil no siempre corresponde a una lesión del SNC, sino que también se puede deber a un mecanismo adaptativo dadas las alteraciones visuales, propioceptivas y vestibulares que se presentan en ese grupo etario.

PARÁMETROS TEMPORO-ESPACIALES

Longitud de paso: definido como la distancia en línea recta entre el talón del pie que se encuentra atrás y el talón del pie que avanza, el mismo que determina si el paso que se está midiendo es el derecho o el izquierdo.

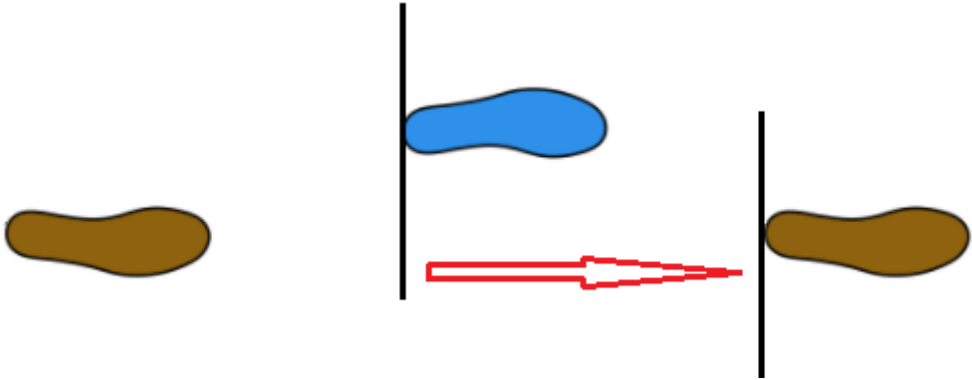


Figura 13. Representación de la longitud de paso, en este caso, derecho

Fuente: Elaboración propia.

Entre otros determinantes, la longitud de paso está determinada por aspectos como la edad. Owings y Grabiner, estudiaron las variables cinemáticas del paso de jóvenes y adultos mayores (20) tomaron como principales variables independientes la variabilidad de la longitud del paso, el ancho del paso y el tiempo del paso. Encontraron que el ancho de paso de los adultos mayores fue significativamente mayor que la de los adultos jóvenes. Por su parte Herrero en su tesis doctoral del 2017 denominada “Estudio de los parámetros espaciales de la marcha en la población anciana española y su asociación con resultados adversos de salud” (21) consolidó una tabla con mediciones de diferentes estudios realizados sobre la longitud de paso en diferentes edades, evidenciando la variabilidad de este parámetro en relación con la edad del ser humano.

Tabla 2. Presenta la variación en la longitud de paso en diferentes edades

Edad Años	Longitud de paso Media (DE)	Autor
25,9	0,76(0,12)	Sekiya ⁴⁹
22,4	0,66(0,04)	Sekiya ⁵⁰
21-26	0,75(0,02)	Cutlip ⁵¹
22-39	0,73(0,07)	Menz ⁵²
22-40	0,77(0,05)	Menz ⁵³
19-59	0,77(0,08)	Van Uden ⁵⁴
20-65	0,78(0,05)	Murray ²⁸

Fuente: Obtenido de https://www.tdx.cat/documents/96/39/05/96390523253680859109701943405867238117/document_1.pdf

Otros factores como la percepción de estabilidad (ej. superficie jabonosa), el terreno (ej. pendiente), el calzado (ej. plataforma alta), el vestido (ej. kimono oriental) y por supuesto la talla también afectan la longitud final del paso.

Martin y Marsh en su estudio “Efectos de frecuencia y longitud de paso en las fuerzas de reacción del suelo al caminar” concluyeron que aunque con frecuencia se asume que la longitud de paso afecta la fuerza de reacción del suelo, no se cuenta con suficiente documentación que soporte dichas afirmaciones; ellos pidieron a diez adultos jóvenes que caminaran sobre una plataforma de fuerza dando pasos normales, pasos cortos y pasos largos (longitudes, estas a preferencia de cada participante), y encontraron que el tiempo de contacto, el frenado anteroposterior, la fuerza de propulsión, los descriptores de impulso y el impulso vertical por paso aumentaron a medida que aumentaba la longitud de paso (22).

Ancho de paso: el ancho de paso es solo parte de la base de sustentación y es definido como la distancia entre las líneas medias de los talones paralelas entre sí.

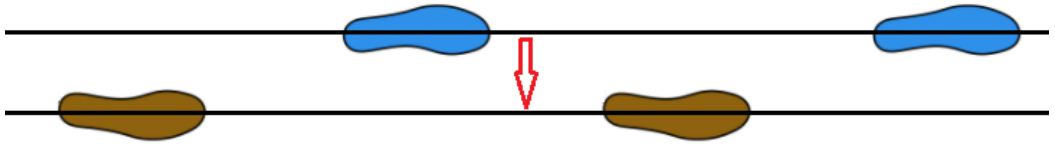


Figura 14. Representación del ancho de paso, en este caso, derecho

Fuente: Elaboración propia.

Ampliamente relacionado con el equilibrio, el ancho de paso presenta variaciones considerando aspectos como la edad, la talla y el peso, al igual que la longitud del mismo, pero a diferencia de él, si se ve influenciado por el sexo. Es decir, un patrón de marcha masculino ostenta un ancho de paso y por ende una base de sustentación y una descarga de presión a piso mayor que el patrón femenino.

/

El estudio realizado por Grabiner en el 2001 determinó que el ancho de paso es mayor en ancianos comparado con adultos (21); $11,7 \pm 1,6$ cm y $10,8 \pm 2,7$ cm respectivamente ($p=0.007$) previo a la marcha el ser humano adopta la posición cuadrúpeda, esta posición da cobertura a todos los planos de movimiento brindando gran estabilidad al infante además de permitir, a través del gateo, la preparación para la actividad cruzada entre las cinturas escapular y pélvica necesaria para la ejecución de un patrón de marcha normal.

Tabla 3. Presenta la variación en la anchura de paso en adultos mayores

Edad Años	Anchura de paso Media (DE)	Autor
68,8	10,1(4,0)	Verlinden ⁵⁶
75,4	8,75	Thaler-Kall ⁵⁷

Fuente: Obtenido de https://www.tdx.cat/documentos/96/39/05/96390523253680859109701943405867238117/document_1.pdf

Angulo de paso: reconocido como el ángulo entre la línea media de un pie (2° dedo como eje esquelético) y la dirección de avance del mismo pie. Aceptado en la marcha madura como un ángulo de 15 grados con cada pierna, sumando 30 grados entre ambos miembros inferiores (un poco mayor en hombres). Este ángulo no es exclusivo de la marcha, también está presente en la postura bípeda acompañado de una ligera inclinación anterior de todo el cuerpo. El ángulo de paso es otro elemento a modificar cuando se desea ampliar la base de sustentación. Puede verse influenciado por alteraciones músculo esqueléticas como la torsión tibial y el síndrome del piramidal. También es característico encontrar un aumento en este ángulo en las mujeres en estado avanzado de gestación.

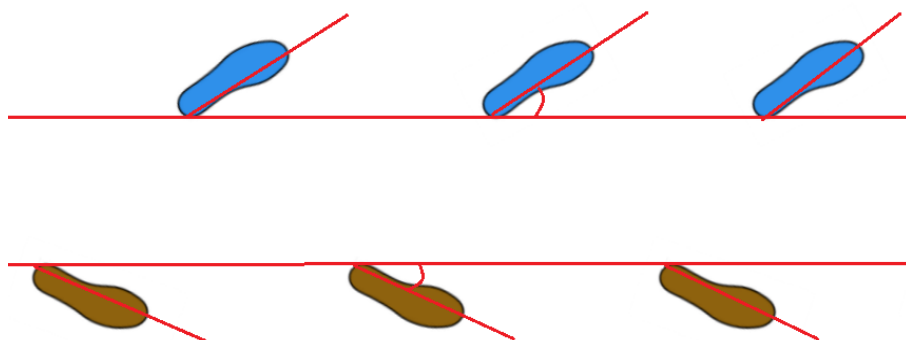


Figura 15. Representación del ángulo de paso.

Fuente: Elaboración propia.

Zancada: se define como la distancia entre el talón de un pie y el inmediato apoyo del talón del mismo pie. La zancada que se esta midiendo toma el “apellido” del pie de avance.

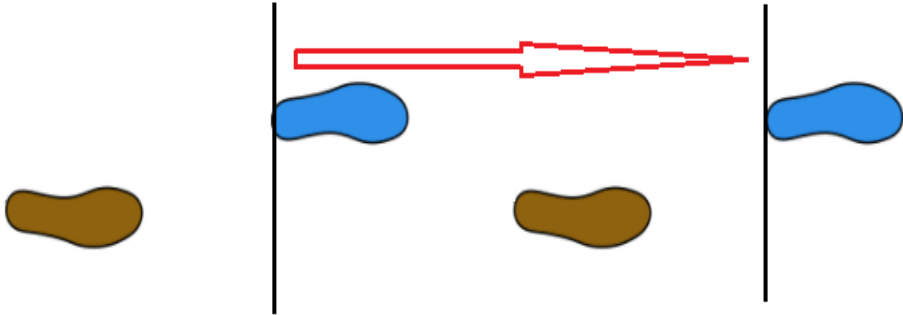


Figura 16. Representación de la longitud de zancada, en este caso, izquierda

Fuente: Elaboración propia.

Es de suma importancia hacer una correcta medición de la zancada que también puede ser obtenida por medio de la suma de los pasos así:

- Zancada izquierda = longitud de paso derecho + longitud de paso izquierdo.

Y viceversa

- Zancada derecha = longitud de paso izquierdo + longitud de paso derecho.

Esto podría resultar obvio y redundante dado que el orden de los factores no altera el producto y en ese orden de ideas ambas zancadas miden lo mismo. Sin embargo, en el estudio de la marcha, al querer identificar la ubicación de la caída de la línea de gravedad, este aspecto toma gran relevancia. Ejemplo: al medir la zancada izquierda en un caso tal en que la longitud de paso izquierdo (flecha rosada) sea mayor que la longitud de paso derecho (flecha verde), la ubicación del soporte de carga (pie contrario a la zancada evaluada) no se ubicaría equidistante de ambos contactos (longitudinalmente hablando) sino que se acercaría más al contacto posterior, de igual

manera al medir la zancada derecha la ubicación del soporte de carga (pie contrario a la zancada evaluada) se acercaría más al contacto anterior lo que por supuesto activa reacciones tanto internas como externas diferentes a las del patrón normal. Es por eso que la longitud de zancada (derecha-izquierda) por ningún motivo debe ser tomada como longitud de paso (derecho-izquierdo) por dos (ver figura 17).

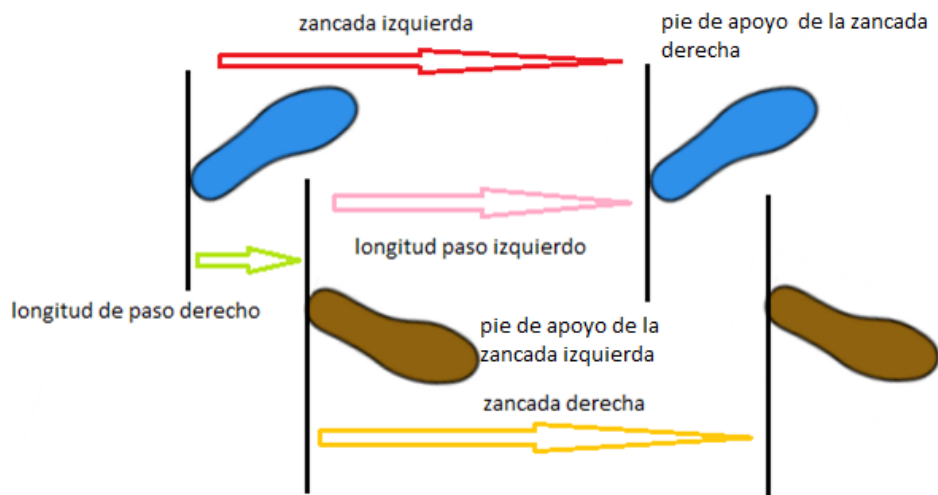


Figura 17. Representación de la diferencia en las longitudes de paso con la ubicación en relación con el pie de soporte de carga.

Fuente: Elaboración propia.

En 2010 Zeni y Higginson realizaron un estudio con el fin de determinar el período de familiarización requerido para obtener el patrón de marcha más cercano al normal en parámetros cinéticos, cinemáticos y espacio-temporales durante una sola sesión de caminata en cinta (23). Ellos, reportan “reducciones significativas en la variabilidad de las fuerzas de reacción del suelo verticales y horizontales, la flexión de la rodilla al golpear el talón y la longitud del paso durante nueve min. Solo el ancho del paso mostró un cambio en el valor medio entre los ensayos. No hubo aumentos en los valores de referencia después del quinto minuto para ninguna de las variables de la marcha”. Con esto evidencian la necesidad de permitir al sistema neuro-músculo-esquelético un periodo no inferior a cinco minutos para adaptarse y realizar un patrón de marcha familiar para el paciente.

La longitud de zancada al ser producto de la suma de los pasos izquierdo y derecho se ve afectada por los mismos factores que afectan las longitudes de paso.

El efecto cruzado de la edad y la velocidad sobre las asimetrías de los parámetros de la marcha no fue significativo en el estudio realizado por Diop, en el que 47 niños con edades entre cuatro y diez años caminaron en una banda sin fin a tres velocidades; de acuerdo con sus hallazgos no hubo un efecto significativo de la edad sobre las asimetrías en la respuesta a la carga del piso y los parámetros temporo-espaciales evaluados, entre ellos la zancada (24).

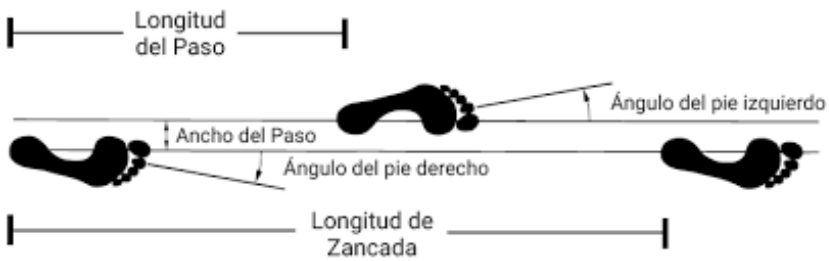


Figura 18. Totalidad de parámetros espaciales de la marcha.

Fuente:http://repositorio.udec.cl/bitstream/11594/359/1/Tesis_estudio_comparativo_de_sistemas.Image.Marked.pdf

Cadencia: es el número de pasos o de zancadas que en una unidad de tiempo da un individuo (25). Como se observa en la tabla número 4, se espera que con el aumento de edad llegue un descenso progresivo de la cadencia que revela sus más bajos niveles en los adultos mayores.

Tabla 4. Cadencia en diferentes grupos etarios de hombres caminando con zapatos según Whittle.

Edad	Pasos *Min
13-14	100 - 149

15-17	96-142
18-49	91 - 135
50-64	82 - 126

Fuente: Tomado de Dialnet; Análisis de la marcha: sus fases y variables espaciotemporales, p. 164.

Bishop en 2004 realizó un estudio que tenía el propósito de examinar los cambios que ocurren en la terminación de la marcha a medida que aumenta la cadencia. Realizando marcha normal, paradas planificadas y paradas no planificadas, los resultados arrojados incluyeron que “La fuerza de desaceleración fue mayor para la extremidad delantera en una parada no planificada y, en general, la fuerza de desaceleración aumentó a medida que aumentaba la cadencia; la duración de la actividad muscular en relación con el tiempo hasta la carga máxima no cambió por la cadencia y siempre fue más larga en la extremidad delantera durante la parada planificada. A medida que aumenta la cadencia, la señal de detenerse debe ocurrir antes durante la fase de apoyo si una persona debe detenerse en el paso siguiente” (1).

Velocidad: Se define comúnmente como la distancia recorrida en una unidad de tiempo determinada; esta variable está sujeta en gran medida a la necesidad o deseo del individuo. Relacionando la longitud del paso con la cadencia se obtiene la velocidad de la marcha. Se proponen dos fórmulas para la medición de la velocidad (27).

- Fórmula Velocidad I: $\text{Velocidad (m}\cdot\text{s}^{-1}) = \frac{\text{distancia recorrida (m)}}{\text{tiempo(s)}}$
- Fórmula Velocidad II. $\text{Velocidad (m}\cdot\text{s}^{-1}) = \frac{\text{longitud de zancada (m)}}{\text{tiempo de zancada(s)}}$

La unidad de medición utilizada es metros/segundo según *The international standard of measurement*. Sin embargo, en la práctica

clínica es más práctico el uso de metros/minuto. La relación entre velocidad, cadencia y longitud de paso hace que la primera esté sujeta a cambios en cualquiera de las otras dos variables.

Goble, Marino y Potvin en 2003 investigaron la velocidad en relación con la simetría de los miembros inferiores en una población normal; otros autores han expuesto que los cambios en la velocidad horizontal influyen en muchas características biomecánicas de la locomoción humana. Los datos de la fuerza de reacción del suelo pico y temporal se recopilaron en tres condiciones de velocidad relativa (lenta, normal y rápida). A 20 hombres sanos se les analizaron bilateralmente sus miembros inferiores encontrando un alto grado de simetría en la longitud; en contraste con este hallazgo principal, hubo dos efectos de interacción significativos para el tiempo de apoyo y la fuerza vertical máxima en las medidas de empuje, respectivamente. Estas interacciones indicaron mayores asimetrías en la condición de avance lento con una tendencia hacia una mejor simetría a velocidades más altas. Aunque estos resultados pueden proporcionar una visión teórica de la naturaleza subyacente de la simetría en la marcha, su magnitud general no parece invalidar el uso generalizado actual de los supuestos de simetría en entornos clínicos y de investigación en la actualidad (27).

DETERMINANTES DE LA MARCHA:

A continuación, se mencionan algunos aspectos relevantes:

- **Edad:** dado que la marcha se ve influenciada por diversas condiciones físicas, emocionales y psicológicas del individuo y ellas a su vez mutan a lo largo del ciclo vital, no es de extrañarse que cada grupo etario presente características específicas de esa edad; es así como los adultos mayores característicamente disminuyen varios de los indicadores (cadencia, longitud de paso, velocidad) pero aumentan por ejemplo su base de sustentación en comparación con el adulto joven que presenta los más altos valores en aquellos indicadores, con una menor base de sustentación y con menor gasto energético.

- **Sexo:** algunos de los criterios empleados socialmente para encasillar a las personas, es su forma de caminar; así, quienes permiten una mayor excursión de la pelvis generan mayor amortiguación del impacto y descargan su peso con menor intensidad a piso (patrón femenino), en el caso contrario la descarga de peso y consecuente respuesta del piso es mayor y se considerara un patrón masculino.
- **Aspectos culturales y religiosos:** la libertad de expresión (no solo oral), dada por la religión, la política y la educación a la que ha sido expuesto un individuo hace parte del patrón final de marcha que éste adopta (28).
- **Terreno:** aun dentro de un mismo espacio físico como una casa, podemos encontrar superficies diferentes, gradas (29) y rampas que obligan adaptaciones en el patrón de marcha, siempre mediadas por el efecto gravitatorio; ni que decir de superficies tan diversas como la playa, el césped o una superficie húmeda y lisa que también obligan a adaptaciones, esta vez mediadas además por el tipo de “agarre” con el pie si se avanza descalzo o el tipo de calzado si se usan zapatos.
- **Clima:** la temperatura ambiente y el gasto energético relacionado con ella están claramente relacionados con el patrón de marcha, un mismo individuo expuesto a climas diferentes modifica su patrón de marcha, particularmente en lo referente a la excursión de los miembros superiores, movimiento que por interacción de las cadenas musculares del tronco termina afectando la cintura pélvica y por ende a los miembros inferiores, lo que conlleva a modificaciones en parámetros temporoespaciales.
- **Calzado:** las diferentes formas de calzado se han convertido en un factor determinante de la manera de deambular. A mayor altura del tacón mayor modificación del alineamiento esquelético y del eje de transporte de cargas en pie, descenso del arco transversal anterior, mayor activación de la musculatura posterior; a mayor peso del calzado (calzado de bombero, constructor, entre otros), mayor cantidad de fuerza empleada durante el ciclo; a menor

sujeción (calzado que no sujeta el tobillo) menor sensación de estabilidad, lo que aumenta el riesgo de lesiones. Y por supuesto la ausencia de calzado genera a largo plazo una modificación de los arcos del pie que también redundara en modificaciones del patrón de marcha. En muchos casos el tipo de calzado llega incluso a impedir la realización de alguna de las fases de la marcha como tal.

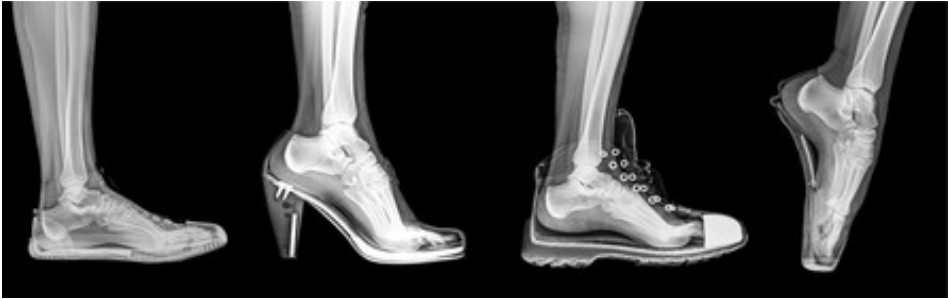


Figura 19. Adaptación esquelética a la forma del zapato

Fuente: obtenida de <https://www.posterlounge.es/p/554250.html>

- **Forma del pie:** los tipos de pie considerando la altura de la bóveda plantar y dedos son muy diversos y cada uno de ellos conlleva una forma particular de participación en el proceso de la marcha



Figura 20. Muestra las diferentes alturas de la bóveda plantar baja (izquierda), normal (centro) y elevada (derecha).

Fuente: <https://www.shoeinsoles.co.uk/blog/know-your-arches.html>



Figura 21. Formas de pie de acuerdo con el largo de los dedos

Fuente: obtenida de <https://emoii.com.au/blogs/news/how-to-choose-the-right-shoes-what-is-your-foot-shape>

Un ejemplo de ello es la participación del segundo dedo del pie en la fase de arranque de las personas en las que este dedo alcanza una mayor longitud que el propio hallux.

- **Cargas externas:** deambular haciendo soporte de cargas extra al peso corporal (maletines, bebes) y la ubicación de estos, producen modificaciones en la localización del centro de masa, lo que va acompañado de alteraciones en el patrón de marcha.
- **Raza:** en 2004 Chen et al compararon la marcha de mujeres chinas y caucásicas particularmente en lo referente al uso de tacones, concluyeron que las mujeres chinas reducen la velocidad de su marcha y reducen la cadencia de su paso más temprano en su vida y, por lo tanto, reducen el uso de tacones. Las diferencias raciales significativas en la marcha podrían explicar la menor prevalencia de gonartrosis informada en mujeres chinas. Este estudio es una muestra de que la raza también es un determinante de la marcha.
- **Estado de ánimo:** sabiendo que la marcha incluye parte del reflejo de las condiciones emocionales del ser humano, es de esperar que se modifique con las diferentes emociones. Tanto la

tristeza como la alegría y todas las otras fases medias del espectro emocional se evidencian en la marcha, la coquetería, la angustia y el temor, entre otros.

- **Embarazo:** esta condición está relacionada con cambios hormonales, propioceptivos y de ubicación del centro de masa. No es nuevo que las mujeres en estado de embarazo presentan una gran cantidad de cambios biomecánicos y fisiológicos que explican la afección del patrón de marcha. Uno de los más reconocidos es la incursión medio lateral del tronco denominada marcha de pato que desaparece con el parto.
- **Obesidad:** dado que no necesariamente el depósito de grasa se realiza de una forma homogénea a lo largo del cuerpo, particularmente en los casos de obesidad, no así necesariamente en los casos de sobre peso, las personas presentan modificaciones de los parámetros temporales y espaciales de la marcha en un alto porcentaje debido a la reubicación del centro de masa.

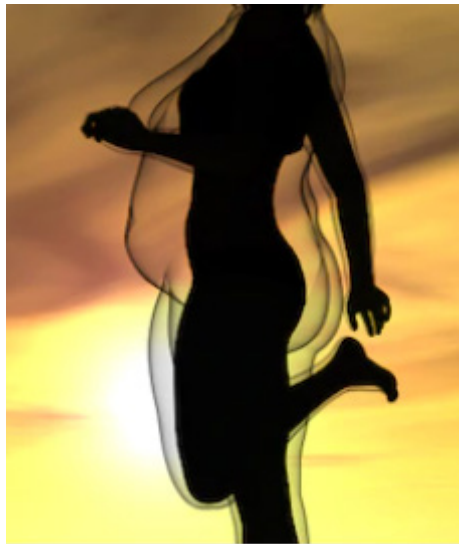


Figura 22. Distribución irregular del tejido adiposo

Fuente: obtenida en <https://www.shutterstock.com/search/obesity+3d>

FASES DE LA MARCHA. A continuación, se hace un breve recorrido por el ciclo de la marcha y sus fases. Un ciclo de la marcha humana se divide en dos grandes fases una fase de apoyo (60%) y una fase de balanceo. (40%).

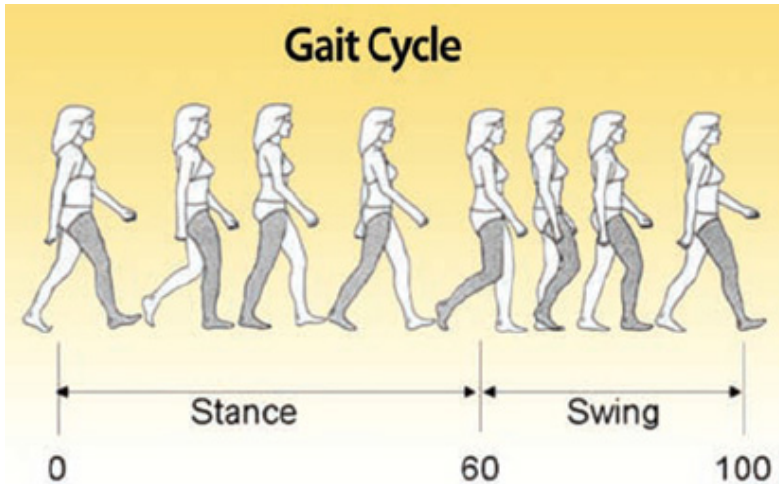


Figura 23. División del ciclo de marcha en fase de apoyo y fase de balanceo

Fuente: Obtenida en <http://www.optogait.com/Fases-de-la-marcha>

A su vez la fase de apoyo se subdivide en dos fases de doble apoyo (10% c/u) y una fase de apoyo simple (40% del tiempo total del ciclo).

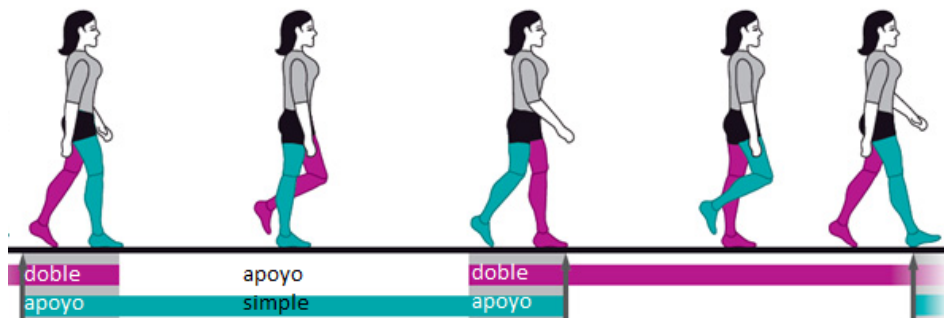


Figura 24. Subdivisión de la fase de apoyo en la marcha.

Fuente: obtenida de <http://www.optogait.com/Fases-de-la-marcha>

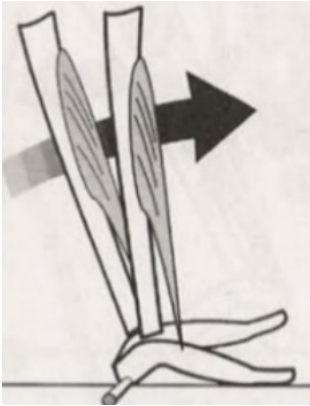


Figura 25. Primera mecedora

Fuente: tomada de <https://www.slideshare.net/sumitoovi/marcha-en-punta-de-pies-idiopatica>

La fase de apoyo también ha sido subdividida por Perry en 1992 en mecedoras:

- **Primera mecedora.** Corresponde a la primera fase de doble apoyo (respuesta a la carga) en la que el talón del pie de adelante entra en contacto con el piso en posición neutra e inmediatamente se realiza una contracción excéntrica de los músculos pre tibiales, lo que permite que la planta del pie entre en contacto con el piso por efecto gravitatorio dando fin a la primera mecedora, en ella el pie se mece sobre la tibia.

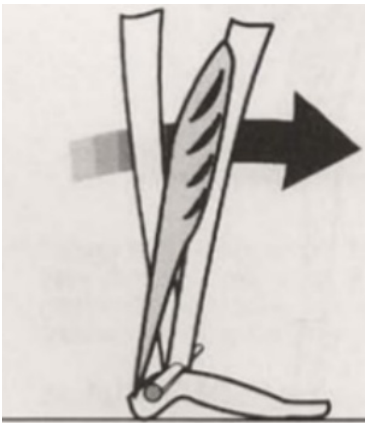


Figura 26. Segunda mecedora

Fuente: tomada de <https://www.slideshare.net/sumitoovi/marcha-en-punta-de-pies-idiopatica>

- **Segunda mecedora**

Corresponde a la fase de apoyo simple o apoyo medio, en esta fase todo el tiempo la planta del pie se encuentra en contacto con el piso y es la tibia la que cambia de posición pasando de plantiflexión a dorsiflexión. Ahora

es la tibia quien se mece sobre el pie. Tan pronto como se inicie el levantamiento del talón, termina la segunda y da inicio a la última mecedora.

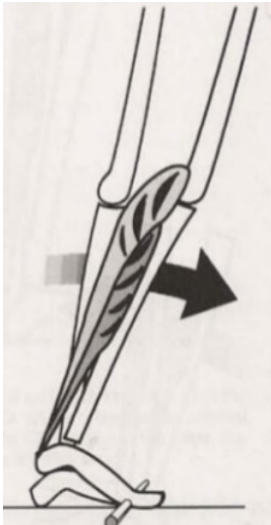


Figura 27. Tercera mecedora

Fuente: tomada de <https://www.slideshare.net/sumitoovi/marcha-en-punta-de-pies-idiopatica>.

- **Tercera mecedora.** Incluye la fase de pre-balanceo, también llamada apoyo terminal; durante esta mecedora el tobillo pasa de dorsiflexión a plantiflexión a través del desplazamiento de la carga desde el talón hacia adelante desprendiendo progresivamente la planta del pie del piso hasta desprender el hallux (en la mayoría de los casos incluye el segundo dedo) lo que termina con la tercera mecedora y da inicio a la fase de balanceo.

La secuencia entre las mecedoras se puede visualizar en la figura 28.

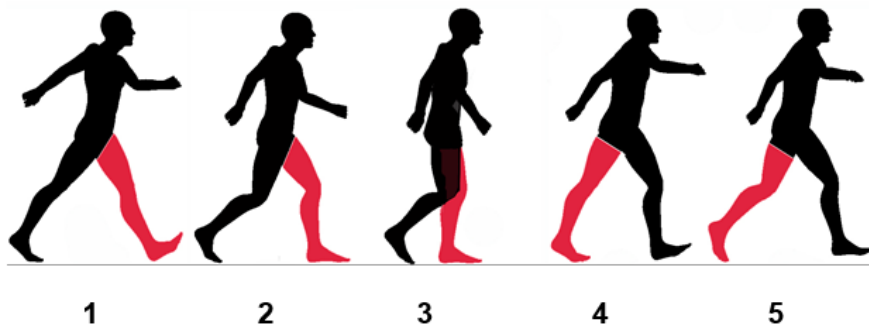


Figura 28. Ciclo de apoyo así: mecedora 1 (paso del 1 al 2), mecedora 2 (paso del 2 al 3), mecedora 3 (paso del 3 al 4) el 5 representa el prebalanceo.

Fuente: tomada y adaptada de <https://www.footbionics.com/Patients/The+Gait+Cycle.html>

Por otra parte la fase de balanceo se subdivide en balanceo inicial, balanceo medio y balanceo final.

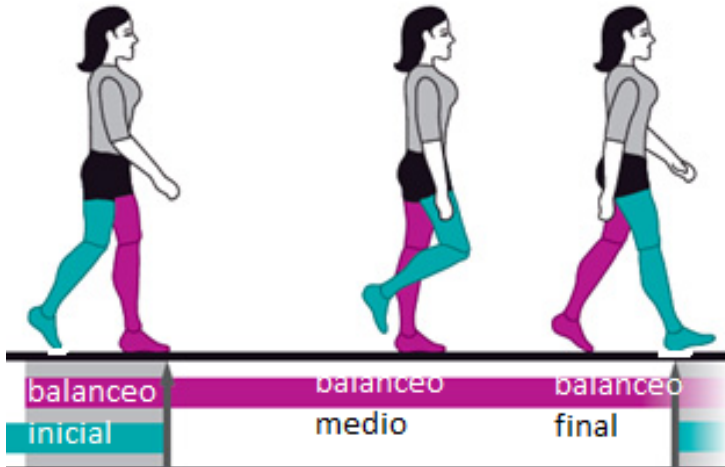


Figura 29. Subdivisión de la fase de balanceo en la marcha.

Fuente: obtenida de <http://www.optogait.com/Fases-de-la-marcha> .

- **El balanceo inicial:** es la fase inmediata al despegue del hallux de la pierna posterior, recorre el primer tercio de la fase de balanceo.
- **El balanceo medio:** ocupa el tercio medio del periodo de vuelo, y presenta el mayor grado de flexión tanto de cadera como de rodilla. Característicamente en esta fase la rodilla pasa del mayor grado de flexión al mayor grado de extensión.
- **Balanceo final:** es el último tercio del recorrido y termina con el apoyo del talón a piso donde inicia otro ciclo de marcha.

A lo largo de toda la fase de balanceo se presenta una contracción de los dorsi flexores dada la necesidad de evitar el roce de los dedos con el piso.

Toda la fase de balanceo corresponde con la fase del apoyo simple de la pierna contraria, con lo que en un ciclo de marcha normal se completa el 100% así:

- Primer doble apoyo = 10%
- Apoyo simple = 40%
- Segundo doble apoyo = 10%
- Fase de balanceo = 40%

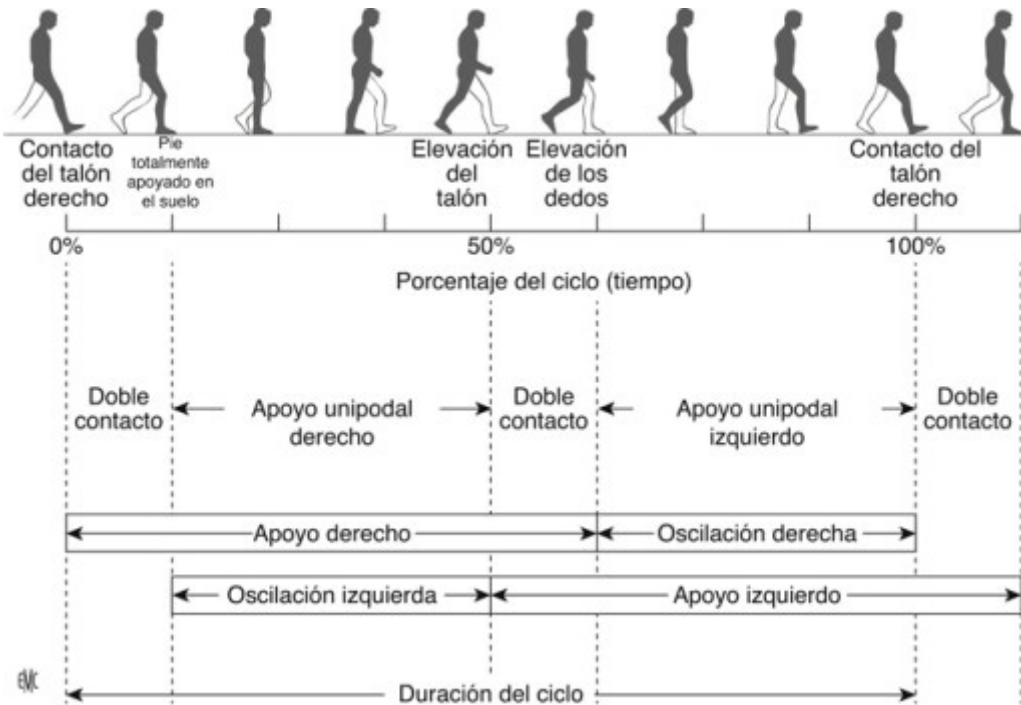


Figura 30. Ciclo completo de la marcha

Fuente: obtenida de <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1762827X12633963>

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Collado S. La marcha: historia de los procedimientos de análisis Biociencias. Revista de la Facultad de Ciencias de la Salud. Vol. 2
2. Borelli GA. Sobre el movimiento de animales <https://www.springer.com/gp/book/9783642738142>
3. Paul JP. History and fundamentals of gait analysis. Bio-Medical Materials and Engineering. 1998; 8: 123-1235.
4. Viladot Perice A, Viladot Voegeli A. La marcha humana. Revista ortopédica de traumatología. 1999; 34:99-108.
5. Ducroquet R, Ducroquet J, Ducroquet P. Marcha normal y patológica. Barcelona: TorayMasson; 1972.
6. Comín Comín M, Villarroya Aparicio A, Pérez García JM, Nerín Ballabriga S, Marco Sanz C. Análisis de las presiones plantares. Técnicas y aplicaciones. Medicina de Rehabilitación 1999; 12 (3): 22-30.
7. Sensor medica educational. <http://gaitanalysis.net/historical-notes/>.
8. Ramos Sánchez M. Utilidad del análisis tridimensional de la marcha como sistema evaluador del estado clínico y funcional de pacientes sometidos a artroplastia de rodilla. [Tesis doctoral]. Madrid: Facultad de Medicina de la Universidad Complutense; 2000.
9. Sánchez-Lacuesta J. Biomecánica de la marcha humana normal y patológica. Valencia: Instituto de Biomecánica de Valencia; 1.993.
10. San Gil Sorbet, MA. Análisis dinámico de la marcha. estudio de los centros de presión sobre la huella plantar. influencia de los distintos calzados. [Tesis Doctoral]. Alcalá de Henares: Facultad de Medicina de la Universidad de Alcalá de Henares; 1991.
11. Casado MJ. Los genios de la pintura: Leonardo. Madrid: Gran Biblioteca Sarpe; 1979.
12. Viladot Pericé A, Viladot Voegli A. “La marcha humana”. Revista de Ortopedia y Traumatología. 1990; 34 (1): 99-108.
13. Inman VT, Ralston HJ, Todd F. “Human Walking”. Baltimore: Williams and Wilkins; 1981.

14. Libotte M, Zygas P, Giudici S, Noel B. Podometrie electronique, deux annees d'experience : rapport preliminaire. Acta Orthop. Belg. 1992; 58: 448-452.
15. Ferrandis R, García Belenguer AC, Guerrero A, Hoyos JV. Aplicación de Biofoot/IBV al diseño de ortesis plantares. Cuadernos de Información. Valencia: IBV; 1997.
16. Balzac and human gait analysis. (2015). <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0213485312001065>
17. On the centre of mass motion in human walking. (2017). Obtenido de: <https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-01377361v2/document>
18. Dynamic Principle of Center of Mass in Human Walking. Obtenido de: https://www.researchgate.net/publication/45912957_Dynamic_Principle_of_Center_of_Mass_in_Human_Walking. 2010
19. Center of Mass Movement and Energy Transfer During Walking in Children With Cerebral Palsy <https://kin.sfsu.edu/sites/default/files/com%20%20mvt%20and.%20energy%20transfer%20during%20walking%20in%20children%20with%20cp.pdf>. 2005
20. Owings TM y Grabiner, MD Variability of step kinematics in young and older adults. En: Gait and Posture. No. 20 (2004); p.26-29.
21. Herrero A. Estudio de los parámetros espaciales de la marcha en la población anciana española y su asociación con resultados adversos de salud. (2017). Obtenido de: <https://www.https://www.tesisenred.net/handle/10803/461171#page=1>
22. Martin PE y Marsh AP, Step length and frequency effects on ground reaction forces during walking. Technical note. En: Journal of Biomechanics. No. 25 (1992); p. 1237-1239.
23. Zeni JA y Higginson JS, Gait parameters and stride-tostride variability during familiarization to walking on a split-belt treadmill. En: Clinical Biomechanics. No. 25 (2010); p. 383-386.
24. Diop M, Rahmani A, Belli R, Gautheron ,. Geysant A y Cotalorda J. Influence of Speed Variation and Age on the Asymmetry of Ground Reaction Forces and Stride Parameters of Normal Gait in Children. En: Journal of Pediatric Orthopaedics. No. 13 (2004); p. 308-314.

25. Cámara J Análisis de la marcha: sus fases y variables espacio-temporales. (2011) Obtenido de: <https://www.redalyc.org/articulo.oa?idp=1&id=265420116010&cid=78991>
26. Bishop M, Brunt D. Pathare N. y Patel B. The effect of velocity on the strategies used during gait termination. En: Gait and Posture. No. 20 (2004); p. 134-139.
27. Goble DJ, Marino GW y Potvin JR The Influence of Horizontal Velocity on Interlimb Symmetry in Normal Walking. En: Human Movement Science. No. 22 (2003); p. 271-283.
28. AL-Obaidi S, Wall JC, AL-Yaqoub A, y AL-Ghanim M. Basic gait parameters: A omparison of reference data for normal subjects 20 to 29 years of age from Kuwait and scandinavia. En: Journal of Rehabilitation Research and Development. No. 40 (2003); p. 361-366.
29. Stacoff A, Diezi C, Luder G, Stüsi E y Krames-De Quervain IA Ground reaction forces on stairs: effects of stair inclination and age. En: Gait and Posture. No. (2005); p. 24-38.

