

BIOMECÁNICA Y PATOMECÁNICA DE LA MARCHA HUMANA

ALBERT PUIG-DIVÍ

1ª EDICIÓN



BIOMECÁNICA Y PATOMECÁNICA
DE LA MARCHA HUMANA

Por

ALBERT PUIG-DIVÍ

1ª EDICIÓN



Biomecánica y Patomecánica de la Marcha Humana

Quedan rigurosamente prohibidas, sin la autorización escrita del editor y del autor, bajo las sanciones establecidas en la leyes, la reproducción parcial o total de esta obra por cualquier medio o procedimiento, comprendidos la reprografía y el tratamiento informático, y la distribución de ejemplares de ella mediante alquiler o préstamo públicos.

Editor: AFEDI – *Associació de Fisioteràpia i Esport per a la Discapacitat Infantil*

Título: Biomecánica y patomecánica de la marcha humana

Autor: Albert Puig-Diví

Revisión técnica y científica: Josep Vicent Ripoll-Ramis; Daniel Marcos-Ruiz

Ilustraciones: Toni Benages-Gallard

Diseño e ilustración de la cubierta: Albert Puig-Diví

Primera edición

ISBN: 978-84-608-3692-6

Depósito legal: B 27753-2015

Impreso por Colornet S.L., Barcelona

A la meva dona Eva
i als meus fills Aleix i Laia

PRÓLOGO

La dolencia, que es inherente a la condición del ser humano, ha sido interpretada culturalmente por visiones mágico-religiosas, seudocientíficas y otras de parecida entidad, que apoyándose en procesos de comunicación simbólica han acabado construyendo, desde una noción folk, los paradigmas de anormalidad y enfermedad, que subyacen en las creencias populares y sus prácticas.

La biomedicina también relaciona la dolencia y la categoriza, pero desde el rigor de la evidencia científica, generando conceptos y principios clínicos que permiten a los profesionales sanitarios, enmarcados en estas disciplinas, abordar los procesos de alteración, física, psíquica y social de sus pacientes. Para tal menester, este modelo sanitario ha creado una estrategia ordenada en la definición de usos y entendimientos, altamente especializados, que sustenta la capacitación y la autorización de los profesionales que quieran seguir este modelo.

Este libro pertenece a esta categoría, y tiene como base una revisión bibliográfica con un elevado nivel de evidencia científica, que desde el reconocimiento y respeto a sus autores, se construye como un discurso docente sobre la “Biomecánica y patomecánica de la marcha humana”; con el afán de convertirse en una guía de soporte para estudiantes, y en herramienta de consulta para los ya ejercientes.

La obra, más allá de afinar en los procesos y mecanismos de la marcha, está orientada por unos sólidos principios bioéticos, como la beneficencia, y no maleficencia, que como bien último pretende la autonomía del paciente; enlazando así con los modelos de salud, que requieren de agentes con visión holística del ser humano, y con un claro compromiso contra la inequidad.

Las profesiones de ayuda, como lo es la fisioterapia, siempre se han visto enriquecidas por profesionales con esta cosmovisión, sustentados por valores, que les permiten actuar sobre la persona y su vulnerabilidad; como Albert Puig-Diví, que dotado de una sólida formación científica y humanística, y amparándose en una vasta experiencia vital y

laboral, dirige su esfuerzo, con la misma intensidad que lo hace en su actividad profesional, a su compromiso social. Desde ese alcance, no es de extrañar que destine una parte del beneficio de las ventas de este libro a AFEDI (*Associació de Fisioteràpia i Esport per a la Discapacitat Infantil*), que también preside, con el fin de dotar económicamente los objetivos que se llevan a término, con los niños con diversidad funcional.

Mi vínculo con Albert procede desde los orígenes de la Escuela de Fisioterapia de Salt, actual EUSES; espacio y tiempo en el que compartimos una creencia común: Que los fisioterapeutas, y por extensión todos los agentes de salud, más allá del alcanzar el dominio en la misión técnica, deben reforzar una conciencia, que les permita percibir y reconocer a la persona en la dolencia; y por comprensión adquieran la necesidad de ayudarlos.

Enlazo esa voluntad con este prólogo, deseando que el lector al adquirir este libro encuentre, más allá de sus virtudes técnicas, respuestas a preguntas que no están formuladas, y a sus significados.

Manuel Domínguez Villar

Antropólogo de la salud

ÍNDICE

I- BIOMECÁNICA	5
1. INTRODUCCIÓN	7
1.1. Concepto de marcha normal	7
1.2. El ciclo	9
1.2.1. Definición	9
1.2.2. Períodos	10
1.2.3. Eventos	10
1.2.4. Apoyo monopodal/bipodal	13
1.2.5. Fases	14
1.3. Equipamientos y tipos de señal	23
2. CINEMÁTICA	27
2.1. Parámetros espacio-temporales	27
2.1.1. Velocidad	27
2.1.2. Cadencia	28
2.1.3. Longitud de zancada	28
2.1.4. Amplitud de paso	29
2.2. Parámetros angulares: unidad locomotora	29
2.2.1. Pie	29
2.2.2. Tobillo	33
2.2.3. Plano sagital	34
2.2.4. Plano frontal	47
2.2.5. Plano transversal	51
2.3. Parámetros angulares: unidad pasajero	54
2.3.1. Extremidades superiores	54
2.3.2. Tronco y cabeza	55
2.4. Desplazamiento del centro de masas	56
2.4.1. El centro de masas del cuerpo humano	56

2.4.2. Desplazamiento vertical _____	57
2.4.3. Desplazamiento horizontal _____	58
3. CINÉTICA _____	59
3.1. La pisada fisiológica y el centro de presiones _____	59
3.2. Las fuerzas externas _____	62
3.2.1. Fuerza inercia _____	62
3.2.2. Fuerza gravedad _____	62
3.2.3. Fuerza de reacción del suelo _____	63
3.3. El Momento de la fuerza de reacción del suelo _____	70
3.3.1. Concepto de Momento de fuerza _____	70
3.3.2. Complejo tobillo-pie _____	72
3.3.3. Rodilla _____	76
3.3.4. Cadera _____	80
4. ELECTRTOMIOGRAFÍA _____	84
4.1. Particularidades de la actividad muscular _____	84
4.1.1. Registro mioeléctrico _____	84
4.1.2. Actividad tónica y fásica _____	86
4.1.3. Músculos biarticulares y contracción excéntrica _____	87
4.2. Actividad muscular _____	91
4.2.1. Complejo tobillo-pie _____	91
4.2.2. Rodilla _____	99
4.2.3. Cadera _____	105
4.2.1. Extremidades superiores _____	108
4.2.2. Tronco y cabeza _____	111
4.3. Electromiograma _____	112
4.4. Sinergismo muscular _____	114
4.4.1. Sinergia de amortiguación _____	114
4.4.2. Sinergia de estabilidad _____	116
4.4.3. Sinergia de propulsión _____	117

4.4.4. Sinergia de balanceo acelerador	118
4.4.5. Sinergia de balanceo desacelerador	119
II- PATOMECAÁNICA	121
5. ETIOLOGÍA	123
5.1. Perspectiva musculoesquelética	123
5.2. Clasificación	123
6. ALTERACIONES LOCALIZADAS	125
6.1. Por debilidad muscular	125
6.1.1. De los músculos dorsiflexores	126
6.1.2. De los músculos plantiflexores	129
6.1.3. Del músculo cuádriceps	131
6.1.4. Del músculo iliopsoas	134
6.1.5. Del músculo glúteo mayor	135
6.1.6. Del músculo glúteo medio	137
6.2. Por rigidez articular	139
6.2.1. En plantiflexión	142
6.2.2. En extensión de rodilla	145
6.2.3. En flexión de rodilla	148
6.2.4. En flexión de cadera	150
6.2.5. En aducción de cadera	153
7. ALTERACIONES GENERALIZADAS	156
7.1. Patologías neuromusculares	156
7.2. Trastornos musculoesqueléticos	156
7.2.1. Por dolor	156
7.2.2. Por artrosis	159
7.2.3. Dismétrica	165
7.2.4. Por alteración estructural del raquis	168
7.2.5. Por amputación	170

8. REEDUCACIÓN DE LA MARCHA	180
8.1. Consideraciones sobre la reeducación terapéutica	180
8.2. Ortesis y ayudas al desplazamiento	188
9. ABREVIATURAS Y ACRÓNIMOS	195
10. BIBLIOGRAFÍA	197

I- BIOMECÁNICA

1. INTRODUCCIÓN

1.1. Concepto de marcha normal

La marcha humana consiste en un tipo de locomoción bípeda que involucra el uso alternado de las extremidades y que, en unos instantes con un pie y en otros instantes con los dos, contacta con el suelo para proporcionar apoyo y propulsión al resto del cuerpo humano.

En términos funcionales para la marcha, el cuerpo humano se divide en dos unidades funcionales:

- Unidad locomotora \Rightarrow formada por las extremidades inferiores y la pelvis, es la unidad encargada de llevar hacia delante al resto de estructuras del cuerpo humano.
- Unidad pasajero \Rightarrow formada por la cabeza, el tronco y las extremidades superiores, es “llevada” por la unidad locomotora. Aunque consista en una unidad funcional más pasiva, es un condicionante importante para la marcha humana, pues su peso corresponde en torno al 70% del peso corporal total (*figura 1*).

Los segmentos del cuerpo humano se mueven rítmicamente y de forma alternada para proyectar el conjunto del sujeto hacia delante de un modo eficiente, es decir, conservando la energía y absorbiendo la fuerza de reacción del suelo mientras se mantiene estable y bajo control la transferencia del peso.

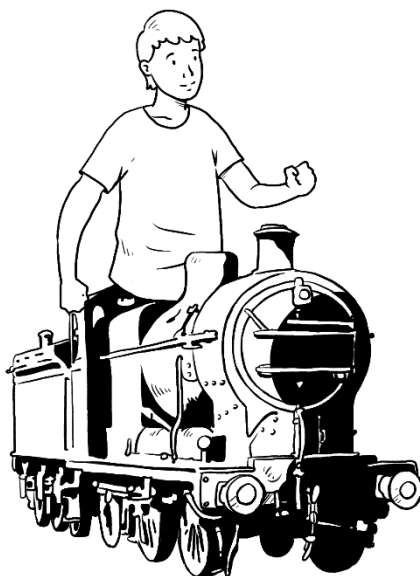


Figura 1- Unidad locomotora: compuesta por la pelvis y las extremidades inferiores.

Al margen del patrón locomotor, común a todos los tipos de marcha, no resulta fácil delimitar los parámetros que separan la normalidad de la alteración. Además, y debido a la existencia de una elevada variabilidad entre individuos y contextos, se deben considerar algunos parámetros que pueden modular la marcha humana: -antropometría; -edad; -género; -culturales; -dimensión cognitivo-psicológica.

Así pues, cabe señalar que tanto los datos paramétricos como el resto de información sobre la biomecánica de la marcha humana que aparece en este manuscrito, están basados en el caminar que está realizando un adulto sano, entre 18 y 65 años, que va hacia delante en línea recta, descalzo y sobre una superficie plana y estable.

Por tanto, todos aquellos factores que pueden modular y condicionar la biomecánica de la marcha, como la marcha infantil y geriátrica, el calzado, los planos inclinados, los tapices rodantes o la marcha a velocidades extremas, entre otros, quedan excluidos y requieren de un análisis específico para cada factor modulador de la función.

1.2. El ciclo

1.2.1. Definición

Un ciclo de la marcha (GC) comprende el choque de talón de un pie hasta el nuevo choque de talón de ese mismo pie.

Un GC está compuesto por dos pasos, un paso derecho y un paso izquierdo.

Un paso está definido por el intervalo, de tiempo o de distancia, delimitado por el choque de talón de un pie y por el choque de talón del pie contralateral (*figura 2*).

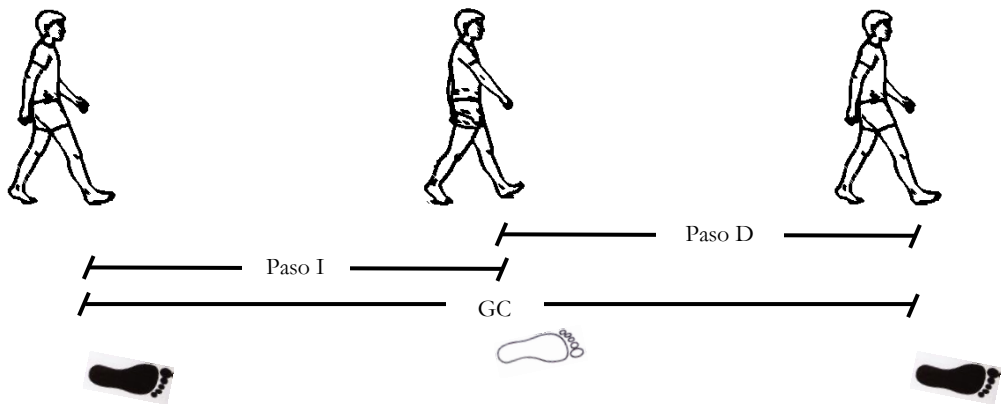


Figura 2- Los dos choques de talón de un mismo lado delimitan el GC para ese lado.

Cuando se analiza un determinado GC únicamente se toma de referencia a una de las dos extremidades inferiores.

A lo largo de esta obra se toma la referencia del lado derecho como apoyo explicativo, tanto para el bloque sobre biomecánica como para el bloque sobre patomecánica de la marcha humana.

1.2.2. Períodos

Un GC se divide en dos grandes períodos:

- Período de apoyo (St) \Rightarrow intervalo de contacto del pie con el suelo.
- Período de oscilación (Sw) \Rightarrow intervalo de ausencia de contacto del pie con el suelo o avance aéreo.

El porcentaje del GC dedicado en cada uno de estos períodos es del 62% para el St y del 38% para la Sw (*figura 3*).

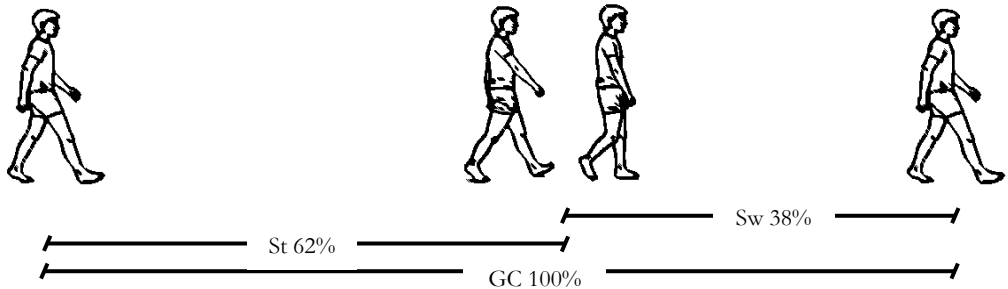


Figura 3- Distribución de los períodos de St y de Sw del GC.

1.2.3. Eventos

Un evento consiste en un identificador objetivo que acontece en un instante concreto del GC y que es de utilidad porque permite dividir y secuenciar el propio GC.

Existen cuatro eventos principales:

1. Contacto inicial (IC) \Rightarrow instante en el que el pie contacta con el suelo. Este contacto y sobre un terreno plano debe realizarse con el talón (*figura 4*).
2. Pie plano (FF) \Rightarrow primer instante en el que la planta del pie contacta con el suelo en toda su totalidad (*figura 5*).

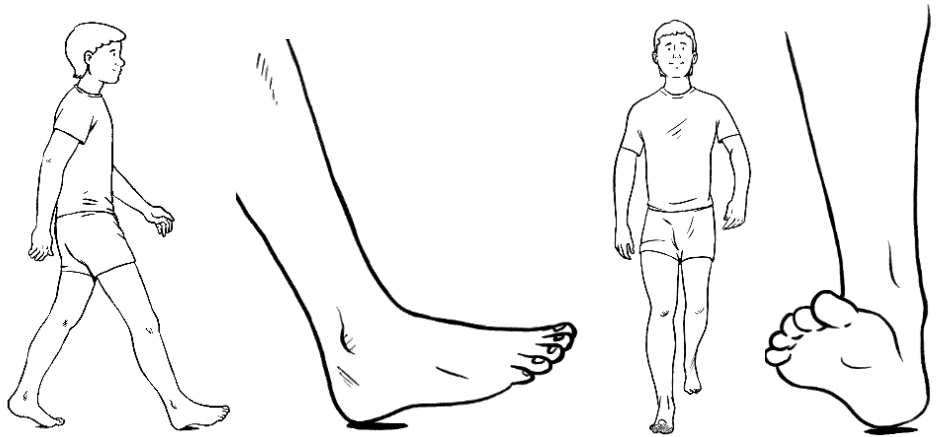


Figura 4- Evento IC.

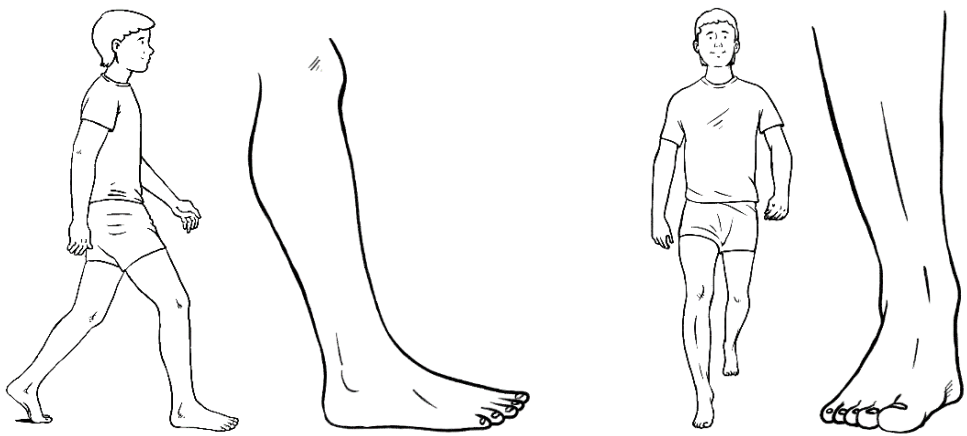


Figura 5- Evento FF.

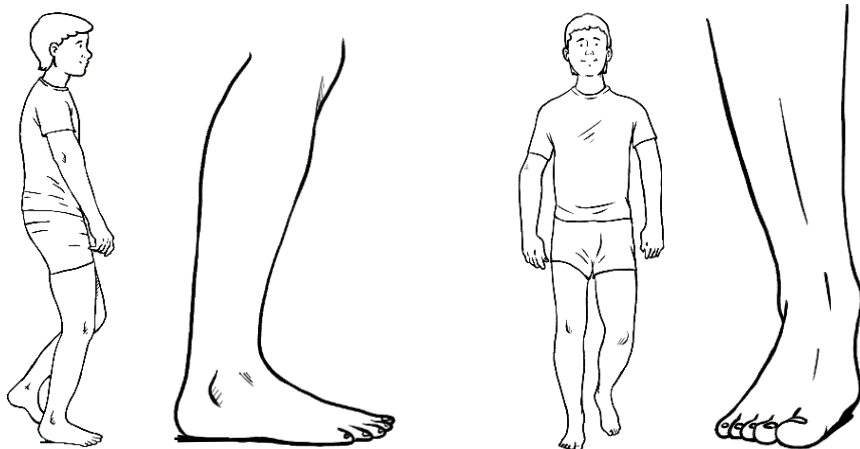


Figura 6- Evento HR.

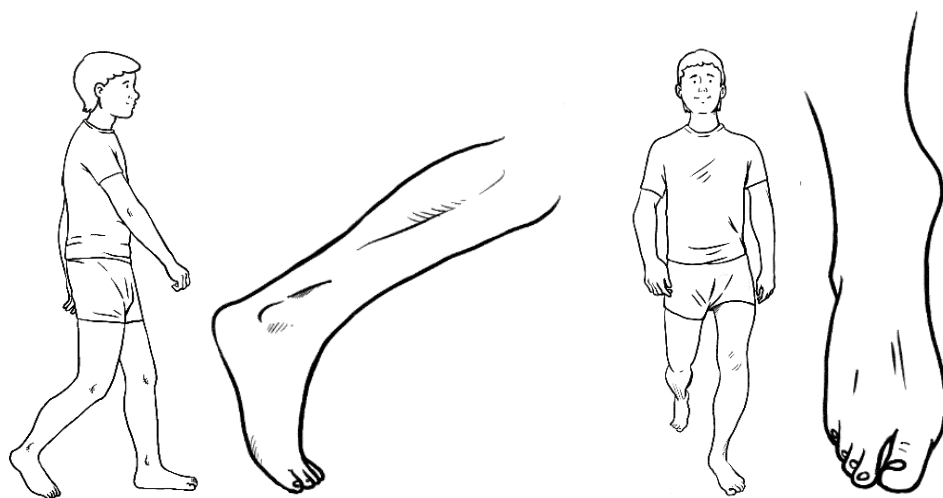


Figura 7- Evento TO.

3. Despegue del talón (HR) \Rightarrow instante en el que el talón empieza a separarse del suelo. La observación visual de este evento suele ser posterior a la revelada por el registro cinético que nos ofrece la tecnología, apreciándose el pie casi plano (*figura 6*).
4. Despegue de la punta del pie (TO) \Rightarrow instante en el que el pie deja de contactar con el suelo. En la marcha normal debe realizarse con la punta del pie (*figura 7*).

Aunque el análisis del GC se realiza sobre un único lado, para el establecimiento de las distintas fases también será necesario incluir dos eventos pertenecientes a la extremidad contralateral. Así, aunque el análisis del GC sea el del lado derecho, se considerará el pie izquierdo para determinar y delimitar el GC de la extremidad inferior derecha.

De este modo y ordenados según la cronología de la pisada fisiológica, los eventos que se deben considerar en el análisis de un GC son siete:

- 1) IC
- 2) FF
- 3) Despegue del pie contralateral (TOop)
- 4) HR
- 5) Contacto inicial del pie contralateral (ICop)
- 6) TO
- 7) IC

1.2.4. Apoyo monopodal/bipodal

Los intervalos del GC en los que se contacta con ambos pies se denominan apoyos bipodales, mientras que cuando se contacta únicamente con un solo pie se denominan apoyos monopodales o unipodales.

Aunque existen dos apoyos monopodales y dos apoyos bipodales, se determina un único apoyo monopodal porque el análisis del GC se realiza sobre la pierna de un único lado. Consecuentemente, el apoyo monopodal de la pierna contralateral al análisis corresponde al Sw de la pierna que se está analizando el GC (*figura 8*).

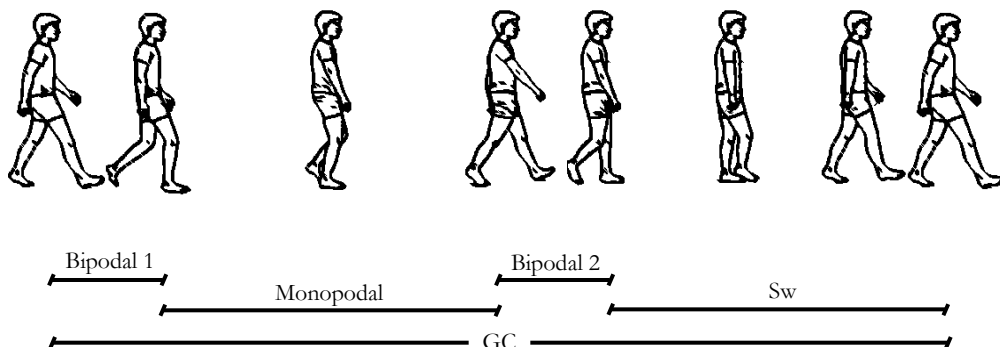


Figura 8- Apoyo monopodal y apoyos bipodales del GC.

1.2.5. Fases

Cada GC se divide en siete fases:

- 1) Recepción de la carga (LR)
- 2) Apoyo medio (MSt)
- 3) Apoyo final (FSt)
- 4) Pre-oscilación (PSw)
- 5) Oscilación inicial (ISw)
- 6) Oscilación media (MSw)
- 7) Oscilación final (T'Sw)

Las cuatro primeras fases pertenecen al St y las tres siguientes a la Sw (*figura 9*).

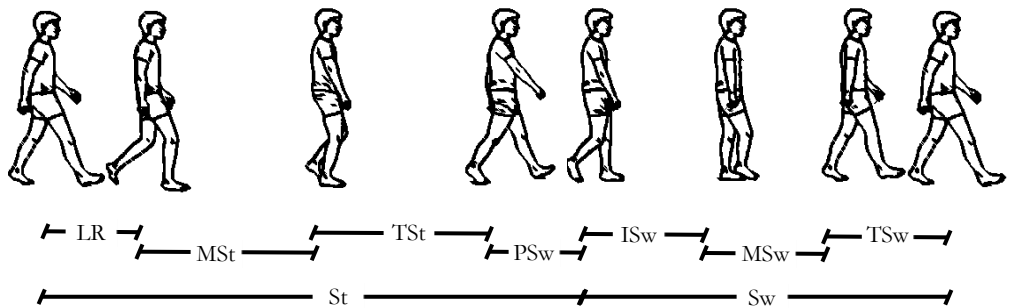


Figura 9- Las 7 fases del GC de la marcha humana.

Seguidamente se presentan por separado cada una de las siete fases del GC.

Para cada fase se abordan:

- Los objetivos principales que acontecen en ella y que son importantes para la dinámica fisiológica de la marcha humana.
- Los dos eventos que la delimitan de forma objetiva y que la diferencian con respecto a las otras fases. Además de nombrarlos también se representan a través de una figura.
- El porcentaje del GC en el que median para la población sana.
- El tipo de apoyo que se realiza en el supuesto de que se trate de una fase de St.

1. Fase LR ⇒ En esta 1ª fase se “recibe la carga” puesto que, siguiendo la 3ª ley de Newton, el sujeto marchante debe absorber la fuerza de reacción del suelo (GRF) que asciende a través de la extremidad inferior. Para conseguir amortiguar el impacto y suavizar la GRF, en esta fase la velocidad de la marcha se desacelera ligeramente.

El primer contacto se realiza con el talón y justo después, en torno al 2% del GC, el pie se sitúa plano en el suelo. De este modo, otra función intrínseca de esta fase consiste en asegurar el pie sobre el suelo y garantizar la estabilidad general.

La fase finaliza cuando el pie contralateral se separa del suelo, en torno al 12% del GC, de modo que se trata de una fase de apoyo bipodal (*figura 10*).

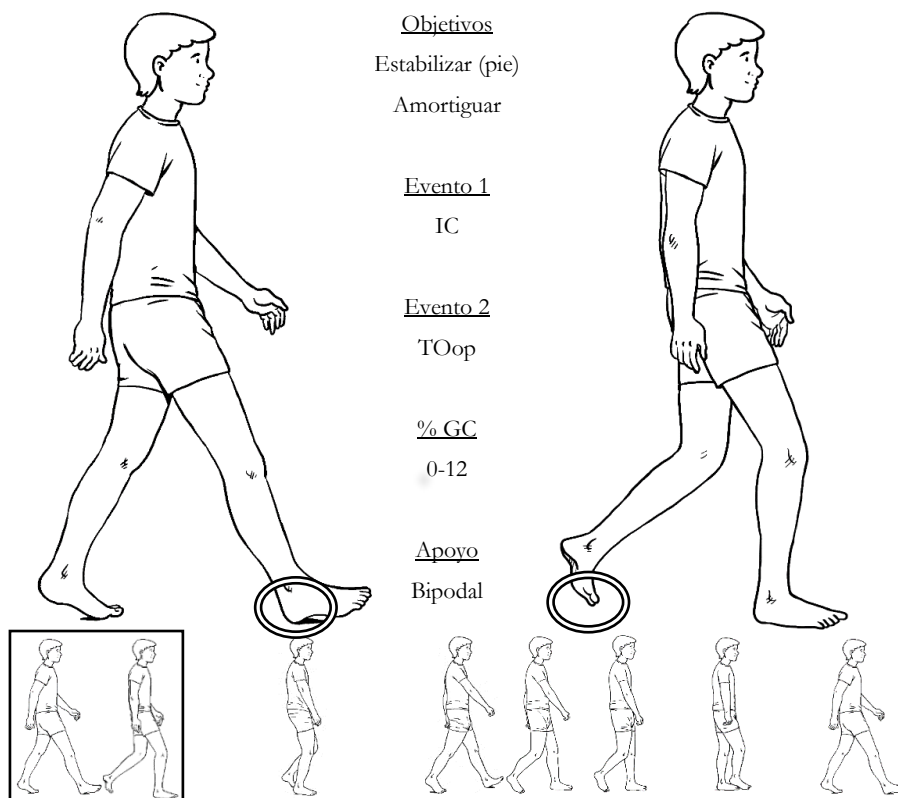


Figura 10- Fase de LR

2. Fase MSt ⇒ En esta 2ª fase del St, la extremidad inferior se mantiene alineada en monopodestación para dar estabilidad a la unidad pasajero que pasa por encima del pie y de atrás hacia delante.

Resulta imprescindible estabilizar la columna segmentaria de la extremidad inferior para transferir las fuerzas eficientemente, y para permitir una progresión segura sobre un pie que se halla fijo en el suelo.

Puesto que la planta del pie contacta completamente con el suelo durante toda esta fase, el apoyo medio finaliza cuando el talón empieza a despegar del suelo en torno al 30% del GC (*figura 11*).

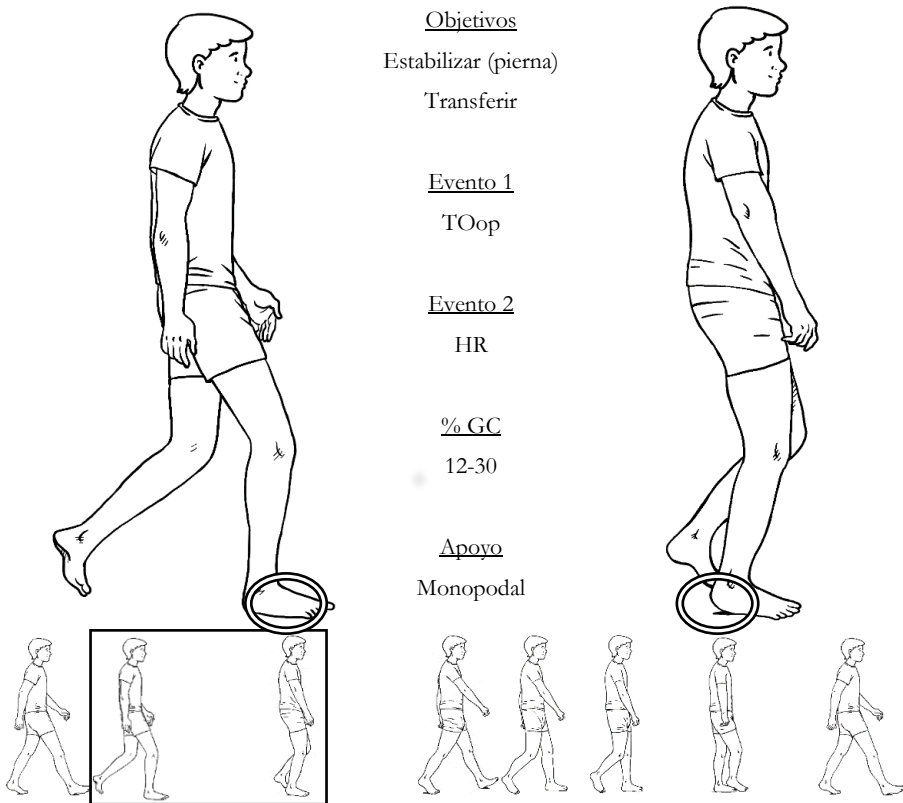


Figura 11- Fase de MSt.

3. Fase TSt ⇒ En esta 3ª fase la unidad pasajero debe progresar más allá del pie en apoyo. Para conseguirlo, además de la fuerza inercial procedente de MSt se requiere de una fuerza propulsora adicional. La principal fuerza generadora de propulsión que acelera el cuerpo hacia delante y hacia arriba es la propia pierna en St (*figura 12*).

Del mismo modo que la fase anterior, se trata de un apoyo monopodal, aunque se diferencia de MSt en que el talón no contacta con el suelo de modo que las fuerzas se transfieren a través de la parte anterior de la planta del pie, en la zona metatarsal.

Esta fase finaliza en el 50% del GC con el apoyo contralateral, completándose la 1ª mitad del GC, el primer paso.

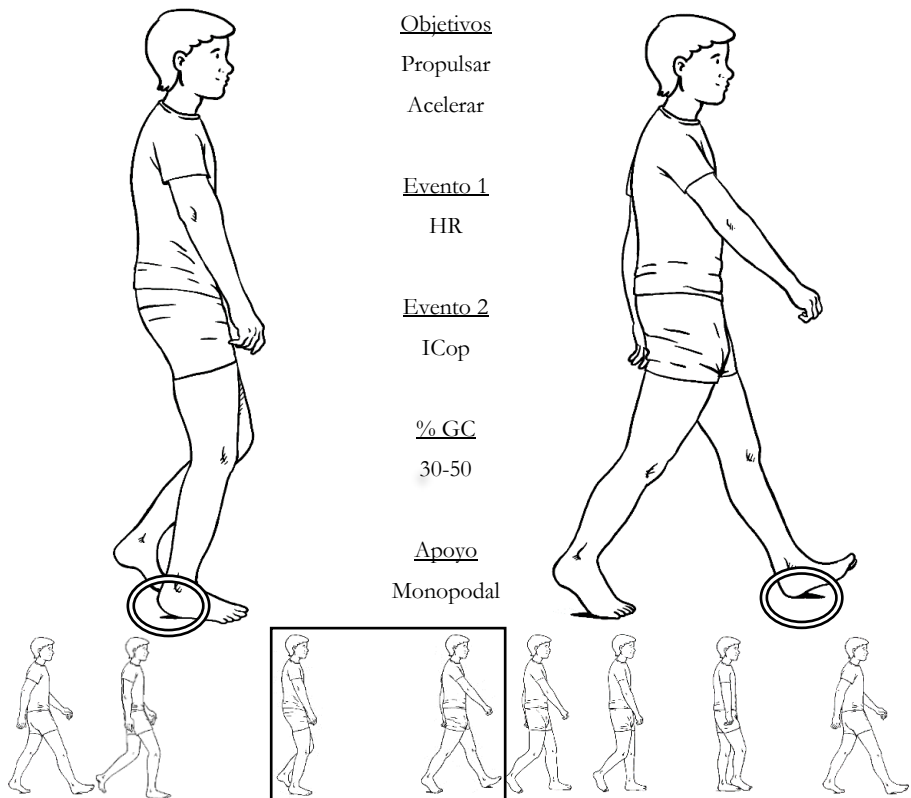


Figura 12- Fase de TSt.

4. Fase PSw ⇒ Aunque esta fase corresponda a la 4ª y última fase del St porque el pie todavía permanece en contacto con el suelo, en términos funcionales está mucho más relacionada con la Sw. El principal propósito consiste en preparar la extremidad inferior para la oscilación. Para conseguirlo, la extremidad inferior debe acortarse en longitud y por tanto realizar una flexión generalizada y multiarticular.

Esta fase de apoyo bipodal, el segundo del GC, finaliza en el instante en el que el pie deja de contactar con el suelo, en torno al 62% del GC (*figura 13*).

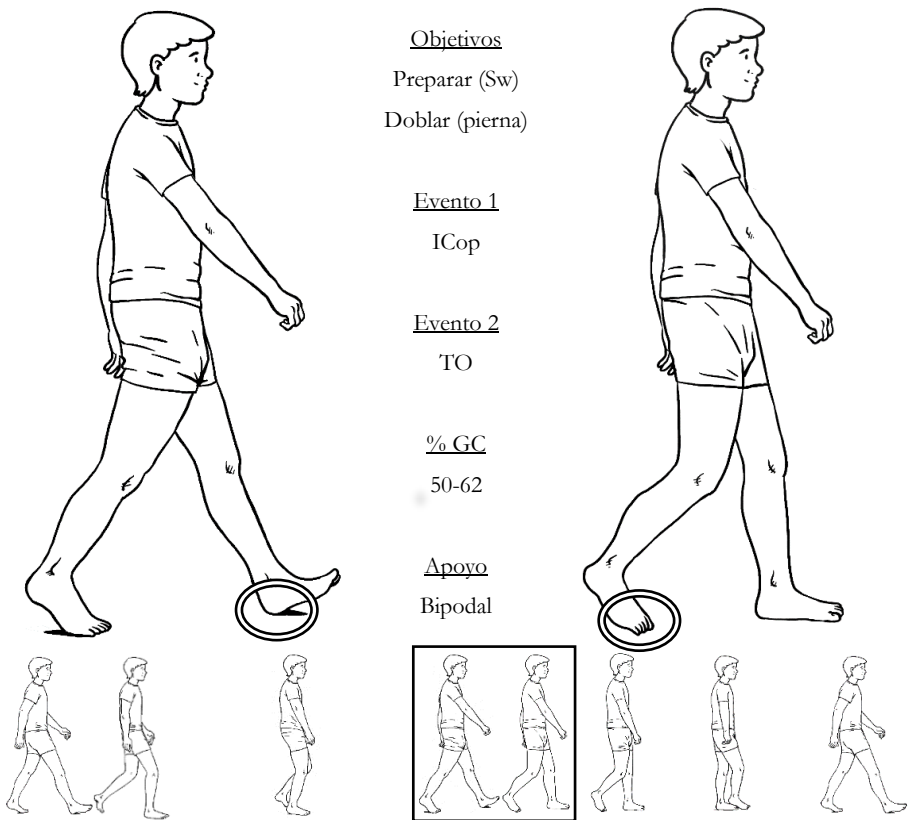


Figura 13- Fase de PSw.

5. Fase ISw ⇒ En esta 1ª fase de la Sw y 5ª del GC se inicia el avance de la pierna por el aire para iniciar el paso de la extremidad inferior que se está analizando.

El propósito principal consiste en acelerar la pierna mientras se mantiene separado el pie del suelo de un modo eficiente, es decir, de manera segura para evitar contactar inesperadamente con el suelo y separándolo lo justo y necesario.

Si bien queda claramente diferenciado el inicio de esta fase con la separación de la punta del pie al final del St, no existe ningún criterio objetivo que permita determinar el final. Sin embargo, en torno al 75% del GC queda consensuada su finalización, cuando la pierna todavía se halla posterior a la pierna contralateral en St (*figura 14*).

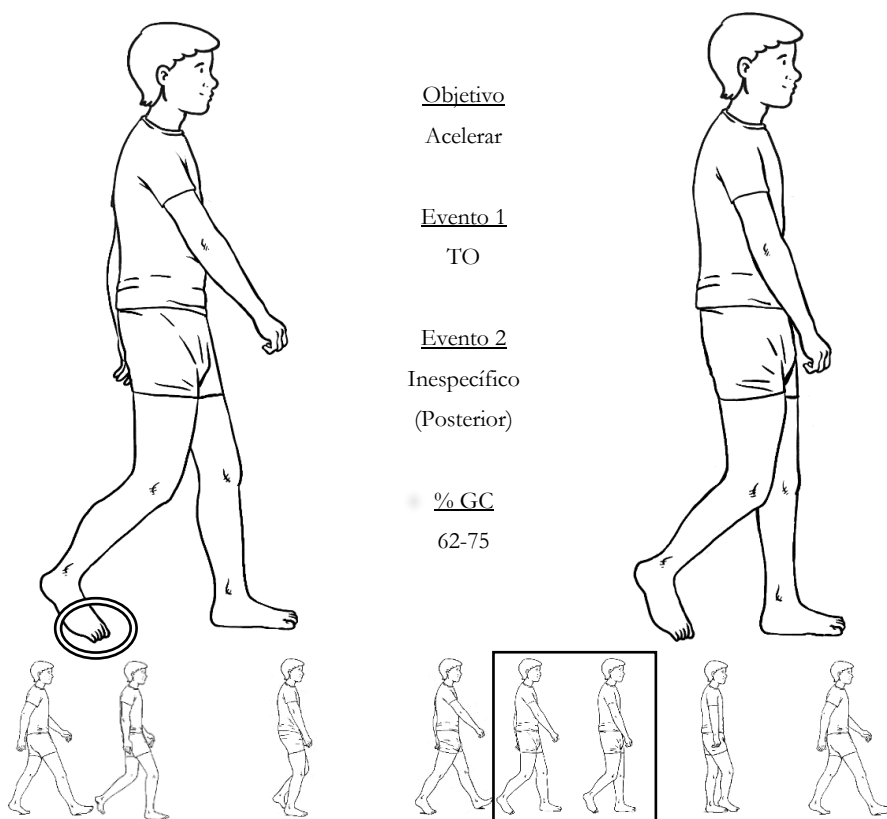


Figura 14- Fase de ISw.

6. Fase MSw ⇒ En esta fase intermedia del balanceo y 6ª del GC se produce el adelantamiento efectivo de la extremidad inferior sobre la pierna contralateral en St, manteniendo separada la punta del pie del suelo a su mínima expresión, entre 0,5-1,5cm.

La misma inconcreción descrita para el final de la fase anterior de ISw, en esta fase sucede por partida doble debido a la ausencia de eventos objetivos para el inicio y el final de la fase. Sin embargo, está establecido que el final de esta fase acontece en torno al 87% del GC, instante que coincide con una posición anterior de la pierna en Sw con respecto a la pierna contralateral en St (*figura 15*).

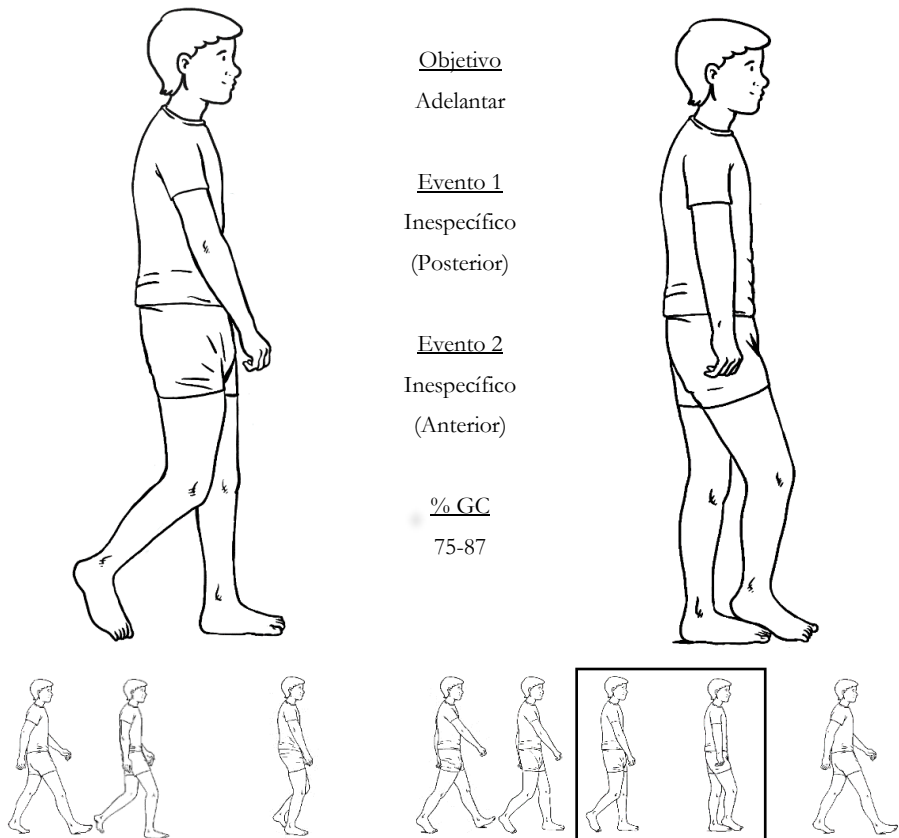


Figura 15- Fase de MSw.

7. Fase TSw ⇒ En esta última fase de la Sw y del GC se completa el avance de la extremidad inferior en Sw.

Consecuentemente, el propósito principal consiste en desacelerar la pierna para preparar su apoyo posterior e iniciar un nuevo GC (*figura 16*).

El final de esta fase finaliza con el segundo paso, es decir, con el segundo IC del mismo pie. Este instante corresponde al 100% del GC y, en el caso de que se analice el ciclo consecutivo, también equivale al 0% del GC siguiente.

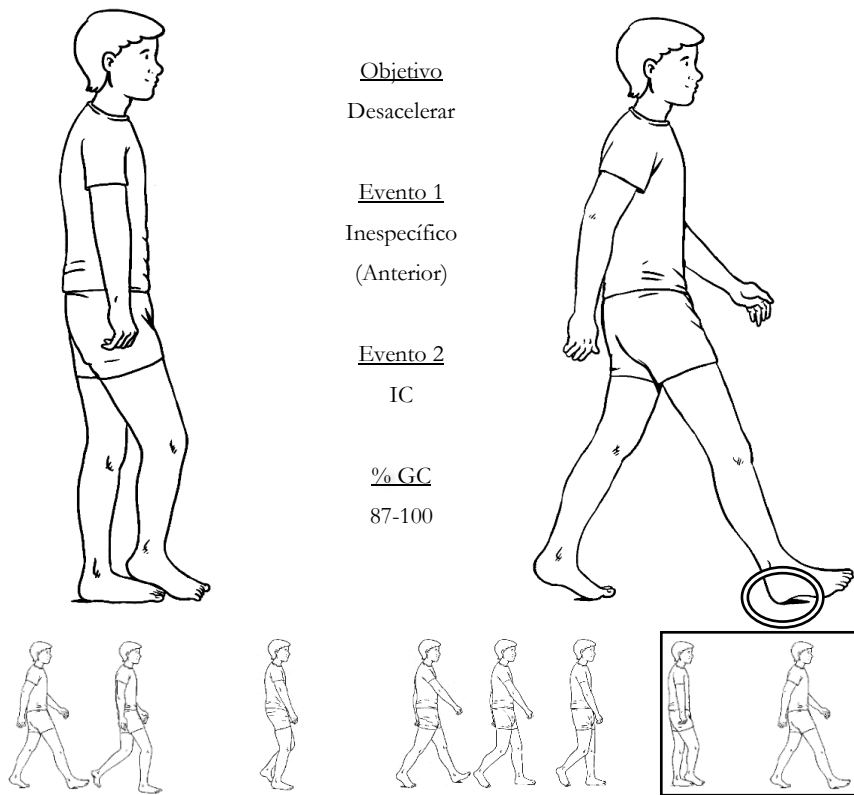


Figura 16- Fase de TSw.

1.3. Equipamientos y tipos de señal

Hasta la actualidad, los sistemas que mayoritariamente tienen validez y fiabilidad científica para realizar estudios del movimiento son los sistemas basados en señales tridimensionales. Estas señales provienen de un equipamiento externo (hardware) que envía la señal a un centro de control gestionado por un ordenador. Esta central procesa la información por medio de programas informáticos (softwares) también validados.

La tecnología más habitual de los laboratorios de análisis del movimiento es la fotogrametría tridimensional, con cámaras de infrarrojo (*figura 17*) que son capaces de detectar las diferencias lumínicas producidas por unos marcadores reflectantes, los cuales se colocan sobre la piel del sujeto y siguiendo las referencias anatómicas de un determinado protocolo de biomecánica (*figura 18*).

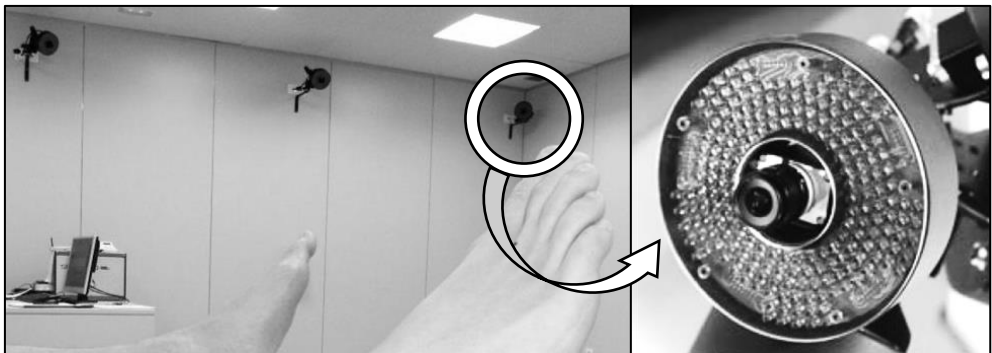


Figura 17- Cámara de infrarrojo.



Figura 18- Marcador cinemático y colocación de marcadores según el protocolo de Helen Hayes.

Es muy frecuente que en estos laboratorios de análisis del movimiento, además de registrar la señal cinemática proveniente de las cámaras de alta frecuencia, también se reciban otros tipos de señales, tanto analógicas como digitales.

Entre estas señales destaca la señal:

- Cinética \Rightarrow proveniente de las plataformas de fuerzas (*figura 19*) o de presiones, las cuáles reportan información de las fuerzas o presiones que suceden durante la pisada, es decir, muestran las demandas funcionales del St. Entre otros parámetros, las plataformas de fuerzas reportan información de la GRF y del centro de presiones (CoP).
- Electromiográfica (EMG) \Rightarrow proveniente de un sistema, habitualmente de transmisión inalámbrica, que está compuesto por unos electrodos de superficie que se sitúan sobre la piel para registrar la actividad muscular subyacente (*figura 20*), aunque también puede registrarse con electrodos intramusculares.



Figura 19- Calibración de las plataformas de fuerza integradas en el pasillo de marcha.

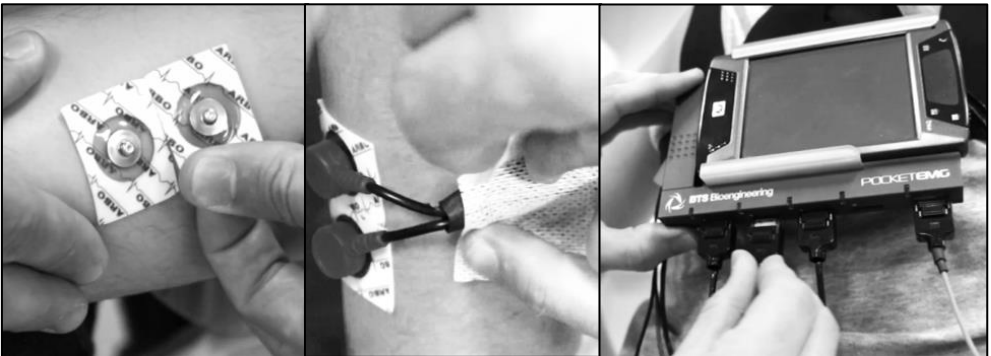


Figura 20- Electrodo de superficie y sistema de transmisión inalámbrica (Pocket-EMG, BTS Bioengineering).

Lo más relevante de este registro múltiple de señales es que se realiza sincronizadamente, de modo que la central del laboratorio recibe, en la misma línea de tiempo y de forma simultánea, los distintos tipos de señal (figura 21).

Desafortunadamente, los equipos comerciales que disponen de tridimensionalidad en la señal cinemática y que permiten integrar y sincronizar otras señales como la cinética y la EMG, tienen un coste económico demasiado elevado para la gran mayoría de profesionales e instituciones.

Esta limitación aleja a la biomecánica de la práctica, impidiendo que el análisis del movimiento se convierta en un sistema implementado como otras muchas pruebas biomédicas lo están. Consideramos que, sin duda, el futuro del análisis del movimiento pasa por el desarrollo y la validación de nuevos laboratorios “low-cost”.

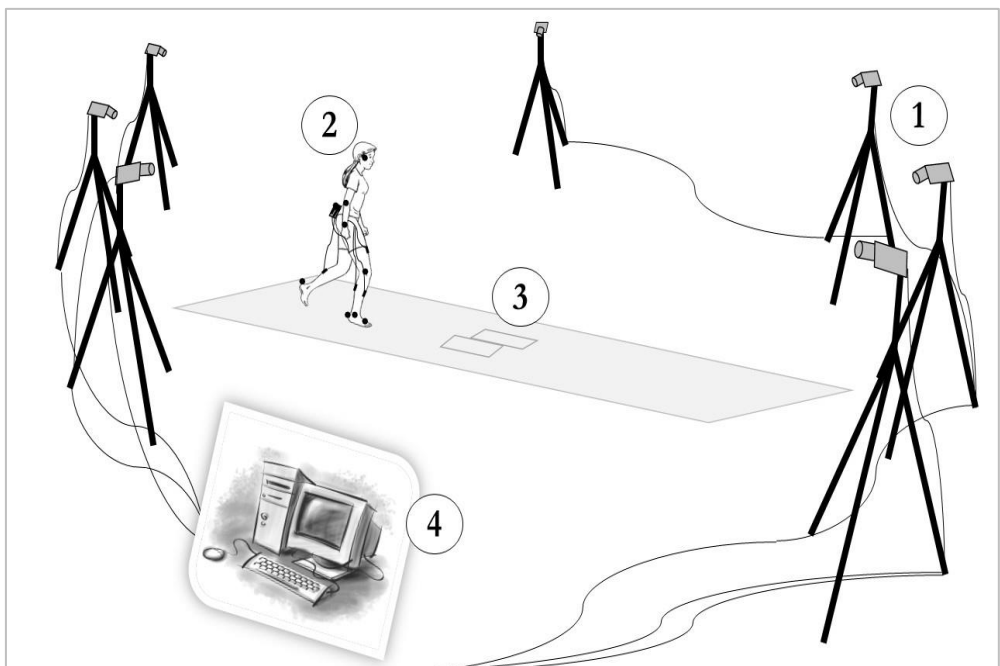


Figura 21- Representación de un laboratorio tridimensional integrado: 1) cámaras, señal cinemática; 2) objeto de estudio, sujeto caminando y portador de marcadores cinemáticos, electrodos y sistema de EMG; 3) plataformas de fuerza ocultas en pasillo de marcha, señal cinética; 4) estación central que registra y procesa sincronizadamente.

2. CINEMÁTICA

2.1. Parámetros espacio-temporales

También conocidos como los parámetros basales de la marcha, los principales parámetros espacio-temporales de la marcha son:

- 1) Velocidad
- 2) Cadencia
- 3) Longitud de zancada
- 4) Amplitud de paso

2.1.1. Velocidad

Desplazamiento que recorre el cuerpo humano marchante por unidad de tiempo.

Si bien la unidad de la velocidad puede expresarse en kilómetro por hora (km/h), en la mayoría de los estudios biomecánicos suele expresarse con el metro por segundo (m/s), ajustándose de ese modo al sistema internacional.

Los valores normales de la velocidad de la marcha libre en el adulto oscilan entre los 1,2-1,5m/s (4,3-5,4km/h), siendo algo superiores en el hombre que en la mujer.

Debido a que los determinantes primarios de la velocidad de la marcha son la longitud del paso y la frecuencia de los pasos (cadencia), existe una relación de tendencia lineal entre estos dos determinantes primarios y la velocidad.

2.1.2. Cadencia

Frecuencia de la marcha por unidad de tiempo que normalmente se expresa a través del número de pasos que se realizan durante un minuto (pasos/min). Este parámetro también puede ser expresado mediante el número de zancadas por minuto (ciclos/s).

Los valores normales de la cadencia en la marcha libre del adulto oscilan entre los 110-120pasos/min (0,9-1ciclo/s).

2.1.3. Longitud de zancada

Distancia comprendida entre dos IC consecutivos de un mismo talón.

Para la medición de la distancia en el análisis de la marcha humana suele utilizarse la zancada o GC. Sin embargo, numerosos estudios y especialmente cuando se realizan análisis comparativos por lateralidad, también suelen utilizar la longitud de paso, distancia comprendida entre el talón de un pie y el talón del pie contralateral (*figura 22*).

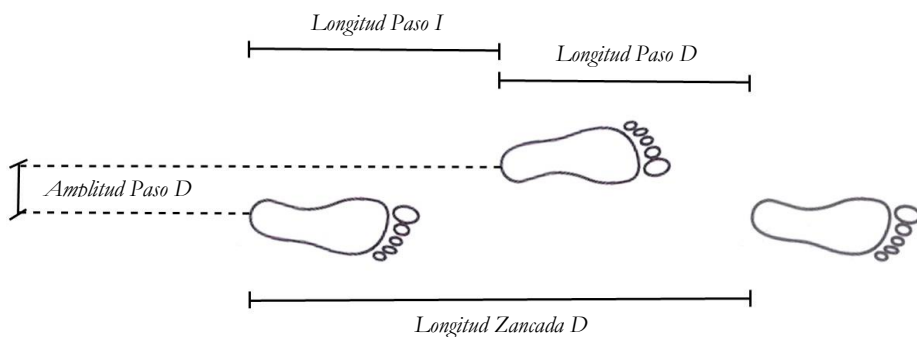


Figura 22- Longitud de zancada, longitud de paso y amplitud de paso.

Ambos parámetros suelen expresarse con la unidad del metro (m) y los valores normales en el adulto para la longitud de zancada oscilan entre los 1,3-1,6m.

2.1.4. Amplitud de paso

Distancia comprendida entre los puntos centrales de cada talón durante el apoyo bipodal (*figura 22*).

En la mayoría de los estudios se expresa con unidades de distancia y mayoritariamente con el centímetro (cm), aunque determinados estudios utilizan la amplitud de la pelvis del propio sujeto para normalizar el valor de este parámetro con la antropometría individual.

Los valores normales en el adulto según los datos absolutos de distancia oscilan entre los 7-9cm.

Por otro lado, si se toma de referencia la distancia comprendida entre las dos espinas ilíacas antero-superiores, los valores de normalidad de la amplitud de paso deben ser inferiores a la mitad de la dicha distancia (<50% de la pelvis).

2.2. Parámetros angulares: unidad locomotora

2.2.1. Pie

Debido a las numerosas articulaciones del pie y debido a la dificultad técnica en la medición cinemática en cada una de estas articulaciones, en la mayoría de los estudios sobre biomecánica de la marcha se incluyen los movimientos intrínsecos del pie en el complejo articular del tobillo-pie.

Asimismo, la movilidad que aportan las articulaciones del pie, destacando la articulación subastragalina, la interlínea articular de chopart y las articulaciones metatarsofalángicas (*figura 23*), tienen influencia en los tres planos del espacio.

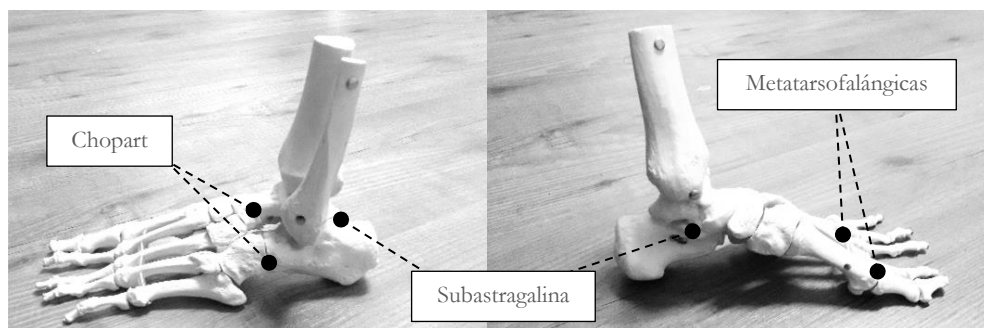


Figura 23- Principales articulaciones del pie en términos cinemáticos. El resto de articulaciones del pie también tienen una función importante para la marcha, especialmente de estabilidad y absorción, pero no aportan tanta movilidad.

Por este motivo y en beneficio de una mejor comprensión funcional, no se aborda la movilidad del pie para cada plano por separado sino que se analiza, en este apartado, el comportamiento cinemático del pie de un modo global.

Entre los aspectos cinemáticos y funcionales del pie para la marcha humana destaca:

- La orientación espacial y la pequeña movilidad de la articulación subastragalina influye de un modo decisivo sobre la alineación y el comportamiento mecánico de toda la extremidad inferior durante el St.
- En IC el retropié está situado neutro o en ligera supinación (*figura 24*).
- Tras el IC el pie eversiona en LR, llegando a un máximo de unos 6° de eversión. Durante el apoyo monopodal se va hacia la inversión pero nunca se llega a ella, siendo máxima al final de TSt con unos 2° de eversión.
- Las articulaciones del medio-pie contribuyen a la función amortiguadora gracias a la flexión dorsal existente, aproximadamente de unos 5° durante LR y MSt. Como producto de la desaceleración y amortiguación, se puede observar cómo se hunde el arco plantar en LR y, como respuesta a los procesos de aceleración y propulsión, cómo se eleva dicho arco en TSt (*figura 25*).



Figura 24- Ligera supinación previa a IC.



Figura 25- Comportamiento del arco plantar durante LR, MSt y TSt respectivamente.

- La orientación del pie, cuyo segmento se determina entre el punto central del talón y el punto situado entre el 2º y el 3º radio (metatarsiano + dedo), no mantiene una pisada paralela en relación a la trayectoria lineal de la marcha, sino que se angula externamente unos 10º respecto a dicha trayectoria, es el ángulo de Fick (*figura 26*).

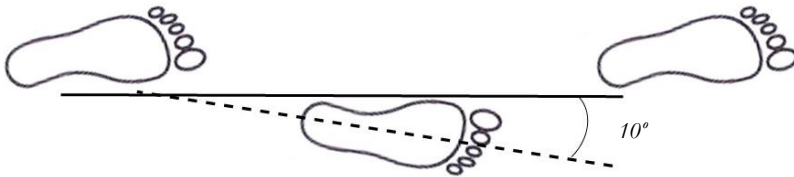


Figura 26- Ángulo de Fick.

- En PSw las articulaciones metatarso-falángicas deben permitir una extensión pasiva de los dedos, especialmente del hallux, de unos 55-75º (*figura 27*).

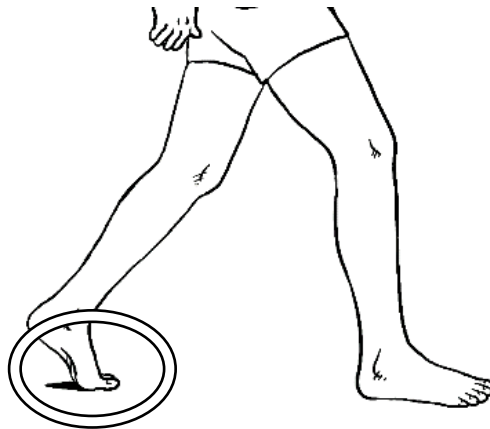


Figura 27- Extensión general de las articulaciones metatarso-falángicas y del hallux en particular durante PSw.

- Durante la mayor parte de la Sw se mantiene constante la altura de la bóveda plantar hasta TSw, instante a partir del cual inicia su aplanamiento por la puesta en tensión de la fascia plantar (*figura 28*).

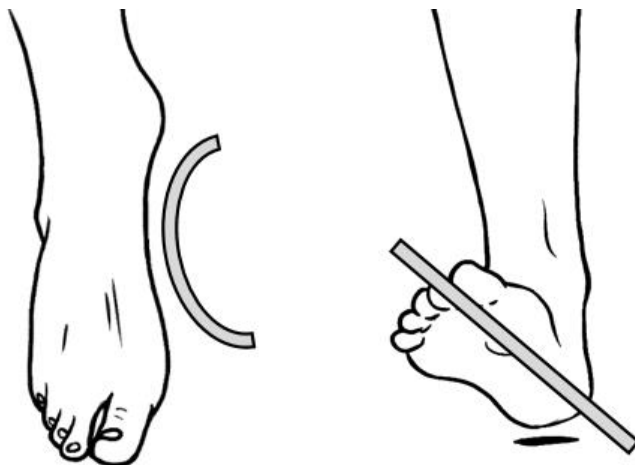


Figura 28- Comportamiento del arco plantar en ISw y TSw respectivamente.

Aunque los movimientos del pie sean pequeños y no suelen ser abordados en la mayoría de las investigaciones en biomecánica, son decisivos para los 3 grandes acontecimientos de la marcha humana: a) absorción del choque; b) estabilidad dinámica; c) progresión.

2.2.2. Tobillo

También denominado articulación peroneo-tibial-astragalina, únicamente tiene movilidad en el plano sagital. Sin embargo, no toda la flexión ni toda la extensión del complejo articular tobillo-pie se realizan exclusivamente en este nivel puesto que, como se ha visto en el apartado anterior, las múltiples articulaciones del pie contribuyen cinemáticamente en todos planos.

El tobillo posee un hueso muy particular, el astrágalo. Situado en los extremos distales de la tibia y del peroné, el astrágalo se halla en medio y encajado fuertemente por la pinza

bimaleolar. Su particularidad radica en que es el único hueso del tarso que no tiene ninguna inserción tendinosa ni muscular y, en cambio, es la estructura clave en términos de distribución de fuerzas. El Astrágalo funciona como un eslabón que distribuye las fuerzas verticales, que suben del suelo y bajan por la pierna, en fuerzas horizontales, que se dirigen hacia la zona anterior y posterior del pie (*figura 29*).

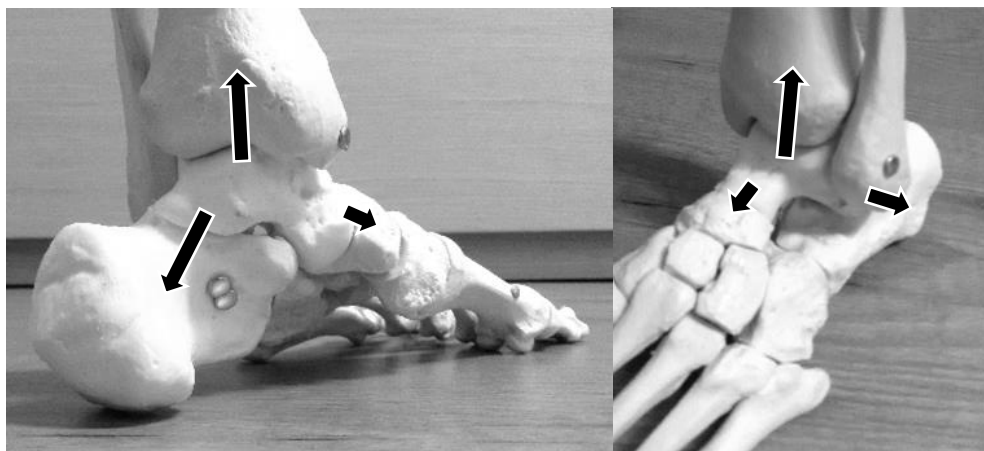


Figura 29- Distribución de fuerzas a través del astrágalo.

2.2.3. Plano sagital

2.2.3.1. Complejo articular tobillo-pie

A lo largo de la cadena cinética cerrada del pie-suelo, el movimiento principal no pivota siempre a nivel del tobillo y va cambiando durante las diferentes fases del St. Así, la localización del fulcro está relacionada con la zona de contacto plantar y se posiciona en distintos niveles según la secuencia cronológica de la pisada.

Se determinan cuatro rodamientos o movimientos que pivotan alrededor de un fulcro principal:

- 1) Rodamiento de talón (*figura 30*)
- 2) Rodamiento de tobillo (*figura 31*)
- 3) Rodamiento de antepié (*figura 32*)
- 4) Rodamiento de hallux (*figura 33*)



Figura 30- Rodamiento de talón.



Figura 31- Rodamiento de tobillo.



Figura 32- Rodamiento de antepié.

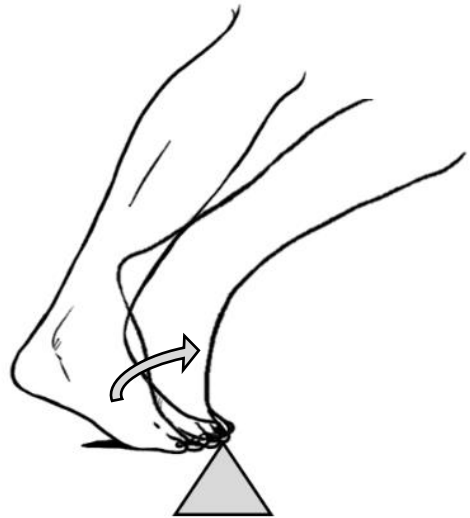


Figura 33- Rodamiento de ballux.

En la tabla 1 se compendia la información sobre la localización del fulcro para cada rodamiento, así como el tipo de contacto y la fase y porcentaje del GC en la que acontecen los cuatro rodamientos durante el St.

Tabla 1- Contactos, fulcros y fases de los 4 rodamientos durante el St.

Rodamiento	Contacto	Fulcro	Fase
Talón	Talón	Talón	LR (0-2%GC)
Tobillo	Toda la planta	Tobillo	LR (2-12%GC) + MSt
Antepié	Zona metatarsal	Antepié	TSt
Hallux	Zona digital	Hallux	PSw

El rango articular no es muy amplio, pero sus 25° son necesarios para la amortiguación y para la progresión de la marcha.

A lo largo del GC este complejo articular invierte la direccionalidad de su movimiento en cuatro ocasiones, de modo que la trayectoria cinemática normal dibuja cuatro arcos claramente diferenciados:

1^{er} arco ⇒ en IC el tobillo está en posición neutra o ligeramente en flexión plantar y, tras el choque del talón y hasta FF, la flexión plantar incrementa hasta los 5°. Como se verá en el cuarto arco, la flexión plantar ya estaba incrementándose antes del choque de talón.

2^o arco ⇒ una vez la planta del pie contacta con su totalidad se inicia el avance de la pierna por encima del pie, incrementándose la flexión dorsal hasta su pico de 10° en torno al 45% del GC.

3^{er} arco ⇒ posteriormente al inicio de la HR y anteriormente a la finalización del primer paso, se inicia una nueva flexión plantar hasta su pico de 15° y que coincide con el evento de TO.

4^o arco ⇒ en el objetivo de acortar la extremidad inferior durante ISw, el complejo articular contribuye realizando una flexión dorsal que llega a ser positiva, de unos 2° en torno al 79% del GC. A partir de este instante que coincide con el avance de la pierna en St, se invierte de nuevo el movimiento y se inicia el primer arco descrito.

En la tabla 2 se muestran los cuatro arcos de movimiento y el intervalo en el que se ejecuta éste, así como el pico o valor angular máximo de cada arco de movimiento.

Tabla 2- Los 4 arcos de movimiento del complejo tobillo-pie.

Arco	Movimiento	GC (%)	Pico (°)
1°	Flexión Plantar	Del 79% hasta el 2%	-5°
2°	Flexión Dorsal	Del 2% hasta el 45%	10°
3°	Flexión Plantar	Del 45% hasta el 62%	-15°
4°	Flexión Dorsal	Del 62% hasta el 79%	2°

A partir de la determinación gráfica de los cambios de direccionalidad o puntos de inflexión, en cuyas ordenadas se representan los valores angulares mientras que en las abscisas se representa el GC, se puede dibujar la evolución angular normal del complejo articular tobillo-pie para el plano sagital (figura 34).

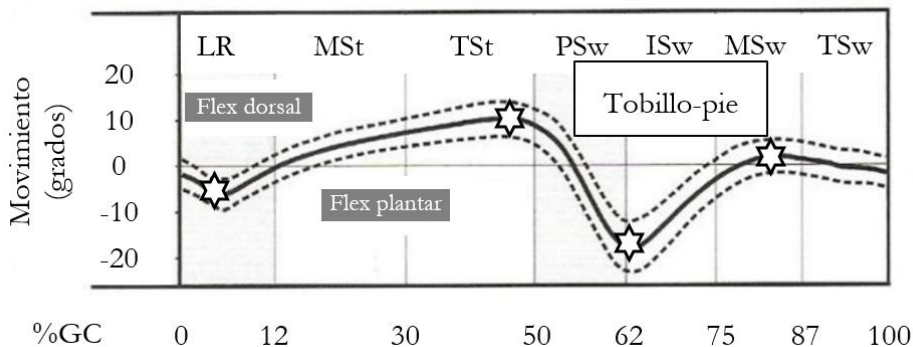


Figura 34- Gráfica de la evolución angular normal del complejo articular tobillo-pie para el plano sagital.

El nivel basal de los valores angulares de la gráfica anterior, establecido con 0° , está referenciado según la posición neutra del complejo, es decir, por el ángulo recto que delimita el segmento pie y el segmento pierna (*figura 35*), estableciéndose la flexión dorsal con valores positivos y la flexión plantar con valores negativos.

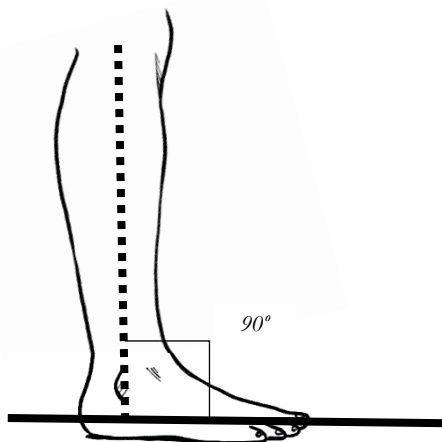


Figura 35- Posición neutra del complejo tobillo-pie.

2.2.3.2. Rodilla

Esta articulación se encuentra entre los dos segmentos más largos del cuerpo humano y está fuertemente influida por las fuerzas ascendentes que provienen del suelo y que pasan a través del complejo articular del tobillo-pie y segmento pierna, y por las fuerzas descendentes del cuerpo y que pasan a través de la pelvis y muslo. Más que nunca, no se puede abordar su análisis mecánico sin considerar la visión global de toda la extremidad inferior, especialmente la orientación articular de la cadera y del pie.

La posición de rodilla que más predomina durante el St es la extensión para proporcionar estabilidad posicional de la columna segmentaria que representa la extremidad inferior y por motivos de economía en el coste energético, puesto que se incrementa el consumo a medida que incrementa la flexión durante el St. Sin embargo, durante el St la rodilla no

debe extenderse completamente. Por otro lado, la posición que más pondera en la rodilla durante la Sw es la flexión, especialmente en las primeras fases, para facilitar el acortamiento del miembro inferior y su progresión aérea.

No obstante, deben atenderse un par de situaciones especiales:

- En PSw, fase de St vinculada funcionalmente con la Sw, la rodilla se flexiona mucho.
- En la parte final de TSw, la rodilla llega a hiperextenderse.

El rango articular de la rodilla es el más amplio de las tres grandes articulaciones de la extremidad inferior, concretamente de unos 60°. En su trayectoria se observan dos olas de flexión que determinan los cuatro arcos de movimiento:

1^{er} arco ⇒ justo antes del choque de talón en IC la rodilla inicia la flexión para recibir la GRF, amortiguándola. Esta flexión desaceleradora que acontece en LR se conoce como flexión inmediata de la rodilla (*figura 36*), la cual llega a ser de unos 18°.

2^o arco ⇒ durante el St casi se llega a la extensión completa de rodilla porque se necesita estabilizar la extremidad inferior y porque se quiere preservar la economía del esfuerzo, puesto que con una mayor flexión de rodilla se incrementaría el par torsión articular y se requeriría de una mayor activación muscular, especialmente de los cuádriceps.

Sin embargo, la extensión completa no es conveniente porque se inhibiría la capacidad propioceptiva de la rodilla, y a consecuencia del menor control neuromuscular que se obtendría con un bloqueo articular de la rodilla, se incrementaría el riesgo de lesión.



Figura 36- La flexión inmediata de la rodilla.

3^{er} arco \Rightarrow si bien la flexión de la rodilla ya empieza al inicio de TSt, no es hasta el ICop que la flexión aumenta rápidamente hasta su pico, unos 60° y en torno al 71% del GC.

Puesto que la distancia entre la cadera y el suelo en ISw es inferior a la longitud del miembro extendido, para llevar a cabo la tarea de avance aéreo de la extremidad inferior es imprescindible, además de la flexión dorsal del complejo tobillo-pie, una flexión importante de rodilla.

4^{er} arco \Rightarrow una vez superado el riesgo de rozar el suelo con la punta del pie y una vez avanzada la pierna contralateral en St, se inicia la extensión de la rodilla. La observación visual de MSw puede parecer que la rodilla se flexione, pero en

realidad es la flexión de la cadera la principal encargada de hacer avanzar la extremidad inferior, como si de un doble péndulo se tratara (*figura 37*).

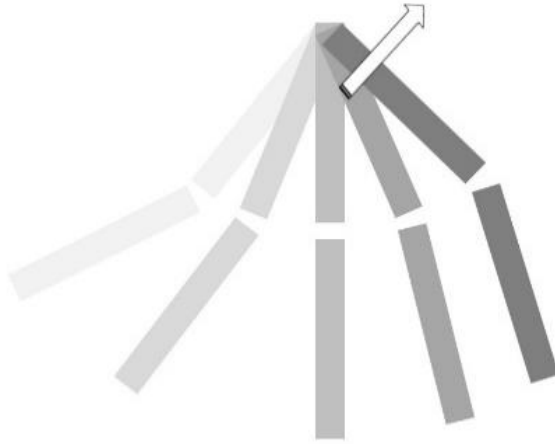


Figura 37- Efecto de doble péndulo de la extremidad inferior en Sw.

En la tabla 3 se muestran los cuatro arcos de movimiento y el intervalo en el que se ejecuta éste, así como el pico o valor angular máximo de cada arco de movimiento.

Tabla 3- Los 4 arcos de movimiento de la rodilla.

Arco	Movimiento	GC (%)	Pico (°)
1°	Flexión	Del 97% hasta el 12%	18°
2°	Extensión	Del 12% hasta el 38%	3°
3°	Flexión	Del 38% hasta el 71%	60°
4°	Extensión	Del 71% hasta el 97%	-0,5°

A partir de la determinación gráfica de los cambios de direccionalidad o puntos de inflexión, en cuyas ordenadas se representan los valores angulares mientras que en las abscisas se representa el GC, se puede dibujar la evolución angular normal de la rodilla para el plano sagital (*figura 38*).

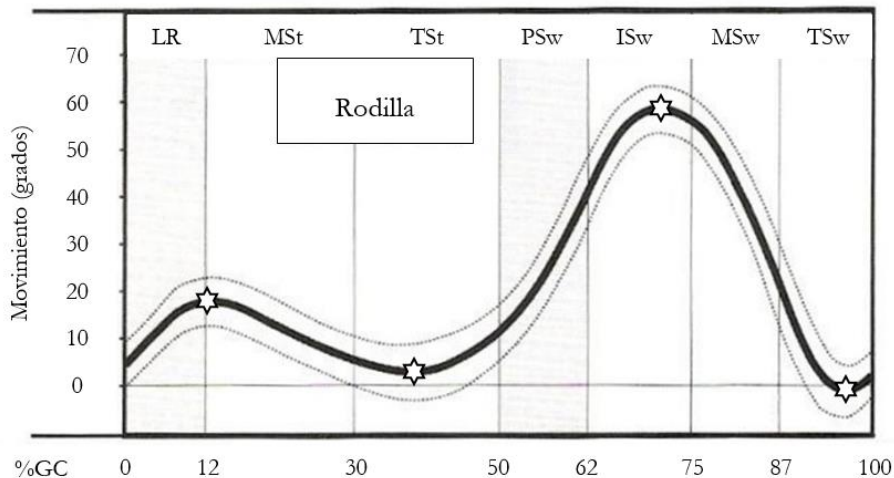


Figura 38- Gráfica de la evolución angular normal de la rodilla para el plano sagital.

2.2.3.3. Cadera

En una parte importante de las investigaciones se analiza la cinemática de la cadera como un ángulo articular y no como un ángulo segmentario.

Un ángulo segmentario está delimitado por dos segmentos del propio cuerpo. En el caso del complejo articular tobillo-pie el ángulo se delimita con el segmento pie y con el segmento pierna, mientras que para el ángulo de la rodilla se delimita con el segmento pierna y con el segmento muslo.

Para la delimitación del ángulo segmentario de la cadera se deben tomar los segmentos del muslo y de la pelvis. Debido a la dificultad técnica que supone un segmento tan corto como la pelvis y la imprecisión anatómica que supone la localización de sus relieves óseos para la colocación de los marcadores, es el motivo principal de que ponderen los trabajos cinemáticos que analizan la cadera como un ángulo articular.

Consecuentemente, el segundo segmento no lo proporciona el propio sujeto sino el sistema referencial mediante la coordenada ortogonal al suelo, de modo que el ángulo articular de la cadera se delimitará por la angulación que realiza el muslo con el suelo (*figura 39*).

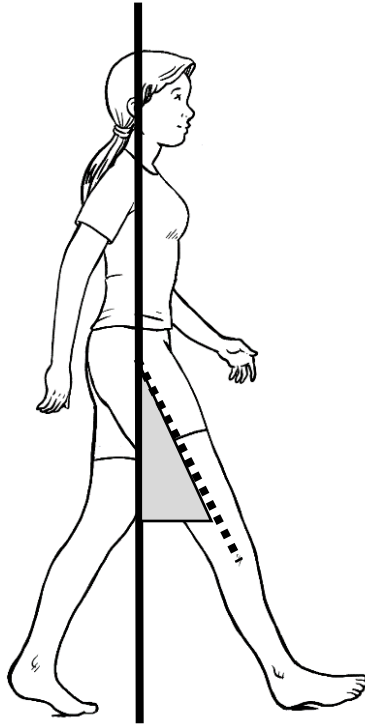


Figura 39- Ángulo articular de la cadera.

Con este nuevo sistema de referencia existe una clara limitación en términos de mecánica articular, ya que los movimientos de anteversión y retroversión pélvica que influyen en la flexo-extensión de la cadera no son tomados en cuenta.

En posición anatómica o en bipedestación simétrica, la pelvis está posicionada en relación al suelo con unos 10° de anteversión. Además, la pelvis se mueve hacia la anteversión con unos 4° que coinciden con los períodos de apoyo bipodal (*figura 40*). Durante el apoyo monopodal, aunque la sínfisis púbica suba y la pelvis viaje hacia la

retroversión, no se consigue llegar a una retroversión efectiva y la pelvis se posiciona neutra.

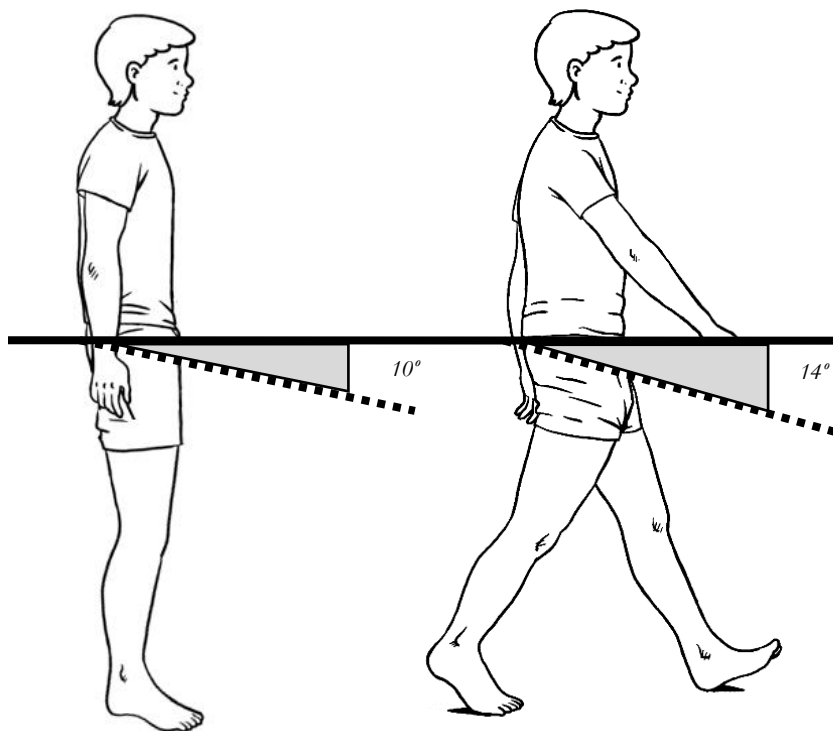


Figura 40- Anteversión fisiológica de la pelvis respecto al suelo de 10° e incremento con 4° adicionales de anteversión durante los apoyos bipodales.

El rango articular de la cadera es de unos 45°. Debido a los 10° de posicionamiento pélvico en anteversión, el rango articular se distribuye distinto según el ángulo que se toma de referencia. Si se toma el ángulo segmentario se realizan unos 10° de extensión y unos 35° de flexión, mientras que si se toma el ángulo articular (referencia utilizada en este manuscrito) se realizan unos 20° de extensión y unos 25° para la flexión.

Únicamente se determinan dos arcos de movimiento:

1^{er} arco ⇒ En IC la cadera está posicionada en unos 20° de flexión pero está realizando un movimiento de extensión que ya se viene realizando durante la fase de TSw y que no finalizará hasta ICop, instante en el que se alcanza el pico extensor de unos 20°.

2° arco ⇒ En este arco se invierte el movimiento de extensión en el 50% del GC, de modo que la flexión comprende las fases de PSw, ISw y MSw. La flexión llega a ser máxima de unos 25° al final de MSw, en torno al 85% del GC. Aunque la cadera inicia la tímida extensión en el 85% y MSw no finaliza técnicamente hasta el 87%, se correlaciona la fase de MSw con la flexión de la cadera.

En la tabla 4 se muestran los dos arcos de movimiento y el intervalo en el que se ejecuta éste, así como el pico o valor angular máximo de cada arco de movimiento.

Tabla 4- Los 2 arcos de movimiento de la cadera.

Arco	Movimiento	GC (%)	Pico (°)
1°	Extensión	Del 85% hasta el 50%	-20°
2°	Flexión	Del 50% hasta el 85%	25°

A partir de la determinación gráfica de los cambios de direccionalidad o puntos de inflexión, en cuyas ordenadas se representan los valores angulares mientras que en las abscisas se representa el GC, se puede dibujar la evolución angular normal de la cadera para el plano sagital (*figura 41*).

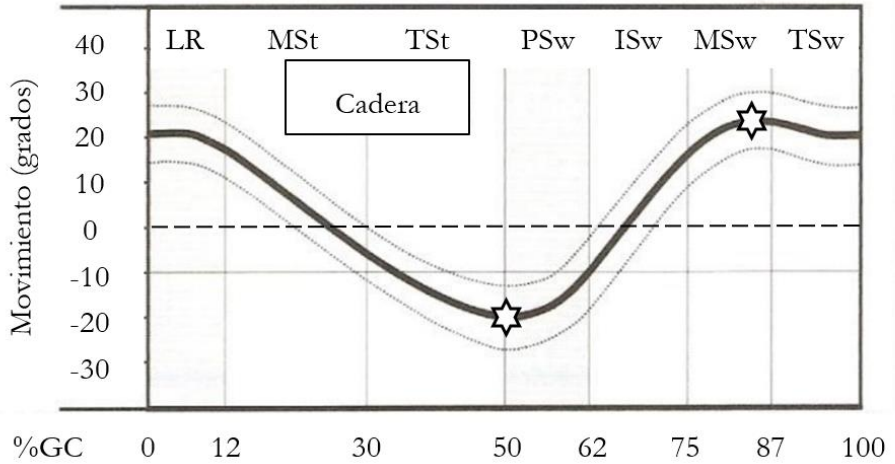


Figura 41- Gráfica de la evolución angular normal de la cadera para el plano sagital.

2.2.4. Plano frontal

2.2.4.1. Rodilla

A lo largo del GC se realiza un rango de movilidad de unos 6°.

Durante el St la rodilla sufre un Momento varizante o aductor, de unos 4°, que es máximo durante LR (figura 42). La banda tibial es una de las principales estructuras que soporta lateralmente las fuerzas que pasan a nivel medial.

Durante la Sw no sólo se reduce la aducción sino que se realiza una abducción, de unos 2°, que es máximo durante MSw. En TSw se instaura de nuevo la posición neutra, dejando de nuevo preparada a la rodilla para la recepción inminente de la carga.

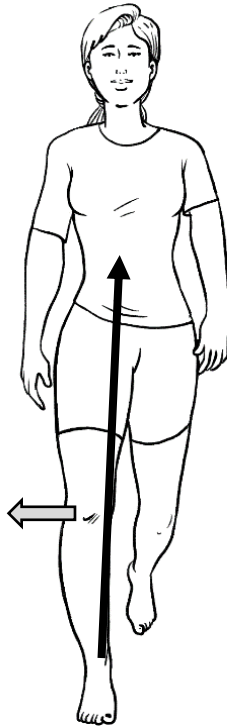


Figura 42- Momento varizante o aductor de la rodilla durante L.R.

2.2.4.2. Cadera

A lo largo del GC se realiza un rango de movilidad de unos 14°.

La principal responsable del movimiento de la cadera para este plano coronal es la movilidad de su segmento proximal, la pelvis. Tanto la pelvis como la unidad pasajero realizan unos desplazamientos laterales sobre la pierna en St que también influyen en la movilidad de la cadera, puesto que el segmento distal de la cadera, el fémur, está fijado en cadena cinética cerrada sobre la tibia y el resto caudal de la extremidad inferior.

Existe una destacada variabilidad por género ya que las mujeres gestionan los desplazamientos laterales a nivel de la pelvis y los hombres a nivel de la unidad pasajero (*figura 43*). Estas diferencias por género parecen responder más a influjos socio-culturales que a causas anatómicas o fisiológicas entre el hombre y la mujer.

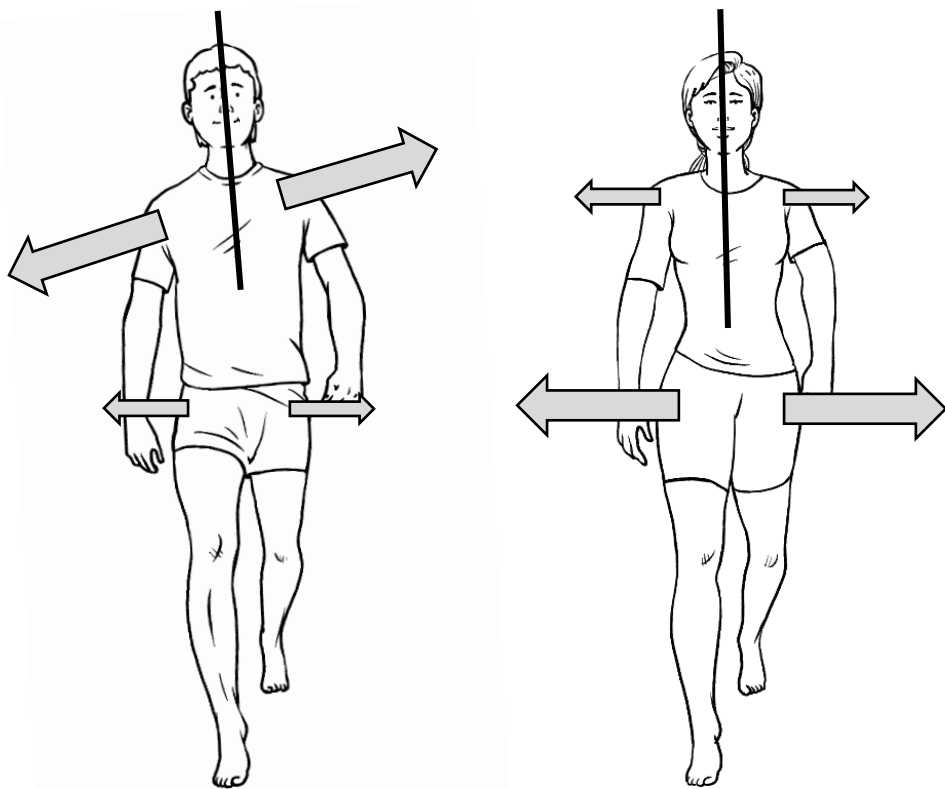


Figura 43- Los desplazamientos laterales predominan en el hombre a nivel del tronco y en la mujer a nivel de la pelvis, hecho que comporta mejor alineación de la unidad pasajero en la mujer.

Considerando la angulación del cuello femoral y la disposición anatómica del eje mecánico de la extremidad inferior, se determina que la cadera se halla en posición neutra en IC. Justo después de este evento, al inicio de la carga, la pelvis realiza un descenso contralateral de unos 4° que provoca el cierre del ángulo entre la pelvis y el fémur, produciéndose una aducción de cadera que es máxima al final de LR, unos 10° (figura 44).

En MSt y TSt la pelvis se horizontaliza, de modo que la cadera vuelve a una posición más neutra (figura 45).

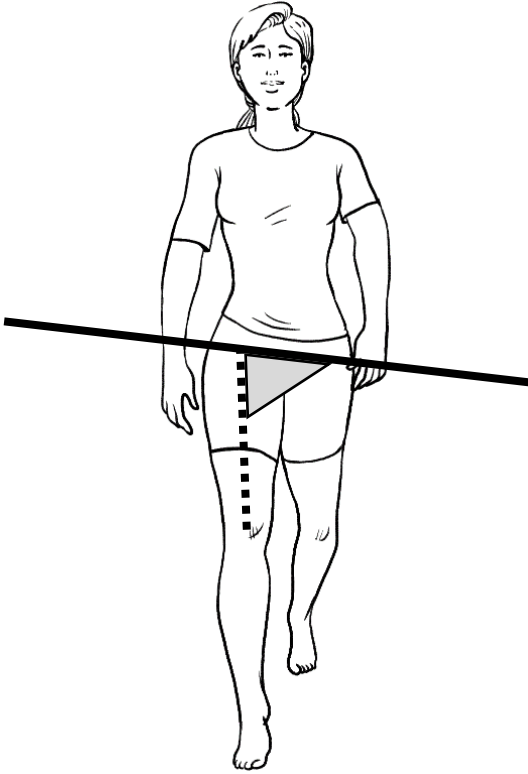


Figura 44- El descenso contralateral de pelvis durante LR provoca la aducción de la cadera.

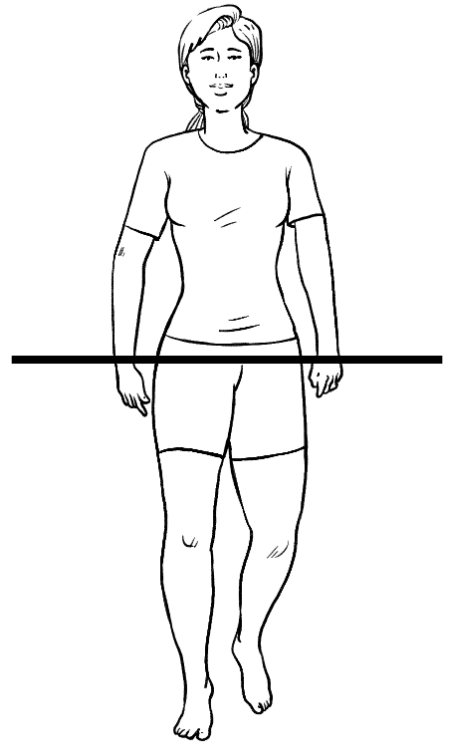


Figura 45- La horizontalidad de la pelvis en MSt y TSt sitúa la cadera en posición neutra.

Posteriormente, en PSw y debido a la elevación de la pelvis contralateral, puesto que la pierna contralateral está en LR, el ángulo entre la pelvis y el fémur se abre, progresando hasta la abducción que es máxima, de unos 4° , en TO (figura 46).

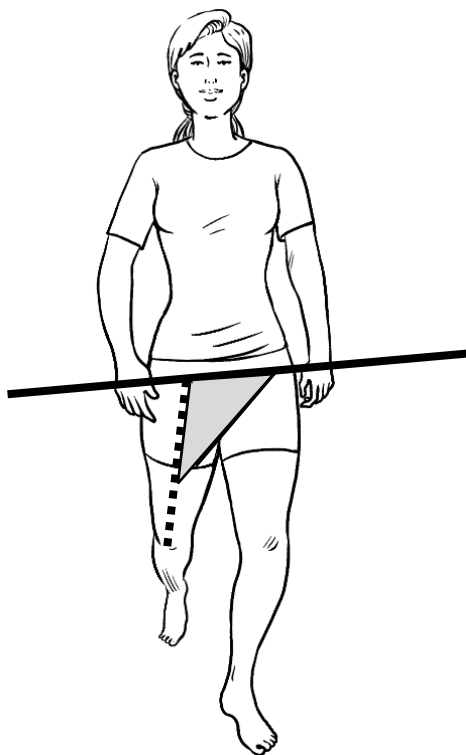


Figura 46- La elevación de la pelvis contralateral en PSw abduce a la cadera.

A partir de este instante y de forma muy progresiva durante el resto de la Sw, la cadera se aduce de nuevo, volviendo gradualmente hasta la posición neutra de IC.

2.2.5. Plano transversal

Debido a que los tres segmentos óseos que conforman la columna longitudinal de la extremidad inferior tienen un mismo comportamiento en términos de direccionalidad de rotación para este plano, no se abordan sus articulaciones por separado sino que se

analiza cómo se comporta la cadena articular de la pierna a nivel de los distintos segmentos que la conforman: tibia, fémur y pelvis.

A lo largo del GC la pelvis rota un rango aproximado de 10° . En IC se realiza la máxima rotación interna, de unos 5° , mientras que la máxima rotación externa, también de unos 5° , coincide con ICop. Consecuentemente, la posición neutra pasa por los instantes de transición central, esto es, en MSt y MSw (figura 47).

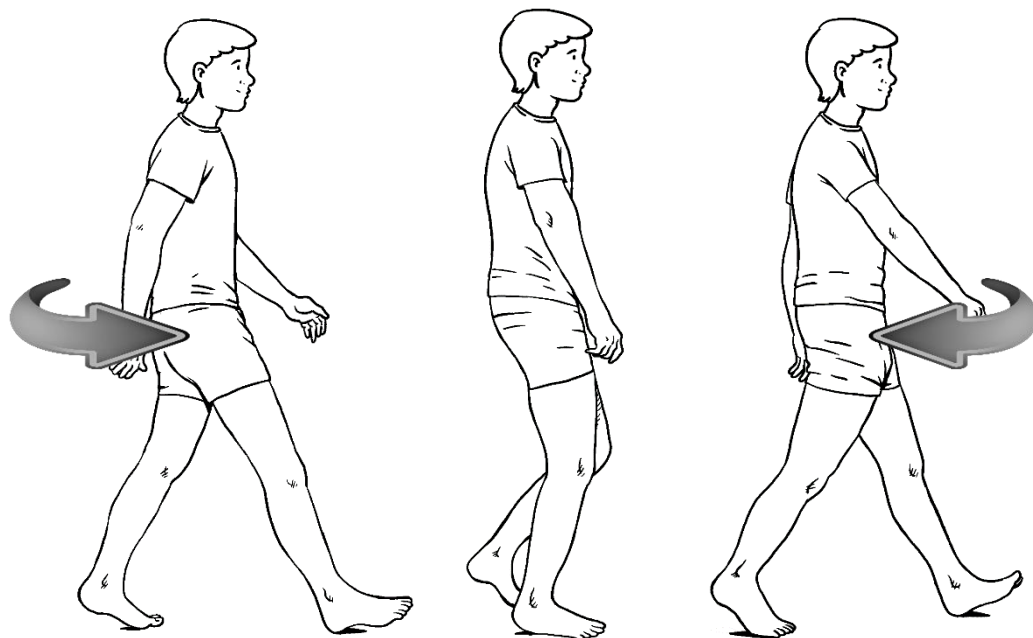


Figura 47- Rotación de la pelvis durante el GC.

A nivel de las palancas óseas de tibia y fémur existe un comportamiento muy similar, pues trabajan sincronizadamente y casi al unísono en este plano. El rango de rotación para la tibia y el fémur, es aproximadamente de unos $7-8^\circ$, aunque la velocidad de movimiento es ligeramente superior en la tibia.

Mientras el pico de rotación interna se obtiene al final de LR, el pico de rotación externa se consigue al final del St. Al inicio del apoyo monopodal, en MSt, se invierte el movimiento y comienza una rotación externa que es máxima al final de PSw (*figura 48*). A partir de TO se inicia una rotación interna que se mantiene durante toda la Sw y que se acelera más durante LR. Recordar que, en esta fase de desaceleración y absorción de la carga, la articulación subastragalina realiza una eversión que da continuidad a la rotación interna que realiza la extremidad inferior en su conjunto.

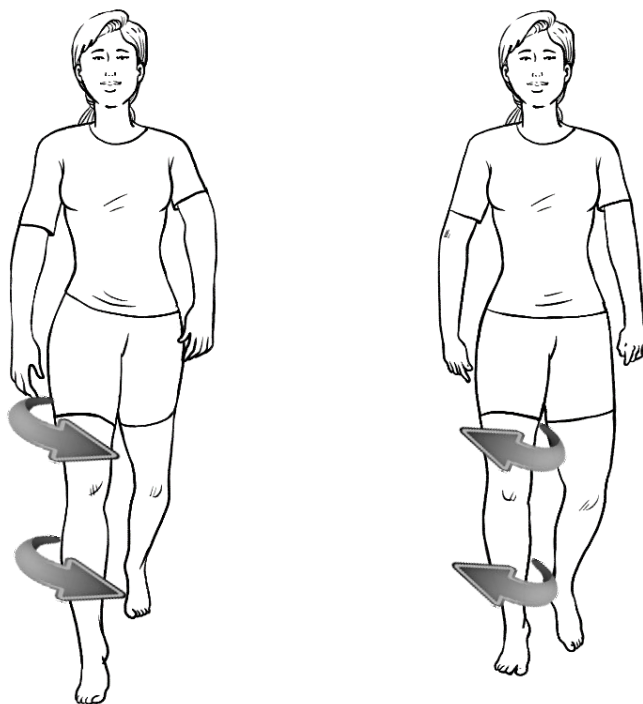


Figura 48- Las palancas óseas rotan internamente durante LR y externamente durante el resto del St.

2.3. Parámetros angulares: unidad pasajero

2.3.1. Extremidades superiores

El balanceo espontáneo de los brazos no parece esencial para la marcha, pues las extremidades superiores se balancean a consecuencia de la aceleración que imprime la unidad locomotora, aunque se ha demostrado que el consumo energético de la marcha incrementa cuando los brazos no se dejan balancear libremente, afirmando así que el balanceo de los brazos no es esencial para la marcha aunque sí mejora su eficiencia.

Con el propósito de evitar una rotación exagerada del cuerpo, este balanceo debe ser contrariado al de las piernas, de modo que la cintura escapular se debe dissociar con respecto a la cintura pélvica, es la desrotación de cinturas (*figura 49*).

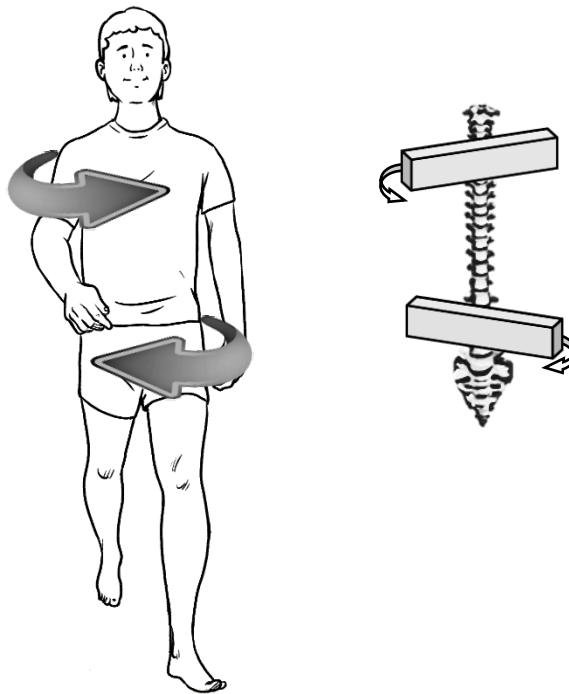


Figura 49- La desrotación de cinturas.

La zona del raquis donde se encuentran las rotaciones opuestas de sus extremos, se localiza alrededor de la séptima vertebra dorsal, zona en donde las fuerzas de torsión se anulan.

Al margen de la disociación entre el brazo y la pierna del mismo lado, también existe una reciprocidad perfecta entre las dos extremidades superiores, ya que mientras un brazo se está flexionando el otro se está extendiendo.

Los picos de mayor desplazamiento y angulación del hombro y del codo, cuyo rango de movilidad es similar, de unos 32° y 30° respectivamente, coinciden con ambos choques de talón. Si bien el codo tiene un cierto retraso con respecto al hombro por el efecto del doble péndulo, los dos arcos de movimiento que se describen para ambas articulaciones cambian su direccionalidad en torno al 0% y al 50% del GC (*tabla 5*).

Tabla 5- Los 2 arcos de movimiento del hombro y del codo.

Arco	Movimiento	GC (%)	Hombro - Pico (°)	Codo - Pico (°)
1°	Flexión	Del 0% hasta el 50%	8°	47
2°	Extensión	Del 50% hasta el 0%	24°	-17

2.3.2. Tronco y cabeza

En términos mecánicos se considera la cabeza como una unidad que descansa sobre el tronco por medio del raquis cervical, aunque en términos neurofisiológicos la visión requiere que la cabeza se mantenga estable y controlada para poder conseguir la horizontalidad de la mirada durante la función de la marcha. Asimismo, la cabeza debe poder realizar movimientos independientes con respecto al tronco y tener la capacidad de ampliar el campo de visión en cualquier momento.

Considerando la cabeza y el tronco como una unidad funcional, se destaca la poca movilidad que tienen estas estructuras durante la marcha. Junto a la pelvis, este conjunto se desplaza hacia arriba y hacia abajo y hacia la derecha e izquierda con un rango de unos 4-5cm para cada eje vertical y horizontal, según se explica en el siguiente apartado para el desplazamiento del centro de masas (CoM).

2.4. Desplazamiento del centro de masas

2.4.1. El centro de masas del cuerpo humano

El CoM es el punto alrededor del cual la masa de ese cuerpo se distribuye homogéneamente, o lo que es lo mismo, es el punto de equilibrio del cuerpo en el que se concentra su masa, permitiendo aplicar en él el origen de la fuerza peso. En el cuerpo humano y para la posición anatómica de la bipedestación, el CoM se halla situado en el interior de la pelvis y justo por delante de la 2ª vértebra sacra (*figura 50*).

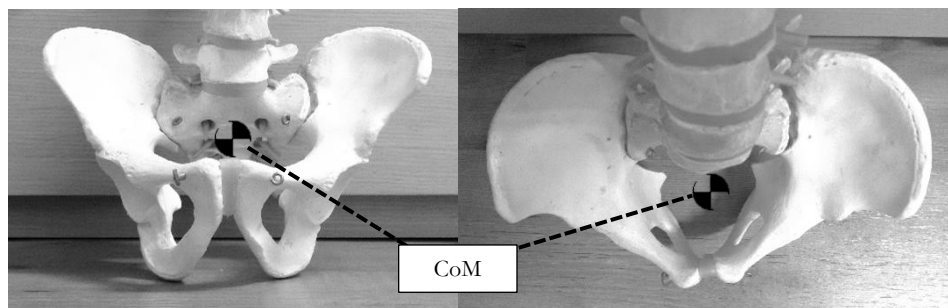


Figura 50- Posición del CoM en el interior de la pelvis para la posición anatómica de bipedestación.

Los desplazamientos que realizan la pelvis, el tronco y la cabeza, difieren ligeramente entre sí a lo largo del GC, siendo mayores los acontecidos a nivel de la pelvis y menores a nivel de la cabeza. Cada una de estas tres estructuras axiales, unidas y articuladas por el raquis, define una trayectoria sinusoidal aplanada puesto que, de lo contrario, supondría un incremento significativo de la actividad muscular y por consiguiente un mayor esfuerzo y desgaste energético.

2.4.2. Desplazamiento vertical

Para el eje vertical se dibuja una doble senoide cuyo rango es de unos 4-5cm. El conjunto del sacro-tronco-cabeza se eleva unos 2-2,5cm coincidiendo con las fases centrales de apoyo monopodal en el 34% y 84% del GC, mientras que descienden otros 2-2,5cm durante las fases de apoyo bipodal en el 10% y 60% del GC (*figura 51*).

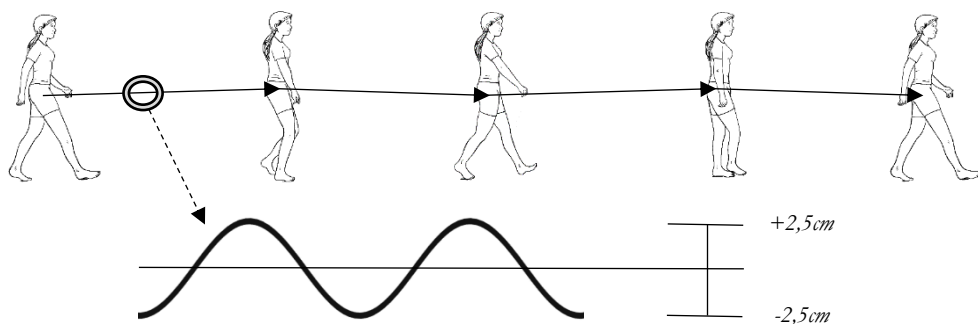


Figura 51- Desplazamiento vertical del CoM durante la marcha.

En las fases de apoyo bipodal, la pierna de atrás propulsa hacia arriba y realiza flexión plantar para compensar lo que sería un descenso brusco y antieconómico del CoM, minimizando la pérdida de altura.

En la fase de apoyo monopodal, la flexión general de la pierna contralateral en Sw junto al descenso de su hemipelvis, minimizan el desplazamiento vertical del CoM y contribuyen a evitar lo que sería un ascenso brusco y antieconómico.

2.4.3. Desplazamiento horizontal

Para el eje horizontal se dibuja una trayectoria sinusoidal simple cuyo rango también es de unos 4-5cm. Las estructuras del conjunto del sacro-tronco-cabeza lateralizan el CoM unos 2-2,5cm hacia la izquierda y hacia la derecha respectivamente.

El máximo instante de desplazamiento lateral se consigue aproximadamente en el 31% y 81% del GC, considerándose neutros los instantes de transferencia del peso en el 0% y 50% del GC (*figura 52*).

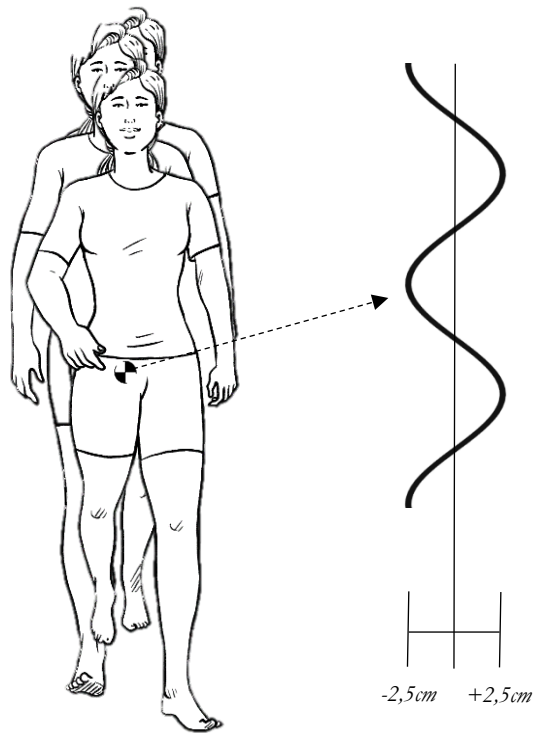


Figura 52- Desplazamiento horizontal del CoM durante la marcha.

3. CINÉTICA

3.1. La pisada fisiológica y el centro de presiones

Los datos cinéticos aportan información relativa al 62% inicial del GC ya que, por medio de las plataformas de fuerza o de presión, registran datos derivados de la interacción existente entre el cuerpo humano y el suelo, es decir, de la pisada. En consecuencia, la información cinética es exclusiva del St.

La pisada fisiológica sigue una secuencia cronológica en la que primero se observa un contacto con el talón, posteriormente el pie contacta toda su planta y, tras la pérdida de contacto del talón en HR, se pierde el contacto definitivo del pie con el suelo a través de sus dedos en general y del hallux en particular.

Dicha secuencia tiene una similitud con determinados modelos mecánicos, primero como una columna amortiguadora en su retropié, después como una bóveda a través de su arco plantar y, finalmente, como una palanca propulsora en su antepié (*figura 53*).

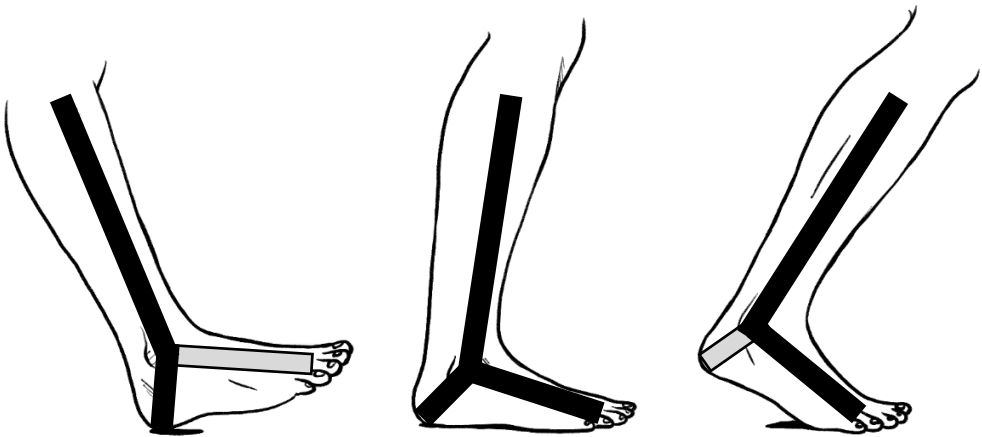


Figura 53- Modelos mecánicos de la secuencia de la pisada fisiológica.

Sin embargo, la imagen de la huella de la pisada fisiológica no es constante y puede presentar variaciones importantes entre la población sana con marcha normal.

El 70% de la población contacta, tras el choque de talón en torno al 2% del GC, con la base y cabeza del quinto metatarsiano e incrementan dicho contacto siguiendo una secuencia de lateral a medial (*figura 54*). En cambio, un porcentaje importante de la población no sigue la esperada trayectoria latero-medial del antepié y, tras el choque de talón, el 22% contacta simultáneamente la cabeza del primer y quinto metatarsiano, mientras que el 8% restante contacta primero medialmente sobre el primer metatarsiano, contactando después en mayor o menor medida con el resto de la zona metatarsal.



Figura 54- Huella plantar representativa de la pisada fisiológica para el 70% de la población.

Según la zona anatómica del pie, el talón es el zona de la planta que mayor presión recibe (presión=fuerza/área), mientras que las presiones más altas para la zona del antepié se hallan bajo las cabezas de los primeros metatarsianos, especialmente del tercero, segundo y sobretodo del primero. Exceptuando el hallux, cuya presión puede llegar a ser del 55% respecto a la presión del talón, los dedos no suelen soportar grandes presiones e incluso pueden no contactar con el piso.

A medida que el pie está más pronado y el arco plantar está más hundido, y también condicionado por un ángulo de Fick aumentado, se incrementa la tendencia medial en la pisada fisiológica. Consecuentemente, la trayectoria del centro de presiones (CoP), punto sobre el cual se aplica la resultante de las fuerzas ejercidas en el campo de presión,

es más interna y el contacto de la huella plantar es más amplio y medial. Por el contrario, la pisada de un pie supinado y el arco plantar elevado tiende a lateralizarse (*figura 55*).



Figura 55- Pisada de un pie pronador, normal y supinador.

Aunque el CoP pueda coincidir con la vertical del CoM en situaciones estáticas, similitud aceptada para el análisis posturoológico de la bipedestación, es un parámetro totalmente independiente del CoM, como se demuestra cuando se analizan funciones dinámicas como el caso de la marcha humana (*figura 56*).

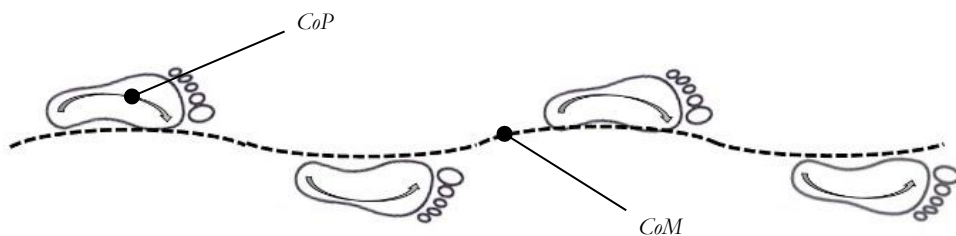


Figura 56- Trayectorias del CoP y del CoM para la marcha humana.

3.2. Las fuerzas externas

El cuerpo humano optimiza las fuerzas externas con las que interactúa para llevar a cabo la función de desplazar el cuerpo hacia delante de un modo eficiente, es decir, minimizando el uso de las fuerzas internas que generan los músculos esqueléticos.

Entre las principales fuerzas externas destaca la fuerza inercia, la fuerza gravedad y la fuerza de reacción del suelo con sus componentes de fricción horizontal y de carga vertical o normal.

3.2.1. Fuerza inercia

Todo cuerpo tiende a seguir en su estado de reposo o de movimiento rectilíneo uniforme a no ser que, otras fuerzas que se impriman sobre él, le obliguen a cambiar su estado. Este antiguo postulado de Galileo y Newton, el primer principio fundamental de la dinámica, señala que cuando un cuerpo se encuentra en movimiento como el caso del cuerpo humano para la marcha, existen fuerzas de fricción externas a él que frenan su tendencia natural a seguir en movimiento.

Consecuentemente, el objetivo del cuerpo humano es mantener constante la velocidad de cruce de la marcha para conseguir que el CoM, además de evitar desplazamientos innecesarios en el eje vertical y horizontal, sea capaz de desplazarse con suavidad y sin sufrir aceleraciones y desaceleraciones abruptas. Por esta razón, las fases de LR y TSt deben armonizarse y sincronizarse a la perfección y para ambos hemicuerpos.

3.2.2. Fuerza gravedad

La acción de la gravedad es tender a hacer caer el cuerpo hacia abajo siempre y, durante un elevado porcentaje del GC, cuando el CoM se proyecta por delante del pie en St, también tiende a hacerlo caer hacia delante. Lógicamente, tras la Sw el pie está obligado

a contactar de nuevo con el piso en IC para restablecer el equilibrio del cuerpo, pues en caso contrario se produciría la caída anterior por el efecto de la gravedad.

Este juego gravitacional es aprovechado por el cuerpo para transformar la energía de la caída en energía cinética. La prueba práctica se obtiene con la marcha sobre una pendiente ascendente, ya que al no existir el descenso del CoM no se puede transferir la energía a movimiento, requiriéndose de mayor participación muscular y consumo energético.

3.2.3. Fuerza de reacción del suelo

Cuando un cuerpo imprime una fuerza sobre otro cuerpo, éste responde al primero con una fuerza igual en módulo y en dirección pero en sentido opuesto. Este antiguo postulado de Newton, el tercer principio fundamental de la dinámica indica que, cuando el pie contacta con el suelo, el suelo responde, en sentido contrario, con una misma fuerza en términos intensidad y orientación, es la GRF.

Debido a que la pisada no es estrictamente vertical y debido a que las zonas de contacto del pie cambian a lo largo del GC, al margen de las aceleraciones y desaceleraciones inconstantes que imprime el cuerpo caminando, es imprescindible un estudio minucioso de la GRF, puesto que el comportamiento cambiante de sus tres características vectoriales influye de un modo diferente para cada instante la biomecánica de la marcha.

Esta respuesta de la fuerza de reacción, no posterior sino instantánea y simultánea a la fuerza de acción, se puede descomponer en dos tipos de componentes:

- 1) Componente vertical o fuerza normal “N”, cuya direccionalidad es ortogonal a la superficie de contacto que, para el caso de la marcha humana en terreno plano, es el suelo.
- 2) Componentes horizontales, las cuales se subdividen en antero-posteriores (A-P) y medio-laterales (M-L), cuyas direccionalidades son perpendiculares entre sí pero paralelas al suelo.

La componente vertical de la GRF es la fuerza de carga que contrarresta la aceleración descendente que imprime a distancia la fuerza de la gravedad, mientras que las componentes horizontales de la GRF, también denominadas fuerzas de rozamiento o de fricción, frenan el movimiento de deslizamiento anterior del talón que acontece durante el rodamiento de talón (*figura 57*) y también generan propulsión durante el rodamiento de antepié (*figura 58*), empujando el cuerpo humano hacia delante.

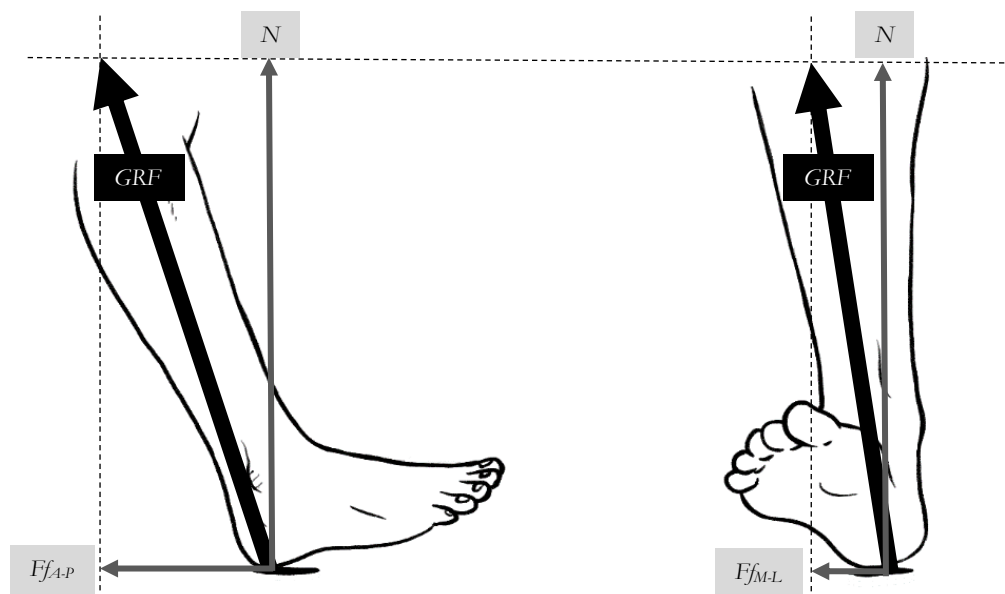


Figura 57- Componentes de la GRF para el rodamiento de talón.

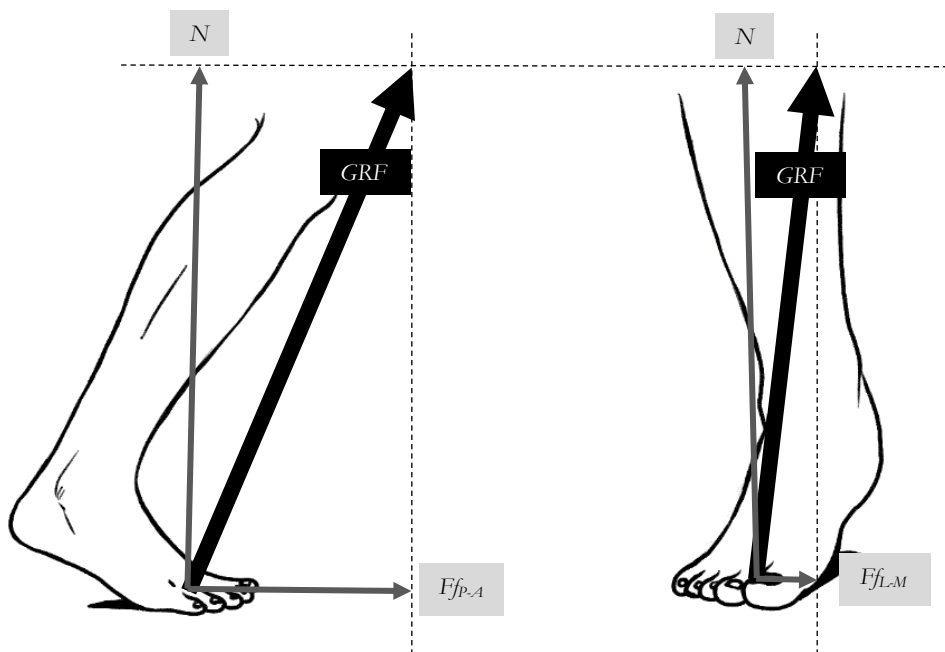


Figura 58- Componentes de la GRF para el rodamiento de antepié.

Además de los parámetros cinemáticos como la longitud de zancada o las angulaciones de la pierna, las fuerzas horizontales de fricción dependen, en gran medida, de la naturaleza del propio suelo y de los materiales que interaccionan entre el pie y el suelo. Una prueba de ello ha sido el desarrollo especializado que la industria del calzado ha realizado en las suelas de los zapatos, con diferente coeficiente de fricción y diseño para adaptarse a los distintos terrenos y requerimientos de la técnica deportiva o funcional (figura 59).



Figura 59- Suelas para marcha deportiva sobre nieve, césped, montaña y suela minimalista multi-superficie.

Así, para una marcha estable y eficiente, la fricción debe ser capaz de contrarrestar y equilibrar las componentes horizontales de frenado en un primer tiempo e impulso en un segundo tiempo, generando la suficiente aceleración ascendente para contrarrestar la fuerza constante de la gravedad.

Cada una de las tres componentes de la GRF está representada con la sigla de cada coordenada del sistema cartesiano. Si bien no existe un consenso universal, una parte importante de los trabajos sobre biomecánica referencian el sistema global del siguiente modo (figura 60): -con la letra “Z” para la dirección vertical; -con la letra “X” para la fuerza A-P; -con la letra “Y” para la fuerza M-L.

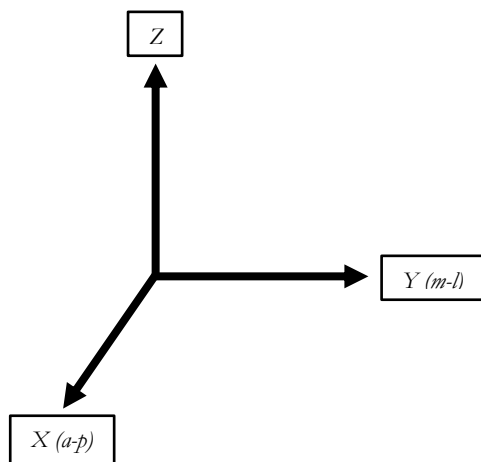


Figura 60- Sistema global de referencia más utilizado, aunque no implementado en todos los estudios en biomecánica.

La representación gráfica de la componente “Z” tiene un patrón estandarizado para la marcha normal que debe dibujar una trayectoria similar al dorso de un camello o la letra “M”, es decir, con dos picos separados por un valle (*figura 61*). El módulo de ambos picos es bastante similar, superando en un 10% el peso del propio sujeto en reposo. Por contra, el módulo del valle está por debajo del peso corporal, aproximadamente un 25% menos.

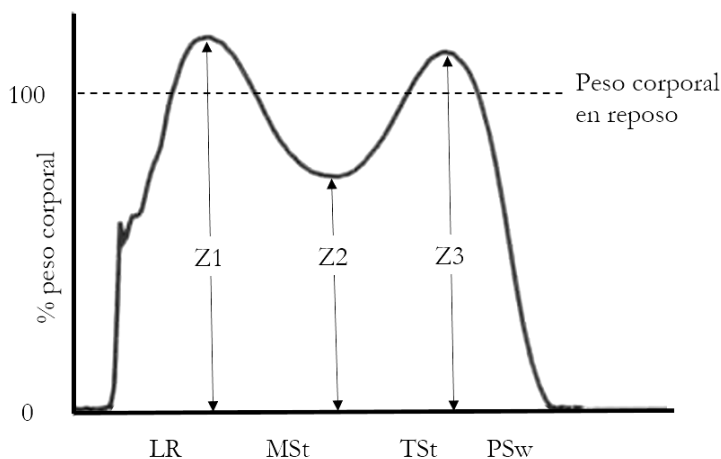


Figura 61- Trayectoria gráfica normal para la componente vertical “Z” de la GRF.

El primer pico “Z1”, equivalente al 117% del peso corporal, coincide con el descenso del CoM en el final de LR, reflejando el efecto de la amortiguación y desaceleración.

La depresión posterior en el valle “Z2”, coincide con la elevación del CoM en MSt e inicio de TSt y equivale al 75% del peso corporal. Aunque el sujeto se encuentre en apoyo monopodal, la GRF reporta un módulo que es inferior al peso del cuerpo gracias a las acciones dinámicas del cuerpo, debido principalmente a la elevación de la extremidad inferior contralateral que entra en Sw y los péndulos balísticos de las extremidades superiores (*figura 62*).

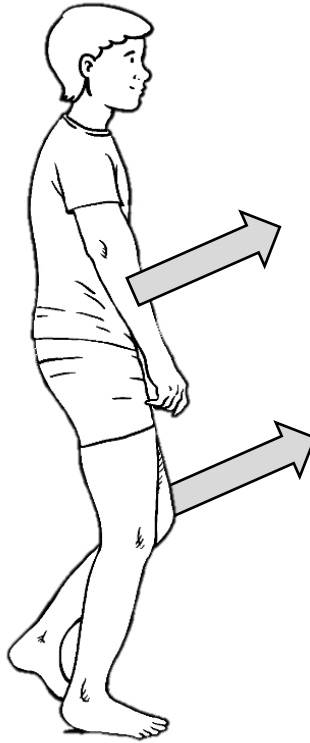


Figura 62- Mecanismos implicados en la disminución de la carga vertical durante MSt.

El tercer pico “Z3”, equivalente al 109% del peso corporal, acontece en pleno proceso propulsor y acelerador de TSt.

La velocidad es uno de los factores moduladores de la función que mayormente condicionan esta trayectoria. Mientras que una marcha lenta aplanan la curva, una marcha rápida aumenta los picos (Z1 y Z3) y ahonda el valle (Z2).

También cabe atender que, debido a que los valores reportados pertenecen únicamente a un solo pie, la carga total que recibe el cuerpo humano en su conjunto durante los apoyos bipodales es mucho mayor, puesto que al sumarse las cargas de ambos pies durante LR y Psw, se llega a superar el 140% el peso corporal (*tabla 6*).

Tabla 6- Carga total del cuerpo humano durante LR y PSw.

	% GC						
	0-12	12-30	30-50	50-62	62-75	75-87	87-100
Pierna D (análisis GC)	LR	MSt	TSt	PSw	ISw	MSw	TSw
Pierna I (contralateral)	PSw	ISw + MSw + TSw		LR	MSt + TSt		

Por otro lado, las fuerzas horizontales se producen cuando la GRF no se halla ortogonal al suelo, desviación que sucede en mayor o menor medida durante la mayoría del St. Lógicamente los módulos de “X” e “Y” son mucho menores que los de “Z”.

Durante la primera mitad del St la dirección de “X” es posterior y, en torno al 35% del GC, se va anteriorizando para empujar el cuerpo hacia delante. Las componentes posterior y anterior de “X” tienen un módulo del 19% y 22% del peso corporal respectivamente.

En cambio, para “Y” existe un predominio latero-medial durante casi todo el St debido al efecto de rotación externa de la extremidad inferior, exceptuando la caída pronadora e interna durante LR, fase en la que se observa una direccionalidad medio-lateral. Ambas componentes medio-lateral y latero-medial de “Y” tienen un módulo que no superan el 5% del peso corporal (tabla 7).

Tabla 7- Módulo de las componentes horizontales de la GRF durante el GC.

Componente horizontal GRF	GC (%)	Peso corporal (%)
X-posterior	Del 0% hasta el 35%	19%
X-anterior	Del 35% hasta el 62%	22%
Y-medio-lateral	Del 0% hasta el 12%	5%
Y-latero-medial	Del 12% hasta el 62%	4%°

3.3. El Momento de la fuerza de reacción del suelo

3.3.1. Concepto de Momento de fuerza

También denominado torque o par torsión, el Momento de una fuerza es una magnitud vectorial que define el “esfuerzo de torsión” de una determinada fuerza sobre un determinado cuerpo.

Para determinar el giro o la tendencia de giro que genera o tiende a generar la fuerza sobre el cuerpo, es decir, el Momento de fuerza, en primer lugar se debe conocer el punto de aplicación de la fuerza. En segundo lugar, se debe calcular el producto entre el módulo de la fuerza y la distancia mínima comprendida entre el punto de aplicación de ésta y el eje de rotación del cuerpo ($M=F \cdot d$).

Evidentemente, cuando la fuerza pasa por el eje de rotación no se genera ningún Momento porque la distancia es igual a cero. De este modo y debido al producto entre una fuerza y una distancia, la unidad del Momento es el newton*metro (N·m).

En el caso de la marcha humana, el paso de las fuerzas corporales es dinámico y por tanto cambiante en relación a los centros articulares de la extremidad inferior, los cuales también se mueven y cambian a lo largo del GC (*figura 63*). Es por ello que en los siguientes epígrafes, se abordarán los Momentos de la GRF durante el período de St y para cada nivel articular de la extremidad inferior.

Puesto que la base de la GRF corresponde al CoP, su trayectoria es la misma a la descrita anteriormente para la pisada fisiológica, postero-anterior y latero-medial.

El dinamismo de las fuerzas requiere, además de la información cinética que registran las plataformas de fuerzas, de la información cinemática que registran las cámaras y que posicionan en el espacio a los marcadores corporales según el sistema global de referencia, obtenido previamente en el laboratorio durante el proceso de calibración.

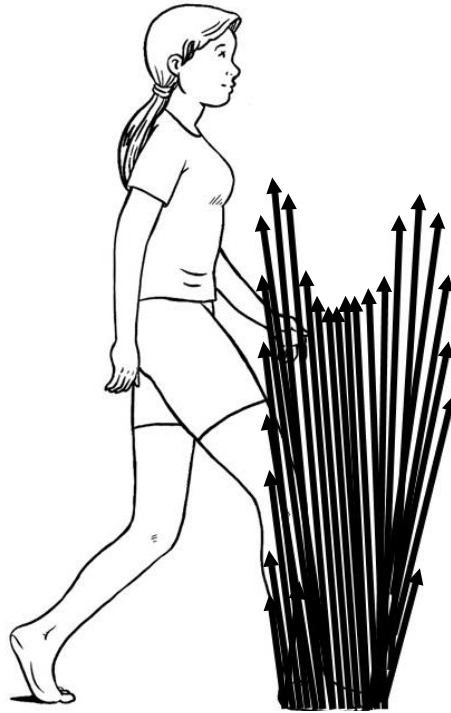


Figura 63- Dinamismo del módulo, dirección y sentido de la GRF, así como su traslación A-P durante el St.

Consecuentemente, el cálculo del Momento articular requiere de un estudio de dinámica inversa, formado por algoritmos que combinan operaciones matemáticas entre los datos cinéticos y cinemáticos que contemplan la posición relativa del CoM de cada segmento anatómico, como la inercia fuerza y la antropometría. Sin embargo, la magnitud de este cálculo es aproximadamente equivalente al producto del paso de la GRF por la distancia perpendicular entre el centro articular de rotación y el paso de la GRF.

El Momento de la GRF cobra especial relevancia en términos de actividad muscular, ya que, a causa del efecto rotatorio que producen las fuerzas externas, se deduce que existen unas fuerzas internas que las contrarresten para mantener el cuerpo en constante equilibrio.

De este modo, el Momento externo de la GRF revela el Momento interno, es decir, revela de forma generalizada e indirecta la actividad muscular existente.

3.3.2. Complejo tobillo-pie

Cuando el vector de la GRF se proyecta por detrás del centro articular del tobillo se genera un Momento plantiflexor, provocando una tendencia a la rotación que generaría

el movimiento de flexión plantar del complejo tobillo-pie (*figura 64*).

Por el contrario, cuando la GRF pasa por delante del tobillo se genera un Momento dorsiflexor (*figura 65*).

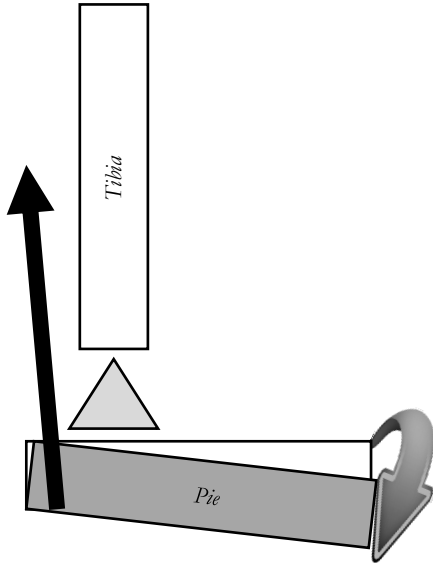


Figura 64- Una fuerza ascendente y posterior al complejo tobillo-pie genera un momento plantiflexor.

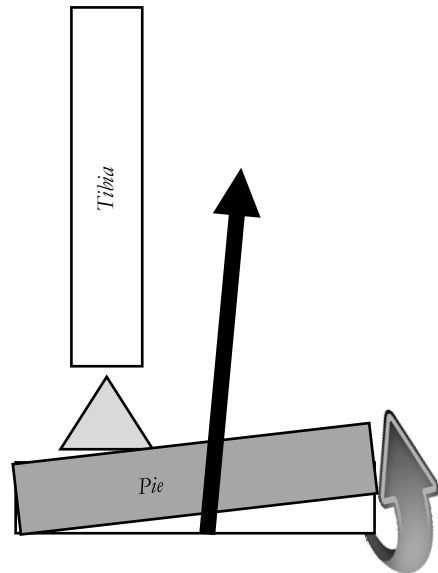


Figura 65- Una fuerza ascendente y anterior al complejo tobillo-pie genera un momento dorsiflexor.

Justo en los instantes inmediatos al choque de talón es habitual observar una súbita verticalización anteriorizada de la GRF (*figura 66*).

El motivo de este comportamiento responde al gesto que realiza el sujeto para asegurar la fijación del talón en el suelo, es decir, para evitar un eventual resbalón el sujeto realiza una sutil fuerza postero-anterior de manera que la fuerza de fricción resultante o componente horizontal de la GRF tiene un sentido antero-posterior.

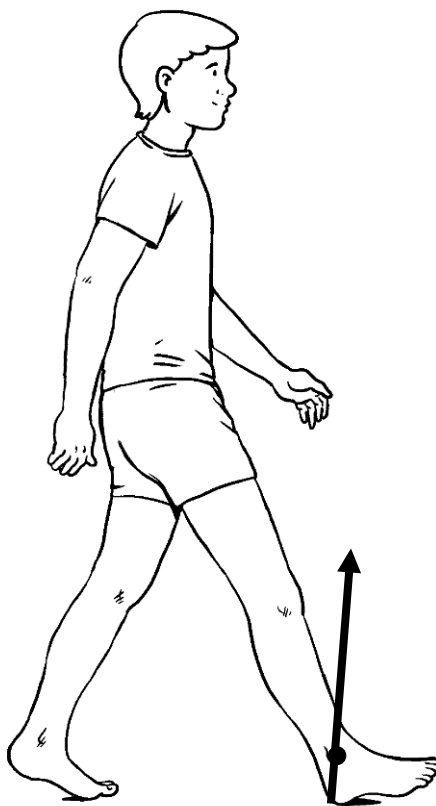


Figura 66- Súbita anteriorización de la GRF en IC.

Tras este destello vertical de la GRF, la fuerza se dirige inmediatamente hacia posterior y su paso por detrás del tobillo únicamente perdura hasta el 5% del GC, situándose su pico en torno al 2% del GC (figura 67).

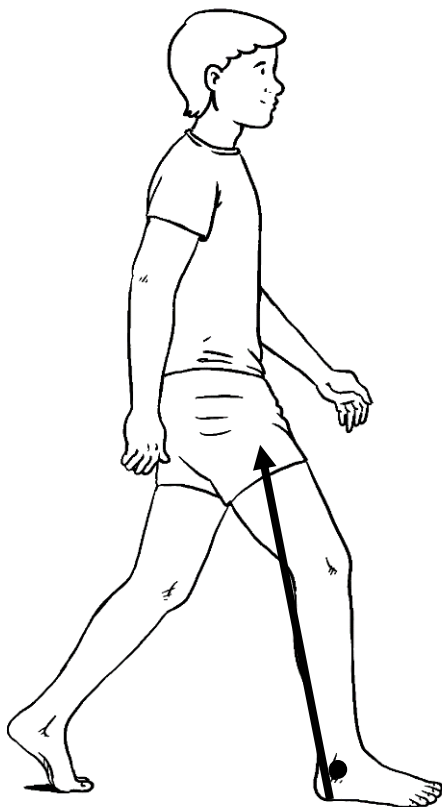


Figura 67- El Momento plantiflexor está comprendido entre el 0-5% del GC.

A partir de este instante y hasta el final del St, el vector se proyecta anteriormente al eje rotacional del tobillo, situándose su pico en la parte final de TSt, en torno al 45% del GC (figura 68).

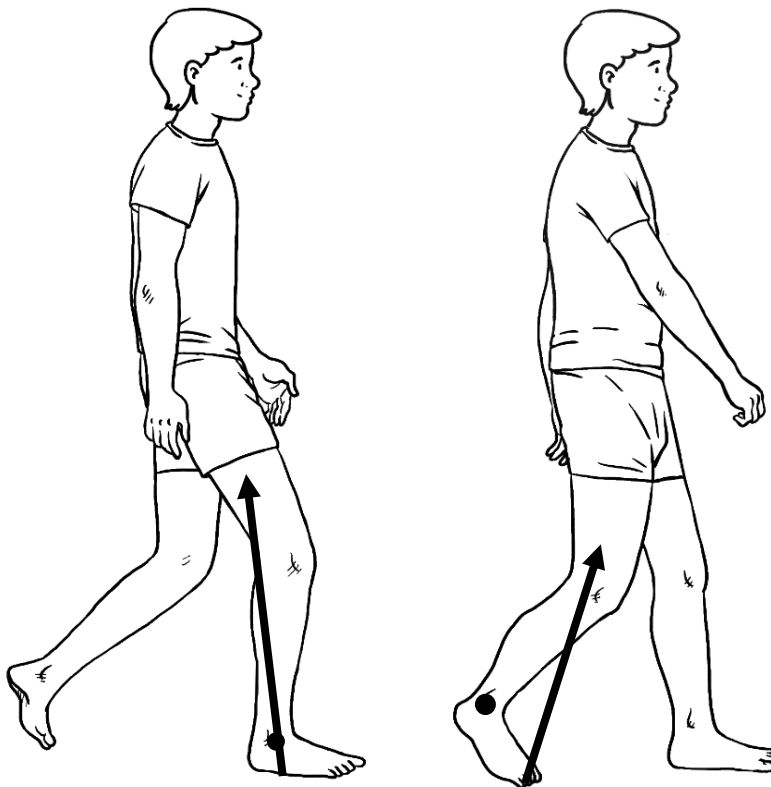


Figura 68- El Momento dorsiflexor está comprendido entre el 5-62% del GC.

3.3.3. Rodilla

Cuando el vector de la GRF se proyecta por detrás del centro articular de la rodilla se genera un Momento flexor, provocando una tendencia a la rotación del segmento tibia que generaría la flexión de la rodilla (*figura 69*).

Por el contrario, cuando la GRF pasa por delante de la rodilla se genera un Momento extensor (*figura 70*).

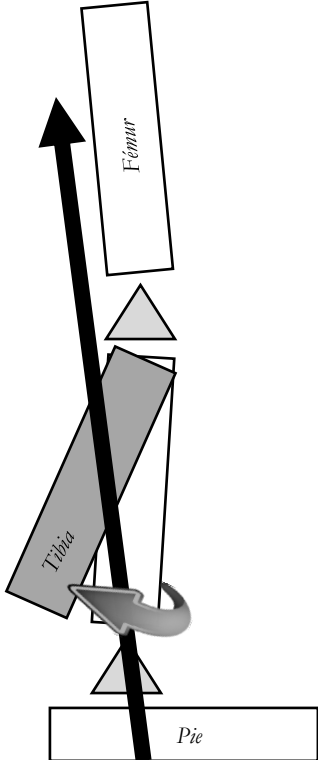


Figura 69- Una fuerza ascendente y posterior a la rodilla genera un momento flexor.

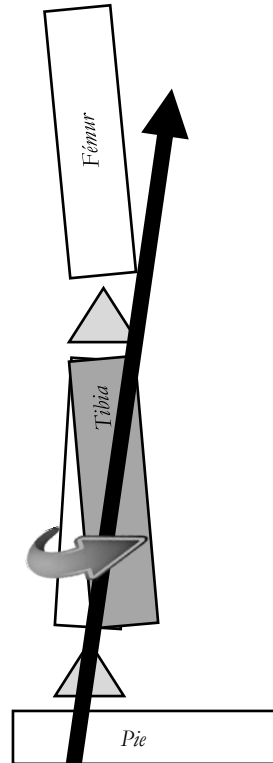


Figura 70- Una fuerza ascendente y anterior a la rodilla genera un momento extensor.

A lo largo del GC se observan 4 olas o patrones de fuerza angular.

En los primeros instantes de LR el Momento es extensor (*figura 71*), aunque dentro de esta fase, en torno al 3% del GC, se invierte porque el paso de la GRF se posterioriza a la rodilla, generándose así un Momento flexor (*figura 72*).

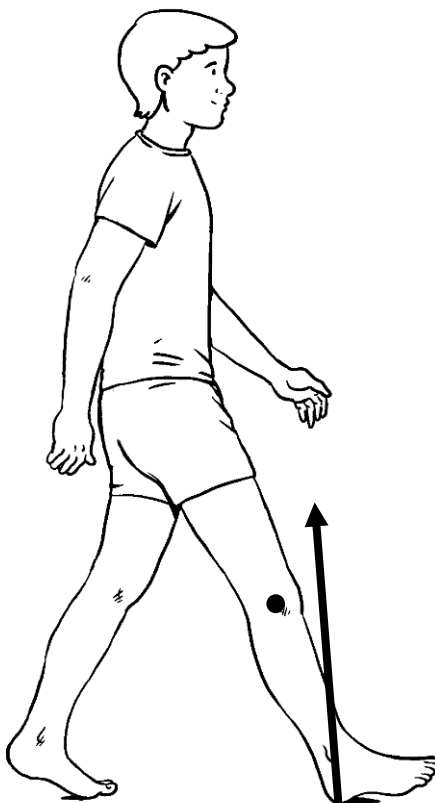


Figura 71- La 1ª ola angular de la rodilla es extensora y está comprendida entre el 0-3% del GC, mientras que la 2ª es flexora y está comprendida entre el 3-22% del GC.

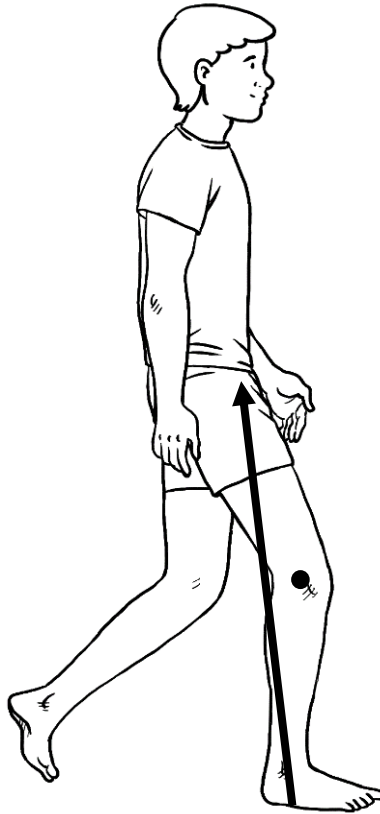


Figura 72- La 2ª ola angular de la rodilla es flexora y está comprendida entre el 3-22% del GC.

El posteriorizado vector de la GRF avanza hasta la mitad de MSt y, en torno al 22% del GC, se proyecta a nivel del centro articular de la rodilla, generando justo en este instante un Momento nulo ($\Sigma M=0$) (*figura 73*).

Sin embargo, el vector seguirá desplazándose armoniosamente hacia delante e incrementará el Momento extensor hasta el 35% del GC. A partir de este instante disminuirá el Momento extensor hasta el 42% del GC (*figura 74*), iniciándose aquí la cuarta y última ola de fuerza angular.

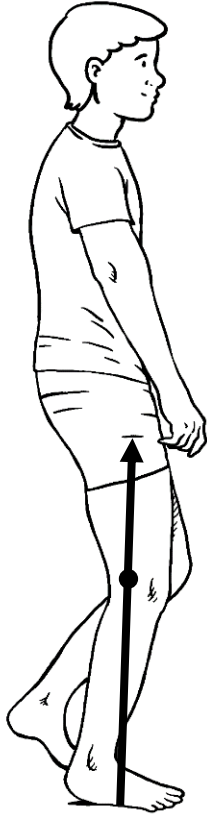


Figura 73- En torno al 22% del GC no existe ningún par torsión a nivel de la rodilla porque la distancia entre el paso de la GRF y el centro articular es inexistente.

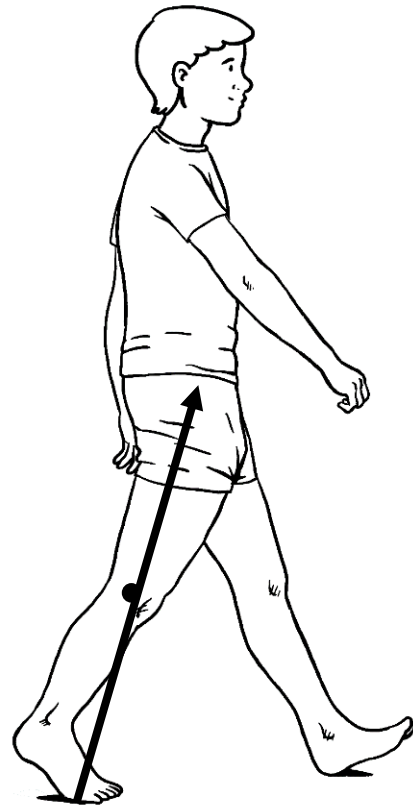


Figura 74- La 3ª ola angular de la rodilla es extensora y está comprendida entre el 22-42% del GC.

El nuevo Momento flexor perdurará hasta TO, aunque su pico se hallará antes, en torno al 52% del GC, a causa de una disminución importante del módulo de la GRF (*figura 75*).

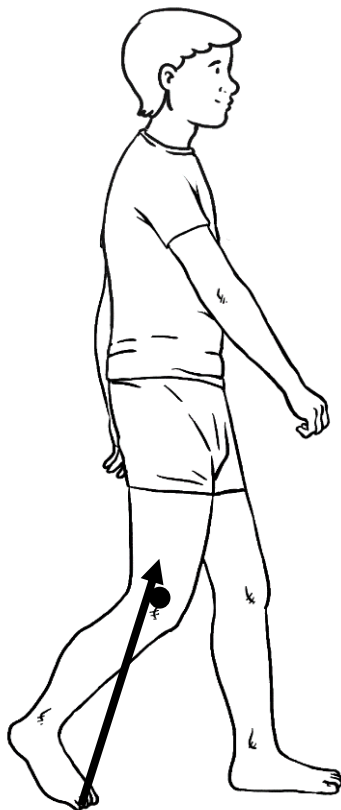


Figura 75- La 4ª ola angular de la rodilla es flexora y está comprendida entre el 42-62% del GC.

3.3.4. Cadera

Cuando el vector de la GRF se proyecta por detrás del centro articular de la cadera se genera un Momento extensor, provocando una tendencia a la rotación del segmento fémur que provocaría la extensión de la cadera (*figura 76*).

Por el contrario, cuando la GRF pasa por delante de la cadera se genera un Momento flexor (figura 77).

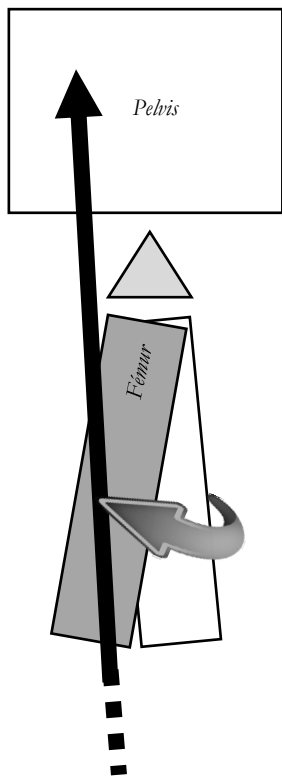


Figura 76- Una fuerza ascendente y posterior a la cadera genera un momento extensor.

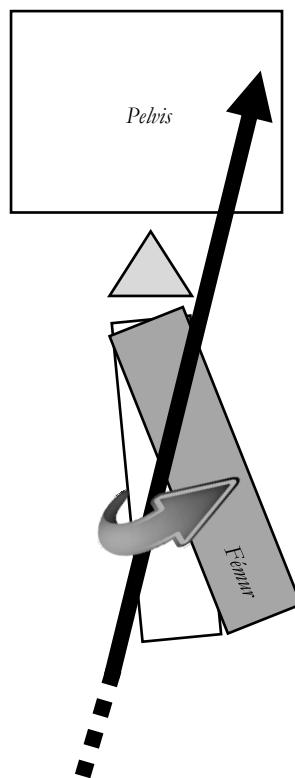


Figura 77- Una fuerza ascendente y anterior a la cadera genera un momento flexor.

Únicamente se observan 2 olas o patrones de fuerza angular para la cadera.

Durante LR y hasta el 20% del GC el Momento es flexor aunque su pico máximo se sitúa mucho antes debido a la gran distancia comprendida entre la proyección de la GRF y la cadera, en torno al 3% del GC (*figura 78*).

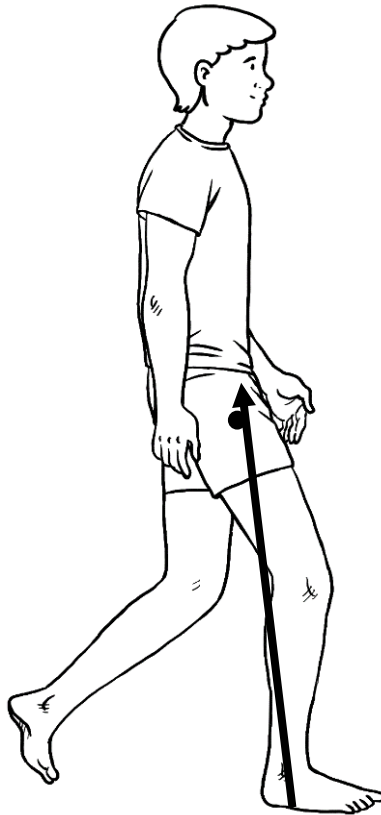


Figura 78- El Momento flexor está comprendido entre el 0-20% del GC para la cadera.

Posterior al 20% del GC (*figura 79*) y hasta el final del St, el Momento se invierte a extensor y su pico se halla en torno al 49% del GC. A partir de este instante, en PSw, disminuye rápidamente hasta desaparecer en TO (*figura 80*).

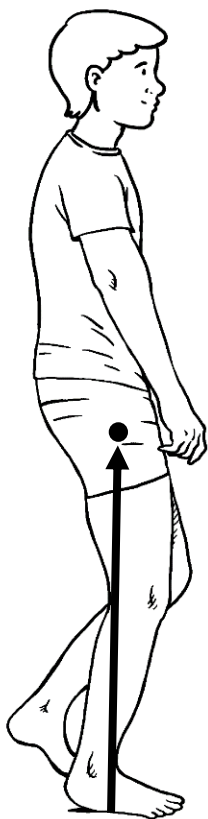


Figura 79- En torno al 20% del GC no existe ningún par torsión a nivel de la cadera porque la distancia entre el paso de la GRF y el centro articular es inexistente.

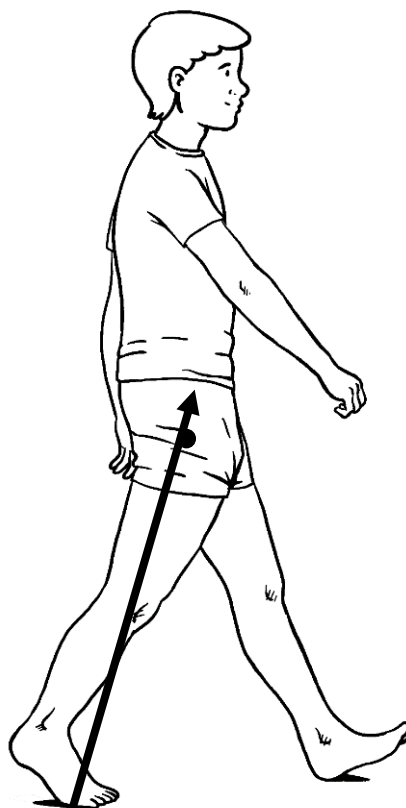


Figura 80- El Momento extensor está comprendido entre el 20-62% del GC para la cadera.

4. ELECTRTOMIOGRAFÍA

4.1. Particularidades de la actividad muscular

4.1.1. Registro mioeléctrico

Si bien se puede conocer de forma indirecta el Momento interno que genera la musculatura en su conjunto, a partir de la GRF y de los datos cinemáticos, en realidad se desconoce en qué medida y en qué instante se activa cada músculo. Este hecho pone de relieve la necesidad del registro EMG individualizado ya que, sólo a través de los datos concretos y aislados de cada músculo seleccionado, se puede conocer con exactitud cómo y cuándo participa durante la actividad funcional analizada, en este caso durante la habilidad de la marcha humana.

Para obtener información relativa a la actividad muscular se registra la actividad eléctrica que genera la propia contracción muscular.

El método directo y más fiable para el registro de la actividad eléctrica del músculo se realiza mediante la colocación intramuscular de unos electrodos de aguja. Debido a su naturaleza invasiva, este sistema condiciona demasiado la naturalidad del movimiento humano estudiado y por ello no es tan utilizado en el ámbito de la biomecánica funcional como los sistemas que utilizan electrodos de superficie (*figura 81*).

Para cada músculo, los electrodos de superficie se colocan sobre la piel en un punto en el que se maximice la señal del músculo diana, minimizando la interferencia de los músculos vecinos o situados en planos más profundos o superficiales. Para la localización anatómica de este punto que coincide con el vientre muscular, se aconseja seguir las recomendaciones de SENIAM “*Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles*”, protocolizada en dos tiempos:

Pasivamente \Rightarrow por medio de descripciones anatómicas preestablecidas y referencias antropométricas aceptadas.

Activamente \Rightarrow por medio de la palpación y solicitando al sujeto la contracción/relajación/contracción pertinente para cada músculo (figura 82).

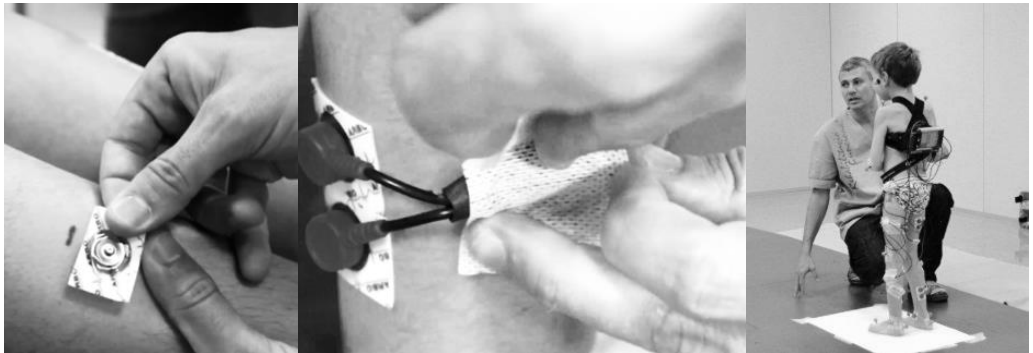


Figura 81- Sistema de EMG de superficie. Una vez colocados los adhesivos para electrodos, se colocan los electrodos para cada músculo a analizar y se fija el cableado para evitar artefactos de movimiento en la señal amplificada.



Figura 82- Localización pasiva, preparado de la piel para reducir la impedancia de la piel (rasurado del vello, frotado de la piel y limpieza con alcohol de la zona) y localización activa del vientre muscular del tibial anterior.

Una de las principales limitaciones del sistema de EMG de superficie es la debilidad de la señal eléctrica registrada bajo la piel, requiriéndose de amplificadores que actúen sobre la ganancia de la señal. Además, estos sistemas están limitados al registro de músculos superficiales, ya que las señales de músculos profundos como el iliopsoas, se ven alteradas por el efecto filtrante de las capas de tejido, así como la interferencia de músculos situados en un plano más superficial.

4.1.2. Actividad tónica y fásica

La intensidad de la actividad muscular durante las acciones funcionales en general es la mínima y la justa, pues lo que pretende el ser humano no es más que conseguir su objetivo funcional de la manera más fácil posible y con el mínimo coste energético. En el caso particular de la marcha humana, parte de la eficiencia funcional se consigue porque ningún músculo de la extremidad inferior se activa más del 10% de su contracción máxima a lo largo del GC.

Justamente, debido a la refinada modulación muscular realizada en unos niveles tan bajos y ajustados de contracción, no es una tarea fácil determinar el nivel de actividad fásica de un músculo. Por tanto, resulta complicado dirimir entre el estado de reposo basal o tono muscular, consistente en pequeñas contracciones de unidades musculares cambiantes que generan un determinado nivel de tensión residual en el músculo, y una contracción fásica de baja intensidad.

Cuando la actividad fásica del músculo es evidente, el estado basal del músculo queda claramente diferenciado de la contracción funcional. Sin embargo, a menudo existe una intensidad de contracción menor que, aunque voluntaria e intencionada en términos de funcionalidad, no es considerada como actividad fásica por algunos investigadores (*figura 83*).

Junto a la variabilidad metodológica de la EMG, este hecho explica en gran parte las divergencias bibliográficas existentes en torno a la representación EMG del GC. Si por un lado existe una cierta variabilidad entre los autores e incluso falta de consenso, por otro lado se manifiestan estas diferencias dentro de un rango comprensible de variabilidad y se manifiesta un patrón muy similar de actividad muscular fásica.

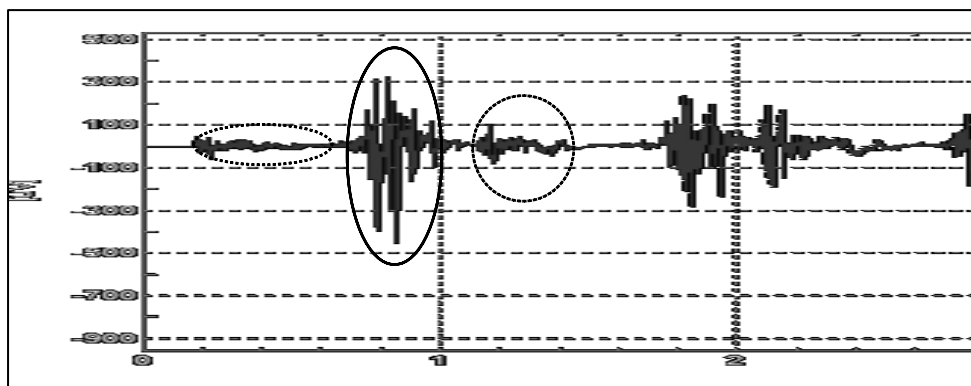


Figura 83- Señal cruda (sin rectificar ni suavizar) de la actividad muscular de un tibial anterior durante el GC. Se destacan 3 zonas: -tónica; -fásica; - actividad susceptible de ser interpretada como fásica (círculo con trazado discontinuo).

4.1.3. Músculos biarticulares y contracción excéntrica

En beneficio de un correcto entendimiento de la marcha humana, existen un par de aspectos que se deben considerar para una interpretación apropiada de la actividad muscular que se realiza a lo largo del GC.

El primer aspecto consiste en la posibilidad de que el músculo analizado cruce a más de una articulación. Si por un lado se sabe que un músculo debe cruzar una articulación para movilizarla, es imprescindible reconocer cuáles son los músculos que anatómicamente atraviesan a dos articulaciones, pues a través de su contracción puede movilizar a ambas. El caso del recto femoral del cuádriceps, por ejemplo, cruza a la cadera flexionándola y a la rodilla extendiéndola (*figura 84*).

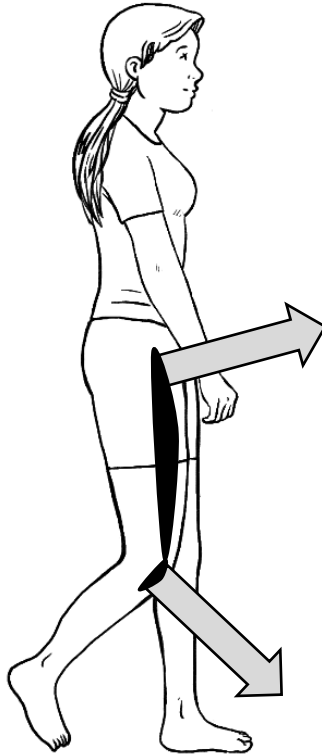


Figura 84- Músculo biarticular con funciones distintas en cada articulación que atraviesa.

El segundo aspecto a tener en cuenta está relacionado con la naturaleza quinesiológica de la marcha durante el periodo de St. Concretamente, los movimientos proximales del cuerpo se realizan sobre un pie que está fijo en el suelo, es decir, se realiza en cadena cinética cerrada. Este hecho provoca que una gran parte de las contracciones musculares se realicen con el propósito de frenar y controlar el movimiento inercial generado. Cuando se realiza este tipo de contracción que desacelera la velocidad, denominada contracción excéntrica, la actividad del músculo se acompaña de una elongación mecánica de la estructura muscular.

Tomando la flexo-extensión del complejo tobillo-pie como apoyo explicativo de los tres tipos de contracción muscular, se analiza el comportamiento del tibial anterior y de los gastrocnemios durante el St. Previo al evento de IC, el tibial anterior mantiene un nivel de actividad que es relativamente constante en términos de elongación, de modo que realiza una contracción isométrica (*figura 85*).

Inmediatamente después de este evento, además de incrementar la intensidad en su actividad, el tibial anterior también se alarga mecánicamente y realiza una contracción excéntrica (*figura 86*).

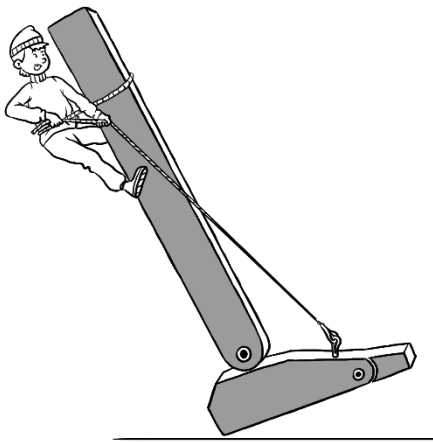


Figura 85- Contracción isométrica.

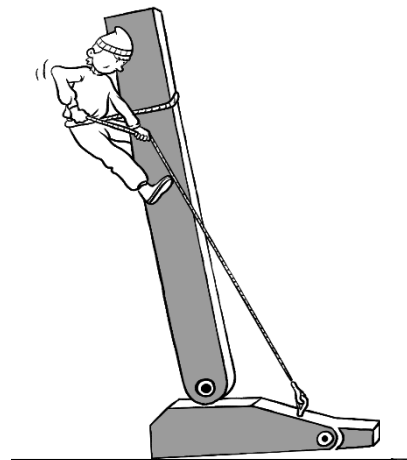


Figura 86- Contracción excéntrica.

Por este motivo aunque el movimiento que se observa durante el rodamiento de talón es la caída del pie o flexión plantar, el músculo que frena y controla dicha caída es un músculo dorsiflexor, en este caso el tibial anterior.

Tras la sincronizada transición de los músculos agonistas y antagonistas durante MSt, en la que el tibial anterior deja de activarse y en la que los gastrocnemios se preparan para contraerse de modo casi inmediato (*figura 87*), se tracciona cranealmente el calcáneo por medio del tendón de Aquiles a partir de la actividad contráctil en acortamiento del músculo, realizándose de este modo una contracción concéntrica en los gastrocnemios (*figura 88*).

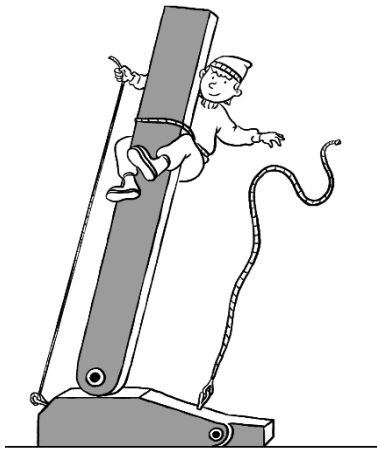


Figura 87- Transición de no activación.

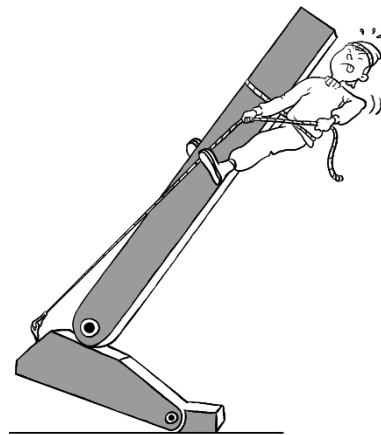


Figura 88- Contracción concéntrica.

De tal forma, en la marcha humana existan contracciones excéntricas y contracciones concéntricas. A nivel concéntrico y gracias al aprovechamiento del factor inercial de la marcha, se pueden iniciar los movimientos segmentarios y acelerar la unidad pasajero hacia delante y hacia arriba con una activación de baja intensidad. Es por ello que, la actividad muscular tiene mayor intensidad a nivel excéntrico, puesto que se debe conseguir la desaceleración de los movimientos, la absorción de impactos y el control y gestión en la transferencia de fuerzas como el peso corporal.

4.2. Actividad muscular

4.2.1. Complejo tobillo-pie

Debido a que el control de la articulación subastragalina es crucial en las fases iniciales del St y determinante para el devenir durante toda la pisada fisiológica, el criterio con el que se agrupan los músculos del pie se realiza siguiendo el eje comprendido entre la tuberosidad postero-externa del calcáneo y el cuello del astrágalo, es decir, el eje de la articulación subastragalina o eje de Henke (*figura 89*).

Los músculos que se insertan medialmente a este eje contribuyen a realizar movimientos de flexión plantar, supinación y-o aducción, es decir, se tratan de músculos inversores, mientras que los músculos que se insertan lateralmente al eje de Henke contribuyen a la flexión dorsal, pronación y-o abducción, es decir, se tratan de músculos eversores.

Por otro lado, los músculos dorsiflexores y plantiflexores se determinan a través de su posición anatómica con respecto al eje bimalleolar de la pinza que realiza la tibia y el peroné con el astrágalo, quedando en la parte anterior los músculos que flexionan el pie y en la parte posterior los músculos numerosos y potentes que extienden el pie (*figura 90*).

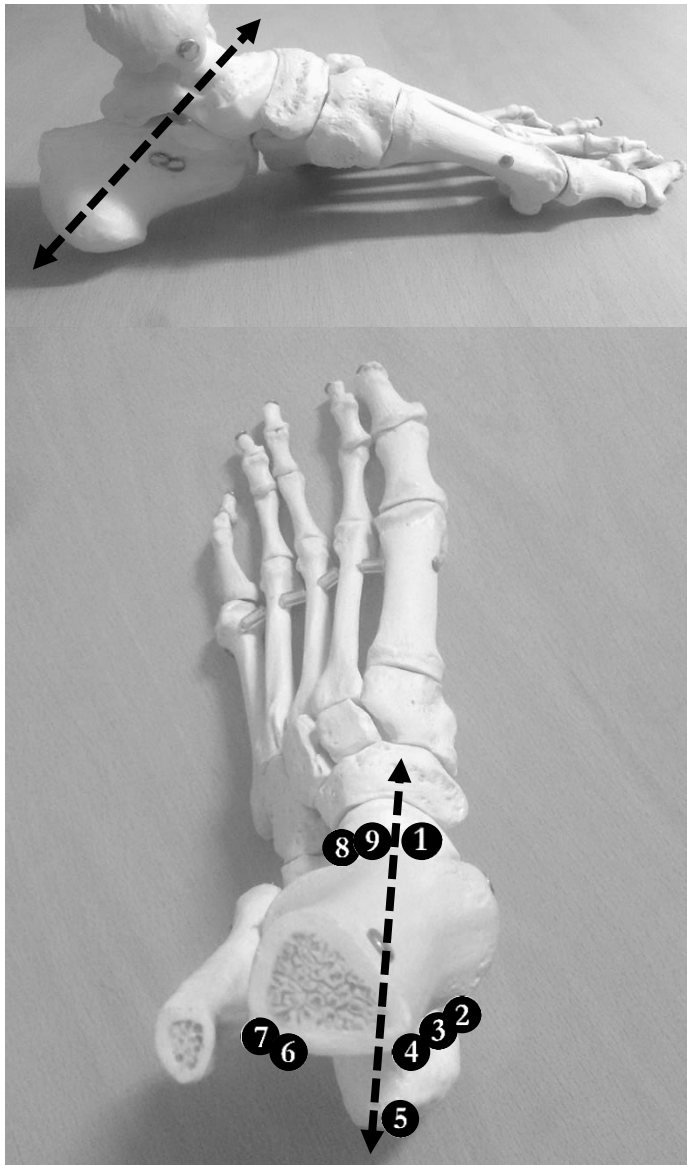


Figura 89- El eje de Henke delimita medialmente a los músculos inversores del tibial anterior (1), tibial posterior (2), flexor largo común de los dedos (3), flexor largo del hallux (4) y sóleo-gastrocnemios (5), y delimita lateralmente a los músculos eversores del peroneo lateral corto (6), peroneo lateral largo (7), extensor largo común de los dedos (8) y extensor largo del hallux (9).

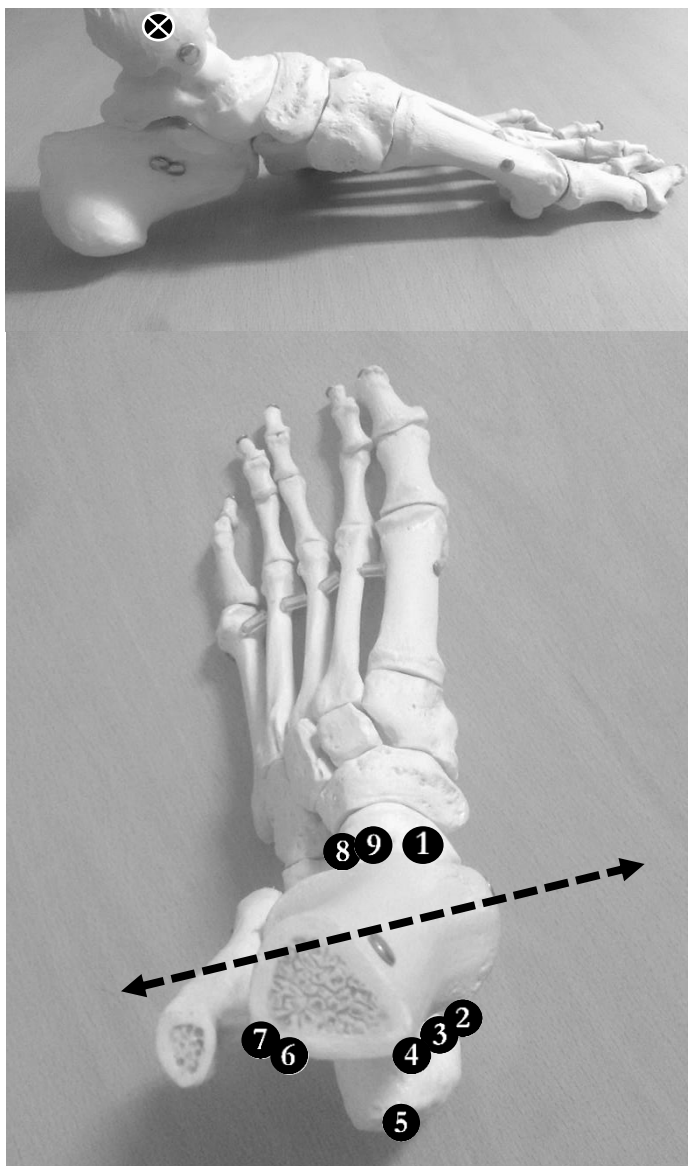


Figura 90 - El eje bimalleolar de la articulación peroneo-tibial-astragalina delimita anteriormente a los músculos dorsiflexores del tibial anterior (1), extensor largo común de los dedos (8) y extensor largo del hallux (9), y delimita posteriormente a los músculos plantiflexores del tibial posterior (2), flexor largo común de los dedos (3), flexor largo del hallux (4), sóleo-gastrocnemios (5), peroneo lateral corto (6) y peroneo lateral largo (7).

Durante el St se activan más los músculos plantiflexores mientras que durante la Sw se activan más los dorsiflexores (*figura 91*).

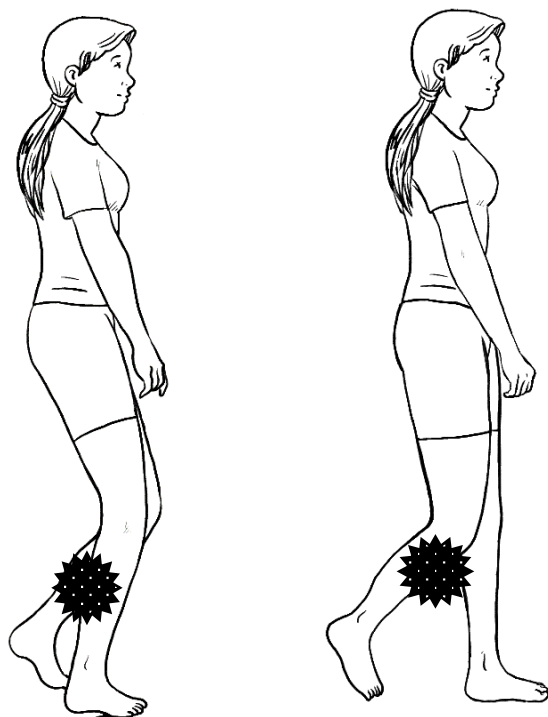


Figura 91- Predominancia de activación en los músculos plantiflexores durante el St y dorsiflexores durante la Sw.

Entre los principales conceptos biomecánicos que se presentan en términos de activación muscular a lo largo del GC para el complejo tobillo-pie se destaca:

- Los músculos dorsiflexores del tibial anterior, extensor largo del hallux y extensor largo común de los dedos, se activan excéntricamente durante el rodamiento de talón para frenar la caída inercial del pie (*figura 92*).
- El sóleo es el músculo más grande del complejo tobillo-pie y juega un papel estabilizador crucial durante el rodamiento de tobillo, pues frena el avance inercial de la tibia, evitando que dicho avance sea excesivo (*figura 93*).



Figura 92- Control del descenso del pie durante el rodamiento de talón a cargo de la actividad excéntrica de los músculos pretibiales o dorsiflexores.

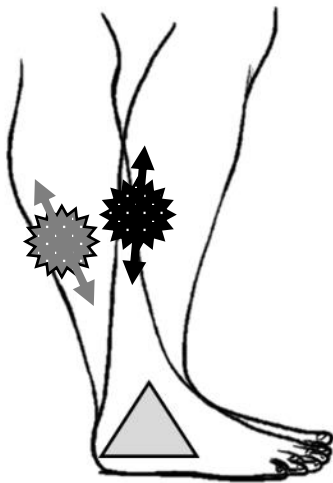


Figura 93- Control de la anteriorización de la tibia durante el rodamiento de tobillo a cargo de la actividad excéntrica del sóleo.

- Los músculos inversores en general y supinadores en particular desaceleran la pronación natural del pie que acontece durante LR, participando de este modo en la absorción de la carga tras el impacto de IC.
- Los músculos perimaleolares, como el tibial posterior o los peroneos, se activan durante el MSt, no tanto por intereses de controlar la pierna sino más bien para controlar el pie y en especial para estabilizar la articulación subastragalina y el resto del pie. Concretamente, sólo aportan el 7% de la flexión plantar total, mientras el 93% restante de la plantiflexión la realiza el tríceps sural.
- Los músculos intrínsecos del pie, como abductores del 5º y 1º dedo, interóseos o los flexores y extensores cortos de los dedos, se activan especialmente durante MSt y TSt. El sentido de dicha activación responde, en parte importante, al requerimiento de estabilidad intertarsal mientras la GRF está avanzando longitudinalmente a lo largo del pie (*figura 94*).

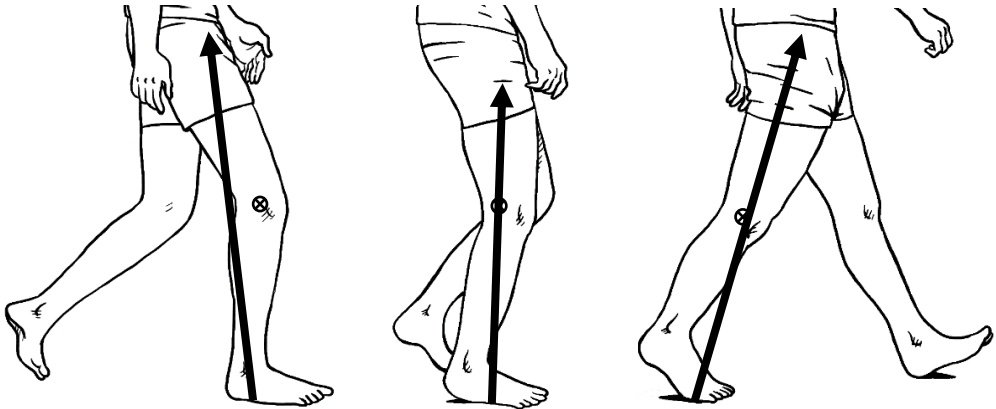


Figura 94- El avance vectorial de la GRF a través del pie implica estabilidad intrínseca del tarso y metatarso.

- Los músculos plantiflexores del tríceps sural propulsan concéntricamente el cuerpo humano hacia delante y hacia arriba durante el rodamiento de antepié (*figura 95*). Junto a la fuerza muscular realizada por el sóleo y los gastrocnemios, existe un energía mecánica por tensión pasiva del tendón de Aquiles que debe sumarse, pues durante el rodamiento de tobillo previo e incremento de la flexión dorsal, se ha acumulado una tensión por estiramiento del tejido conjuntivo del complejo tendino-muscular que responde como si de un resorte se tratara.

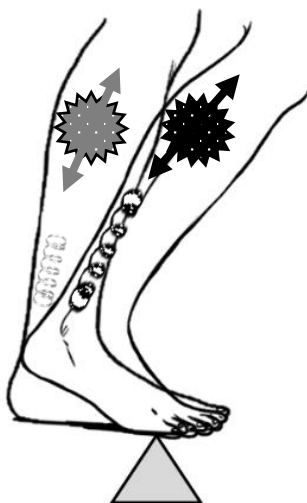


Figura 95- Propulsión activa a cargo de la actividad concéntrica del tríceps sural y tensión pasiva del complejo tendino-muscular durante el rodamiento de antepié.

- En cadena cinética abierta, es decir, durante la Sw, los músculos dorsiflexores se activan con poca intensidad, aunque su participación es crucial para evitar el arrastre de la punta del pie por el suelo.

- Otra estructura que se destaca, aunque no sea muscular, es la fascia plantar. Su puesta en tensión pasiva coincide cuando se eleva el talón y se extiende la primera articulación metatarsofalángica, provoca un arqueamiento de la bóveda que repercute positivamente en la estabilidad del pie (*figura 96*).
- Destacar el papel ponderante que puede llegar a tener el flexor largo del hallux durante la parte final de TSt, especialmente cuando la fórmula metatarsal se trata de index minus (*figura 97*).



Figura 96- La extensión pasiva de la primera articulación metatarsofalángica del pie pone en tensión a la fascia plantar y se debe observar una elevación fisiológica del arco longitudinal del pie. Cuando esto no sucede en bipedestación, la exploración revela un test de Jack positivo y ello es indicativo de un hundimiento estructurado de la bóveda plantar.

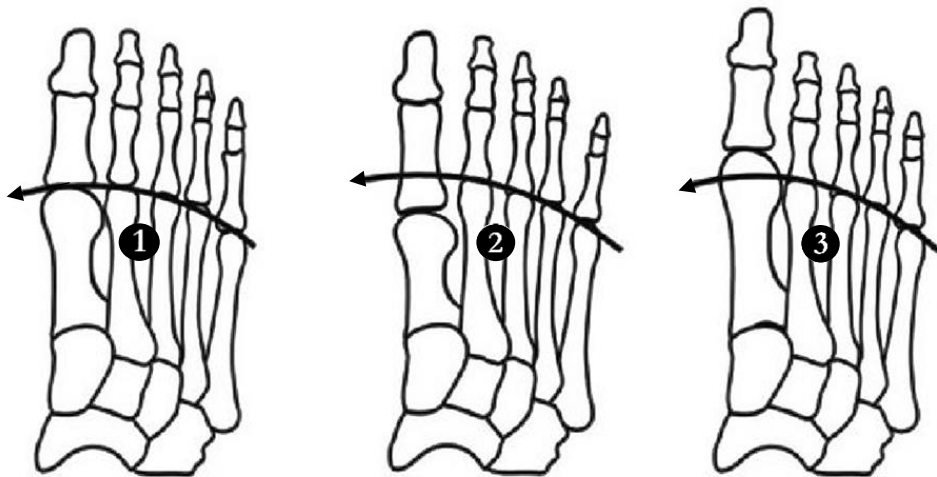


Figura 97- Fórmulas metatarsales en “index plus minus” (1), “index minus” (2) e “index plus” (3). Debido a que la pisada fisiológica se realiza de posterior a anterior y de lateral a medial, el apoyo del antepié con el suelo se realiza sobre las cabezas metatarsales y siguiendo una secuencia de apoyo habitual que se realiza sobre 5º, 4º, 3º, 2º y 1º metatarsiano. En el caso de la fórmula metatarsal en “index minus”, la más frecuente en la población con una incidencia superior al 50%, la fuerza de apoyo no tiende a recaer sobre los sesamoideos y cabeza del primer metatarsiano sino que tiende a recaer sobre las falanges del primer dedo. Consecuentemente, esta fórmula predispone la sobrecarga del músculo flexor largo del hallux.

4.2.2. Rodilla

Durante el St los músculos extensores actúan para frenar la flexión de la rodilla (figura 98). Durante la Sw los flexores monoarticulares contribuyen al avance pendular de la pierna en torno a TO, mientras que al final de TSw tanto como los extensores como los flexores biarticulares de la rodilla preparan la extremidad inferior para el inminente apoyo (figura 99).

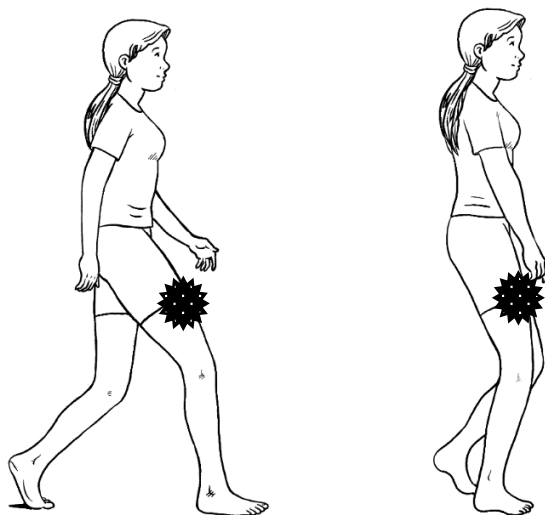


Figura 98- La musculatura extensora de la rodilla se contrae excéntricamente tras el IC para controlar la flexión y concéntricamente después para evitar la claudicación de la pierna durante el inicio del St, esperando que el vector de la GRF se proyecte anteriormente al eje rotacional de la rodilla y genere así un Momento extensor.

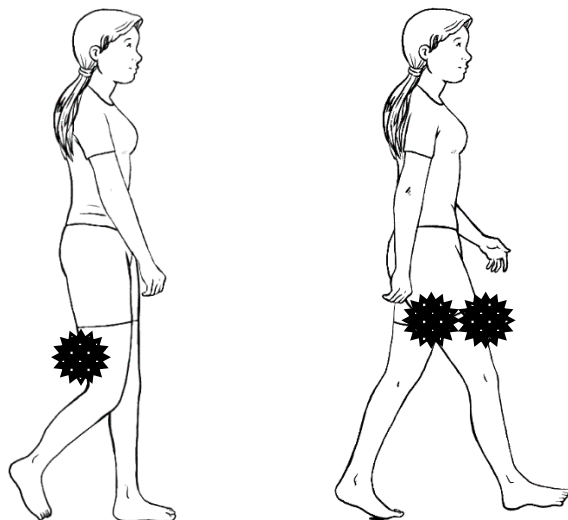


Figura 99- La contracción concéntrica de los músculos flexores de la rodilla monoarticulares (porción corta del bíceps femoral y músculo poplíteo) facilitan el avance de la extremidad inferior en ISw gracias al acortamiento que se genera en la longitud del miembro por medio de la flexión de la rodilla. En TSw existe una coactivación de los extensores y de los flexores biarticulares de la rodilla que preparan la pierna para la recepción de la carga que sucederá tras el IC.

Entre los principales conceptos biomecánicos que se presentan en términos de activación muscular a lo largo del GC para la rodilla se destaca:

- Debido a su disposición central, la mayoría de los músculos que la cruzan son biarticulares y se imbrican biomecánicamente con ella y con otras articulaciones vecinas. Incluso músculos monoarticulares que no la cruzan como el sóleo, también tienen una gran influencia sobre ella por la naturaleza del movimiento en cadena cinética cerrada (*figura 100*).
- Si bien el cuádriceps reacciona para controlar la flexión inmediata de la rodilla (*figura 35*), las demandas musculares minimizan gracias a la acción del sóleo, el cual permite el avance del fémur por encima de una tibia estabilizada. Las demandas del cuádriceps desaparecen completamente cuando el vector de la GRF sobrepasa el eje articular de la rodilla en torno al 22% del GC. En definitiva, aunque el cuádriceps sea el músculo más potente para extender la rodilla, el sóleo es el verdadero estabilizador de la rodilla durante la marcha humana.
- Los vastos del cuádriceps inician su actividad al final de TSw para extender la rodilla y prepararse para la súbita e intensa actividad excéntrica que acontecerá tras el IC. En cambio, el recto femoral del cuádriceps tiene un comportamiento distinto por su condición de ser un músculo biarticular, relacionándose más con la cadera que con la rodilla.
- El glúteo mayor también extiende la rodilla por un doble motivo: a) porque en cadena cinética cerrada posterioriza el fémur mientras el pie se halla fijo en el suelo durante la primera mitad del St; b) porque tensa la banda iliotibial, la cual se inserta en la cara antero-lateral de la tibia y también posterioriza el segmento pierna (*figura 101*).

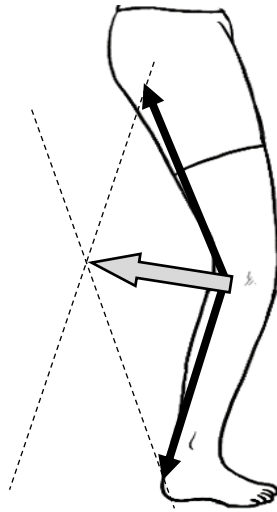


Figura 100- La composición vectorial de la fuerza sóleo y de la fuerza isquiotibial genera una fuerza resultante que genera o tiende a generar extensión de rodilla. En cadena cinética abierta el sóleo plantiflexiona el tobillo mientras que los isquiotibiales flexionan la rodilla, en cambio, se revela cómo se invierten los movimientos en cadena cinética cerrada.

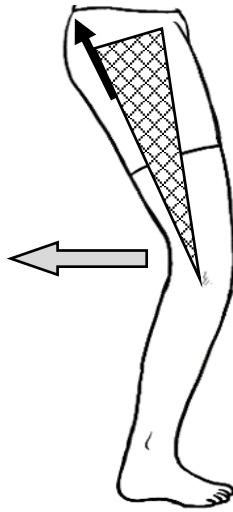


Figura 101- El glúteo mayor como extensor de rodilla en cadena cinética cerrada y tensor de la banda iliotibial.

- En la marcha humana los músculos isquiotibiales, si bien son flexores de rodilla, tienen mayor relevancia en la cadera que en la rodilla por su naturaleza biarticular. El principal rol de los isquiotibiales en la rodilla consiste en desacelerar el avance de la tibia durante TSw, de modo que su activación previa a IC responde al frenado de la flexión e inicio de la extensión de cadera así como al frenado de la extensión de la rodilla.
- La flexión de la rodilla se realiza pasivamente gracias al efecto de doble péndulo de la extremidad inferior (*figura 36*) y activamente gracias a la actividad de dos músculos monoarticulares y un músculo biarticular de tobillo. Concretamente, la rodilla es flexionada antes de TO por la actividad de los gastrocnemios y del músculo poplíteo, mientras que la porción corta del bíceps femoral es quien mantiene la rodilla flexionada justo después de TO.
- Los tres músculos de la pata de ganso, el semitendinoso, el grácil y el sartorio, frenan la tendencia de valgo de rodilla que acontece durante LR (*figura 102*). Al bordear la cara interna de la rodilla estabilizan la articulación tras IC, comportándose como verdaderos ligamentos activos.
- La puesta en tensión de la banda iliotibial por parte del tensor de la fascia lata y también del glúteo mayor, contribuye positivamente a la estabilidad lateral de la pelvis y de la rodilla (*figura 103*). De este modo se equilibra la solicitada actividad en los músculos de la pata de ganso durante LR y también, especialmente durante las fases de apoyo monopodal, se contrarresta la tendencia al varo de rodilla.
- Por otro lado, los músculos de la pata de ganso también participan flexionando la rodilla en torno a TO.
- El glúteo mayor también incide en TSw sobre la rodilla puesto que, además de extender la cadera al final de la Sw, frena la flexión de la rodilla porque posterioriza el fémur y porque tensa la banda iliotibial.

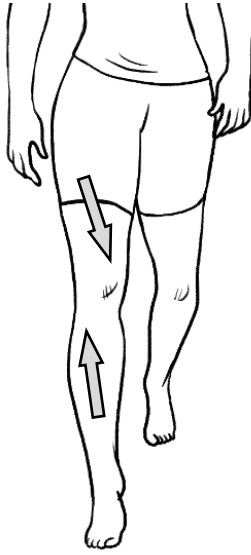


Figura 102- El desencuentro colineal entre la fuerza descendente y la ascendente a nivel de la rodilla, tiende a provocar un valgo articular durante la absorción del impacto en L.R.

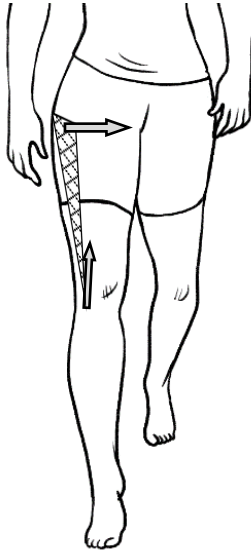


Figura 103- Estabilidad lateral de la puesta en tensión de la banda iliotibial.

4.2.3. Cadera

Los principales músculos que controlan la cadera durante el St, especialmente durante la primera mitad, son los extensores y los abductores (*figura 104*), mientras que los músculos flexores de la cadera son quienes protagonizan el movimiento para la Sw (*figura 105*).

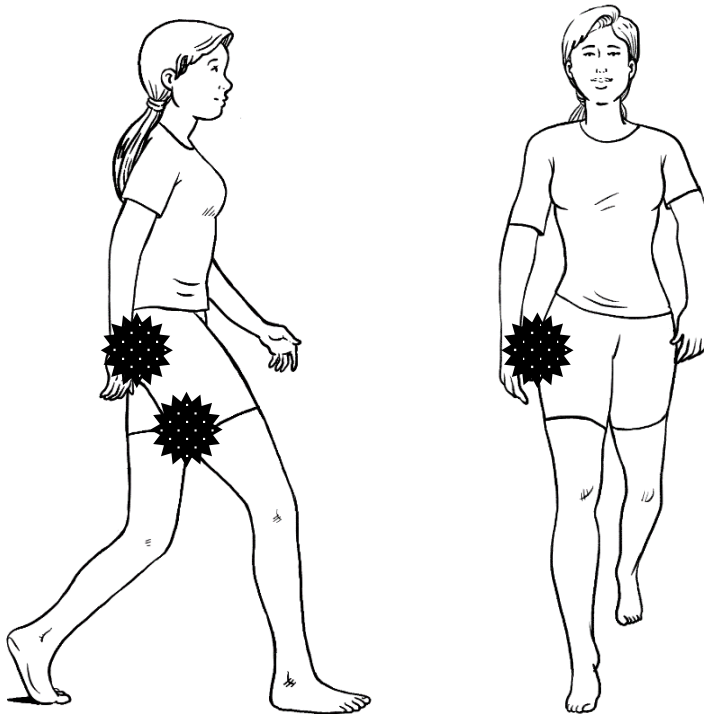


Figura 104- Durante LR existe una coactivación de la musculatura extensora y abductora de cadera, aunque la activación del glúteo medio se prolonga más allá de esta fase y su activación supera más del 50% del período de St.

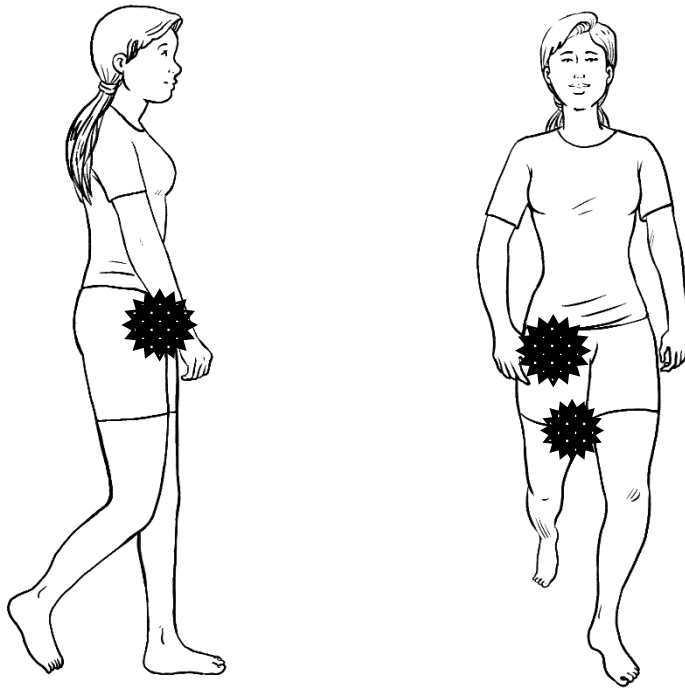


Figura 105- El avance de la pierna por el aire se consigue gracias a la actividad simultánea y de baja intensidad en los flexores y aductores de la cadera.

Entre los principales conceptos biomecánicos que se presentan en términos de activación muscular a lo largo del GC para la cadera se destaca:

- Aunque los movimientos articulares de la cadera sean de poca amplitud en el plano frontal y cinemáticamente más amplios en el plano sagital, las demandas musculares implicadas en el plano frontal como las que realiza el glúteo medio o el tensor de la fascia lata, son más importantes que las acontecidas en el plano sagital.

- Los músculos abductores de la cadera y en especial el glúteo medio, contrarrestan la caída peso de la unidad pasajero que se proyecta medialmente al centro articular de la cadera. El Momento de la fuerza peso tiende a rotar la pelvis haciéndola caer por el lado opuesto, pero gracias a la intensa actividad excéntrica del glúteo medio se evita dicha caída y se controla el descenso de la hemipelvis contralateral (*figura 106*).



Figura 106- Actividad excéntrica del glúteo medio durante L.R.

- El músculo grácil es extensor de cadera cuando ésta está posicionada en flexión, en torno al 0% del GC, y también es flexor de cadera cuando ésta está posicionada en extensión, en torno al 50% del GC (*figura 107*). De este modo, se activa en los intervalos de cambio entre el St y la Sw, es decir, en la transferencia de peso entre una pierna y la otra en torno a IC y ICop.

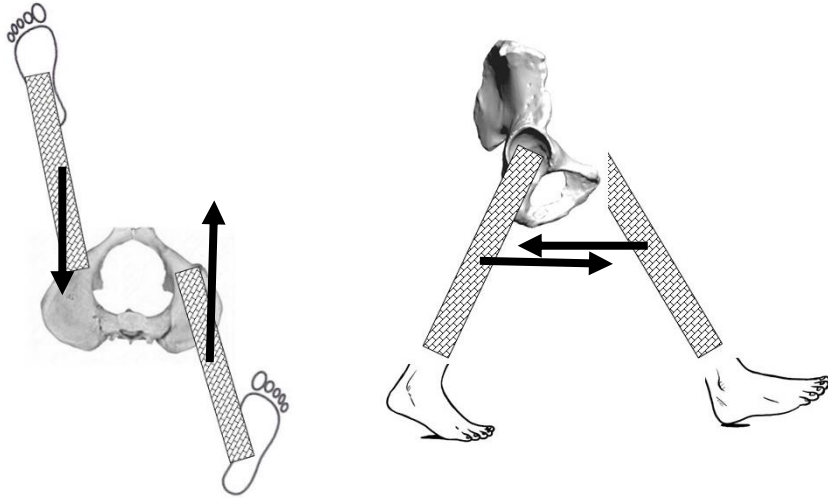


Figura 107- Además de la función aductora de cadera, los músculos aductores asisten la flexión y la extensión de la cadera durante la marcha humana. Se muestra la componente flexora para la posición articular de extensión y la componente extensora para la posición articular de flexión.

- Los músculos aductores también tienen una componente flexo-extensora, concretamente el aductor largo flexiona la cadera durante PSw y ISw, mientras que el aductor mayor extiende la cadera entorno a IC.

4.2.1. Extremidades superiores

La musculatura implicada en la extremidad superior es altamente variable en el conjunto de los individuos. Sin embargo y a diferencia de la extremidad inferior, existen algunos músculos que casi están activados de forma permanente a lo largo del GC, pues desempeñan funciones estabilizadoras y de coaptación articular como sucede en el caso del músculo trapecio superior para la escápula o del músculo supraespinoso para el húmero (*figura 108*).

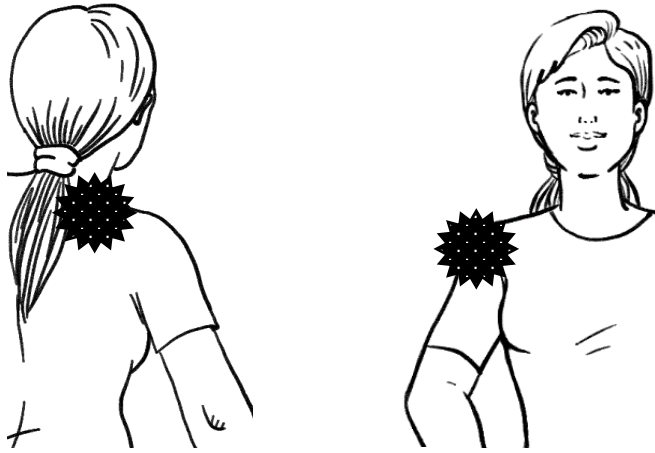


Figura 108- Coactivación casi permanente durante la casi totalidad del GC de músculos estabilizadores de escápula y de húmero: trapecio superior y supraespinoso respectivamente.

Entre los principales conceptos biomecánicos que se presentan en términos de activación muscular a lo largo del GC para las extremidades superiores se destaca:

- Los músculos extensores de hombro participan de una manera más significativa en relación a los flexores de hombro porque, gracias al balanceo inercial que genera la unidad locomotora, se provoca una flexión pasiva en el brazo. Prueba de ello es la ausencia de balanceo inercial que se observa en la marcha justo después del arranque estático desde la postura bípeda. Asimismo, el braceo inexistente tras el primer paso se manifiesta en el segundo paso y sucesivo, tras la aceleración generada caudalmente (*figura 109*).
- Las porciones medias y posteriores del músculo deltoides se activan antes de que se consiga la máxima flexión del hombro al final del primer paso, activándose durante TSt para desacelerar excéntricamente la flexión e iniciar la extensión a partir del 50% del GC y que perdurará toda la Sw (*figura 110*).

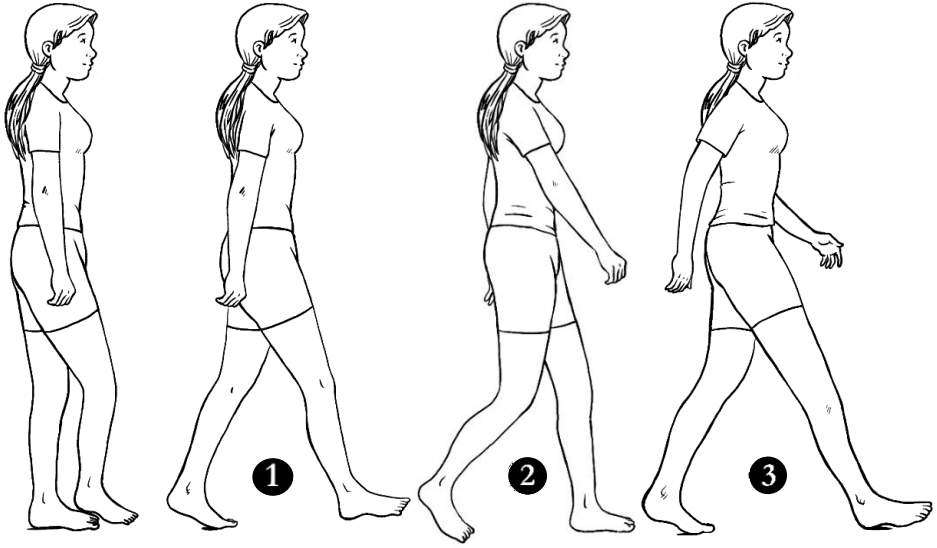


Figura 109- Partiendo de bipedestación estática se observa ausencia de balanceo en el brazo (izquierdo) tras el primer paso (derecho) (1), y presencia de balanceo en el brazo (derecho) tras la realización del segundo paso (izquierdo) (2) y pasos posteriores (3).

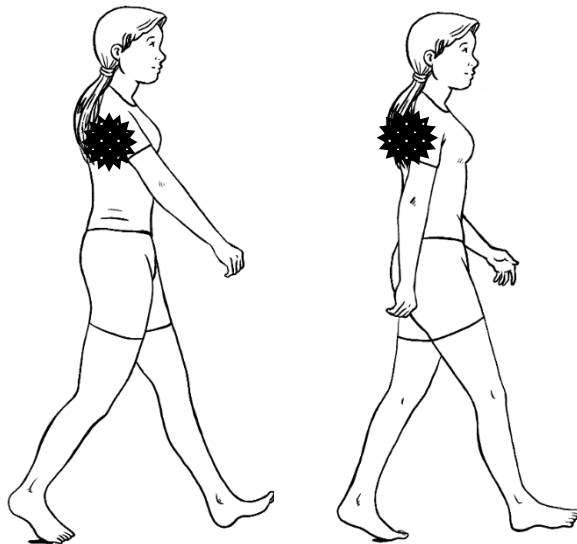


Figura 110- Activación excéntrica y concéntrica de los extensores de hombro durante TSt y TS_w respectivamente.

- Las fibras superiores del dorsal ancho y el redondo mayor son músculos que realizan aducción, extensión y rotación interna de hombro, se activarán en torno a los eventos de IC y ICop.
- Los músculos deltoides medio, supraespinoso, trapecio superior y elevador de la escápula permanecen activos, no para realizar funciones relacionadas con el balanceo antero-posterior de los brazos, sino para responder a funciones relacionadas con el sostenimiento del miembro suspendido y realizando una ligera abducción para separar el brazo del tronco.
- Asimismo, destacar que ninguno de los siguientes músculos participan en el balanceo de la extremidad superior durante la marcha humana: pectoral mayor, deltoides anterior, infraespinoso, romboides, bíceps braquial y tríceps braquial.

4.2.2. Tronco y cabeza

A nivel del complejo tronco-cabeza y más específicamente a nivel lumbar, la musculatura que interviene persigue una doble finalidad: -mantener estable a la base de la columna vertebral y al resto de la unidad pasajero; -absorber los impactos y disipar las fuerzas que transcurren a través del tronco.

Entre los principales conceptos biomecánicos que se presentan en términos de activación muscular a lo largo del GC para el complejo tronco-cabeza se destaca:

- El músculo erector de la espina se activa, en sus componentes lumbares y dorsales, en cada ICop, es decir, estabiliza la columna vertebral en torno al 50% del GC en el lado contralateral al impacto de la GRF.

- La musculatura profunda de los multifidos y el cuadrado lumbar se activan bilateralmente en cada IC, es decir, estabilizan la columna vertebral en torno al 0% y 50% del GC en ambos lados del raquis.
- Los músculos abdominales participan intermitentemente a lo largo del GC y con un nivel de actividad bajo.

4.3. Electromiograma

Observando globalmente la actividad muscular que realiza cada músculo durante el GC atendemos que antes y después del impacto del choque de talón se realizan la mayoría de las contracciones musculares (*figura 11f*).

La transferencia de las fuerzas entre una pierna y la otra que acontece alrededor de IC es determinante, pues mientras una pierna acelera propulsando el cuerpo hacia delante, la pierna contralateral está desacelerando y suavizando dicha propulsión, gestionando el armonioso desplazamiento del CoM.

Analizando el electromiograma del GC también se revela que en torno a TO, también se activa un grupo importante de músculos, especialmente los músculos flexores de la cadera y del tobillo, los encargados de acelerar la extremidad en cadena cinética abierta.

Otro aspecto que se obtiene del análisis del electromiograma es que prácticamente ningún músculo de las extremidades inferiores y de la pelvis se contrae más allá del 50% del GC. Además de una sincronización casi perfecta entre los músculos y de un refinado control neuromotor, se manifiesta el propósito de economizar el esfuerzo en términos de coste energético que tiene el movimiento humano.

Conjuntamente a la preservación del principio de economía funcional conseguido con la repartición de funciones entre sus elementos activos, los músculos, también se evita la fatiga de un tejido que, a diferencia de otros tejidos como el óseo o el ligamentoso, no

está preparado para realizar un trabajo continuado y que requiere de períodos de relajación muscular.

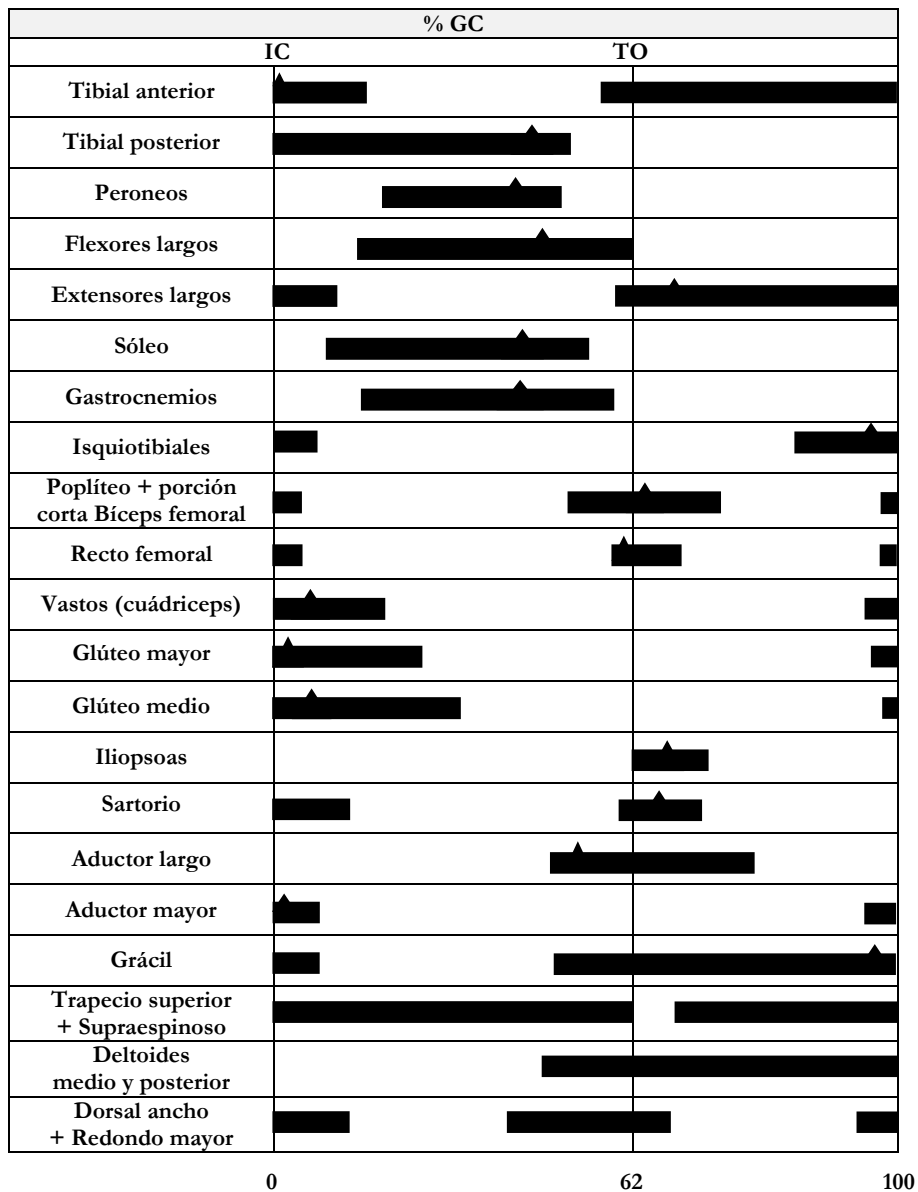


Figura 111- Electromiograma de los principales músculos de durante el GC de la marcha humana normal.

4.4. Sinergismo muscular

Una sinergia muscular es una determinada agrupación de músculos que se activan al unísono para formar una única entidad funcional.

Para una adecuada comprensión de la kinesiología del movimiento humano, además de conocer el aporte selectivo y analítico de cada uno de los elementos motores que componen el sistema músculo-esquelético, resulta imprescindible tener una visión global de la organización multidimensional del movimiento humano.

El sistema nervioso central, no procesa y organiza sus respuestas funcionales comprendiendo a los músculos como entidades aisladas de activación, sino que conceptualiza sus respuestas en forma de patrones generales de activación.

Por este funcionamiento neurofisiológico, una gran parte de las investigaciones sobre el control neuromotor y la biomecánica de la marcha humana son abordadas con estudios que analizan las sinergias musculares.

Las principales sinergias musculares según la entidad funcional que realizan en la habilidad funcional de la marcha humana son.

- Sinergia amortiguadora
- Sinergia de estabilidad
- Sinergia de propulsión
- Sinergia de balanceo acelerador
- Sinergia de balanceo desacelerador

4.4.1. Sinergia de amortiguación

El grupo de músculos que tienen el objetivo de amortiguar y recibir la carga, así como desacelerar la velocidad de la marcha son (*figura 112*), principalmente:

Tibial anterior
Tibial posterior
Extensores largos
Isquiotibiales
Vastos (cuádriceps)
Glúteo mayor
Glúteo medio
Sartorio
Aductor mayor
Grácil

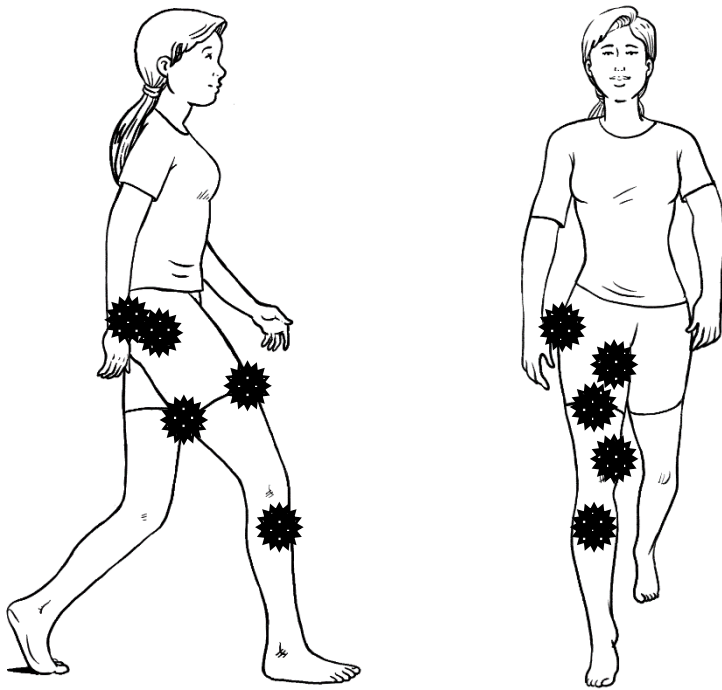


Figura 112- Sinergia de amortiguación.

4.4.2. Sinergia de estabilidad

El grupo de músculos que tienen el objetivo de estabilizar el pie y la extremidad inferior en su conjunto, así como soportar monopodalmente la transición entre las fases de aceleración y desaceleración son (*figura 113*), principalmente:

Tibial posterior

Peroneos

Flexores largos

Sóleo

Gastrocnemios

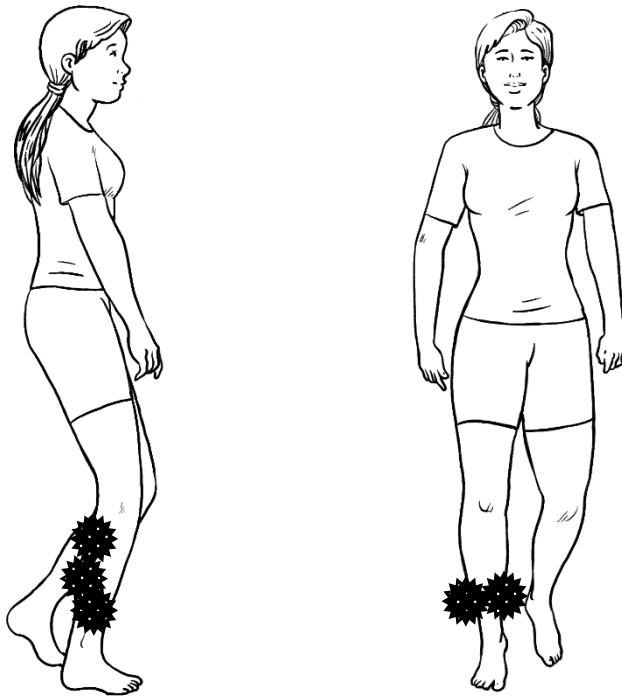


Figura 113- Sinergia de estabilidad.

4.4.3. Sinergia de propulsión

El grupo de músculos que tienen el objetivo de propulsar y acelerar la velocidad de la marcha son (*figura 114*), principalmente:

Flexores largos

Sóleo

Gastrocnemios

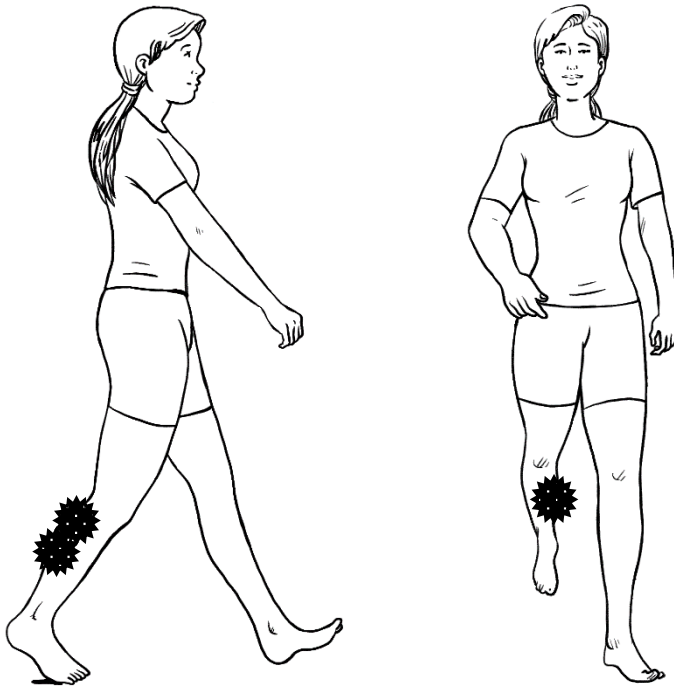


Figura 114- Sinergia de propulsión.

4.4.4. Sinergia de balanceo acelerador

El grupo de músculos que tienen el objetivo de preparar la extremidad inferior para la Sw y hacer oscilar la pierna por el aire son (*figura 115*), principalmente:

Tibial anterior

Extensores largos

Poplíteo + porción corta del Bíceps femoral

Iliopsoas

Recto femoral

Aductor largo

Grácil

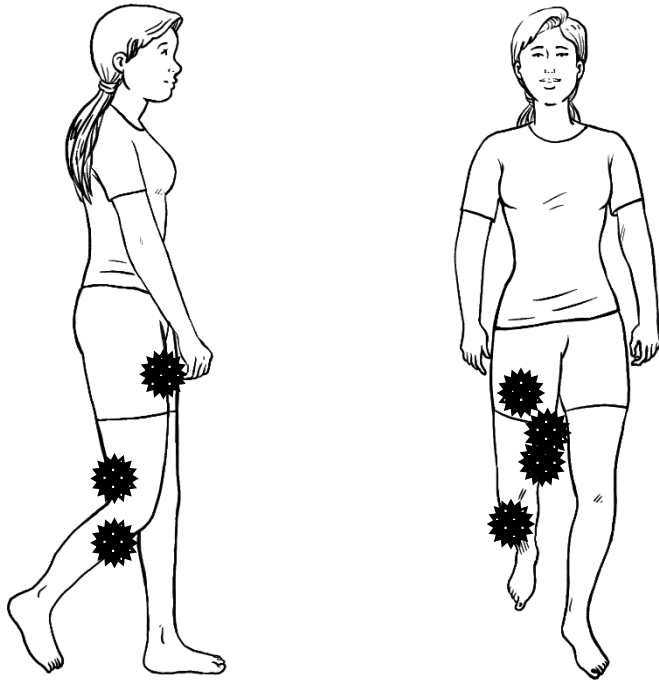


Figura 115- Sinergia de balanceo acelerador.

4.4.5. Sinergia de balanceo desacelerador

El grupo de músculos que tienen el objetivo de frenar la oscilación de la pierna y preparar la extremidad inferior para el St son (*figura 116*), principalmente:

- Isquiotibiales
- Vastos (cuádriceps)
- Glúteo mayor
- Aductor mayor

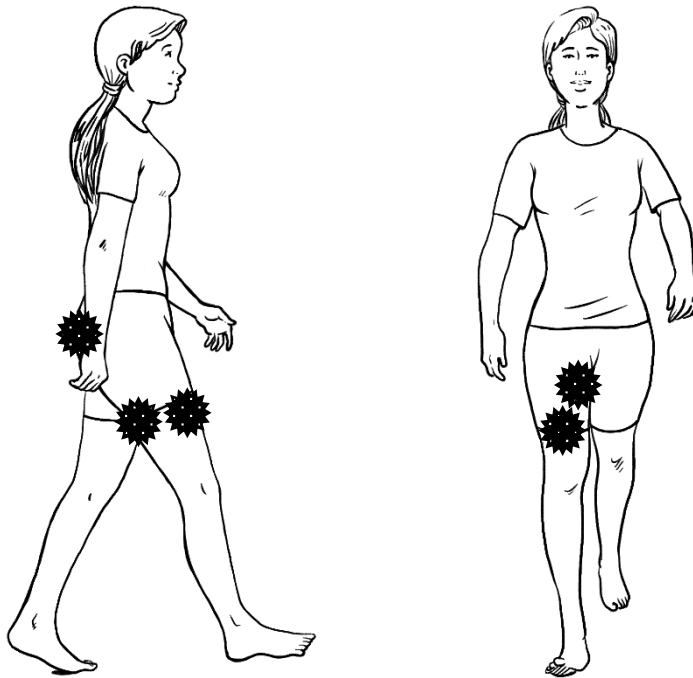


Figura 116- Sinergia de balanceo desacelerador.

II- PATOMECÁNICA

5. ETIOLOGÍA

5.1. Perspectiva musculoesquelética

En la primera parte de este manuscrito se ha abordado la marcha humana desde una visión mecánica, sin embargo, cabe enfatizar que los movimientos que generan los músculos sobre las palancas óseas y que repercute en los fulcros articulares, requieren de una sincronización y de una modulación perfecta que debe gestionar un refinado control neuromotor.

En la segunda parte de esta obra se aborda la alteración de la marcha tomando en cuenta la integridad del control neuromotor, de modo que no se consideran las patologías de origen neurológico central, como la marcha en la parálisis cerebral, en el ictus, en el Parkinson o en el lesionado medular, entre otros.

Consecuentemente, en esta segunda sección del manuscrito se seguirá con la misma perspectiva mecánica de la marcha humana, atendiendo cómo influye un determinado problema musculoesquelético así como qué soluciones encuentra el propio cuerpo humano para substituir o compensar ese determinado problema.

5.2. Clasificación

Debido a que existen muchos factores y patologías que pueden alterar la marcha humana, su clasificación no es una tarea fácil. Además de ser probable que dos sujetos con un mismo diagnóstico tengan una marcha diferente, también es probable que una determinada compensación sea realizada por dos sujetos con un diagnóstico distinto.

Considerando estas heterogeneidades en los patrones alterados de marcha, se propone un primer nivel de agrupación que se divide en alteraciones localizadas y alteraciones generalizadas.

En las alteraciones localizadas se aborda una determinada disfunción del sistema musculoesquelético, alguna alteración concreta que, a su vez, se clasifica en alteración por debilidad muscular y alteración por rigidez articular.

En las alteraciones generalizadas se tratan de patologías y/o de problemas más amplios que afectan a distintos sistemas o subsistemas. Este conjunto de alteraciones se subdivide, a su vez, en patologías neuromotoras y trastornos musculoesqueléticos (*figura 117*).

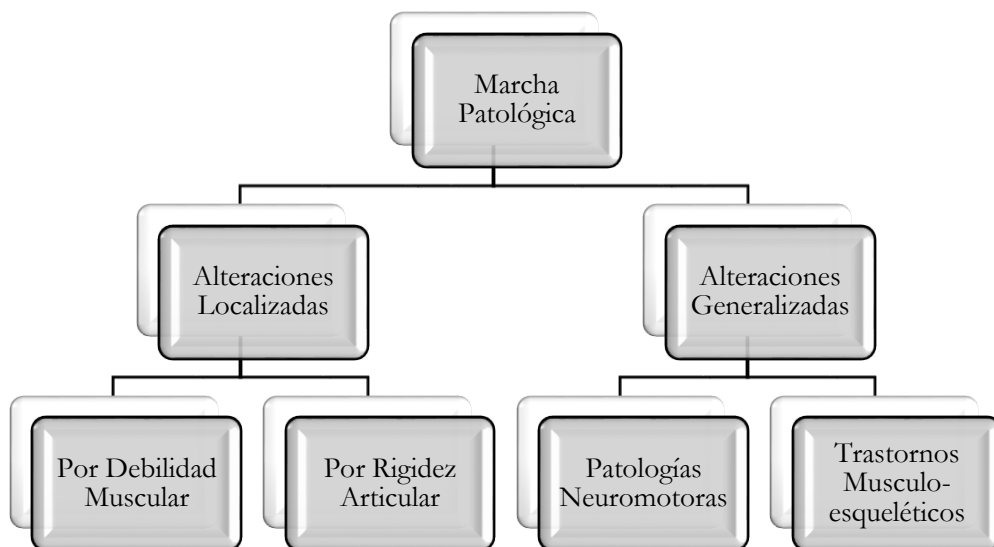


Figura 117- Diagrama sobre la clasificación de la marcha patológica.

6. ALTERACIONES LOCALIZADAS

6.1. Por debilidad muscular

Este grupo de alteraciones son generadas por la disfunción de un determinado músculo o grupo muscular, los cuales no participan adecuadamente en términos de fuerza y/o de sincronización, afectando algún evento, fase o incluso la totalidad del GC.

La etiología más frecuente de esta disfunción muscular localizada son las lesiones del sistema nervioso periférico, aunque también pueden ser origen otras causas como las atroñas musculares por desuso o las patologías miopáticas.

Para cuantificar la fuerza muscular de un determinado músculo o grupo muscular se utiliza la escala de Daniels, constituida por seis valores que, organizados de menor a mayor capacidad contráctil, se clasifican en: 0-ausencia de contracción; 1-contracción sin movimiento; 2-contracción con movimiento articular completo pero que no puede vencer la fuerza de la gravedad; 3-contracción con capacidad de movimiento antigravitatorio; 4-contracción con capacidad de vencer una resistencia media o parcial; 5-contracción con capacidad de vencer una resistencia máxima o total.

Así, la parálisis queda establecida con un “0” mientras que la parálisis parcial o paresia queda comprendida entre el “1-4”, de modo que para la escala de Daniels la normalidad queda establecida con un valor de “5”.

En los siguientes epígrafes se abordan los déficits musculares que afectan a la marcha humana y que clínicamente son los más prevalentes.

6.1.1. De los músculos dorsiflexores

Los músculos dorsiflexores o pretibiales, delimitados por el eje bimaleolar (*figura 90*) son:

a) tibial anterior; b) extensor largo común de los dedos; c) extensor largo del hallux.

En este tipo de marcha se manifiesta una incapacidad o una pobre capacidad para dorsiflexionar el tobillo, manifestándose una caída “equina” del pie que recibe un nombre particular: marcha en Steppage.

Las fases que suelen quedar implicadas cuando existe parálisis o paresia de los músculos dorsiflexores en general y del tibial anterior en particular son las de LR y MSw.

La fase de LR queda inicialmente alterada porque el evento de IC no se realiza con el esperado choque de talón. Indefectiblemente, cuando los músculos dorsiflexores están paralizados o bien tienen un valor de 1 o 2 en la escala de Daniels, no pueden realizar ningún movimiento antigravitatorio y el pie contacta con la punta. Tras dicho contacto realizado con el antepié, el talón desciende hasta el suelo sin ningún tipo de oposición ni resistencia. Consecuentemente, en lugar de observarse el esperado rodamiento de talón, se manifiesta un rodamiento inverso de antepié (*figura 118*).

Cuando la paresia es moderada o leve, cuantificada con un valor de 3 o 4 en la escala de Daniels, existe la capacidad de realizar el IC con el esperado choque de talón. Sin embargo, el sujeto con esta paresia en los dorsiflexores se estima recibir la GRF con el pie plano para no comprometer la musculatura debilitada (*figura 119*).

En términos de reeducación, se debe considerar el pronóstico médico de la paresia porque, en los casos potenciales de recuperación, se limitará la permisividad de situar el pie plano durante la marcha y se trabajará el gesto de rodamiento de talón a distintas velocidades, tanto explícitamente por medio de la fisioterapia como implícitamente con la realización de otras actividades físicas como las ocupacionales, lúdicas o deportivas. En cambio, si el cuadro clínico es estable y no existen opciones de mejoría en la paresia, no sólo se permitirá dicha substitución de situar el pie plano en IC sino que también se estudiarán posibles prescripciones ortésicas que puedan mejorar la funcionalidad en general y de la marcha en particular.

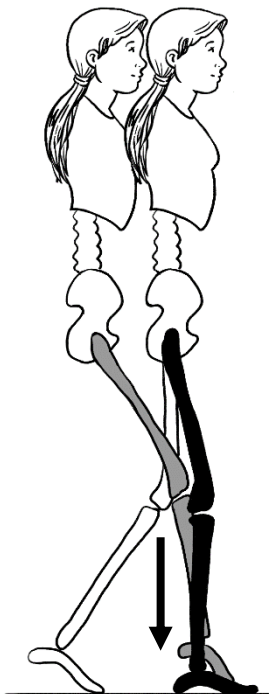


Figura 118- IC realizado con la punta del pie en los casos de parálisis o paresia grave de los músculos pretibiales del lado derecho, manifestándose un rodamiento inverso de antepié.



Figura 119- Caída descontrolada del pie tras un IC realizado de forma con el talón pero con incapacidad de los músculos dorsiflexores para contraerse excéntrica y dominar el descenso controlado del pie durante el rodamiento de talón.

Aunque también suele estar involucrada la fase anterior de ISw, está especialmente afectada la fase de MSw en los casos de parálisis y paresia grave porque existe el riesgo de arrastrar con la punta del pie el suelo (*figura 120*).

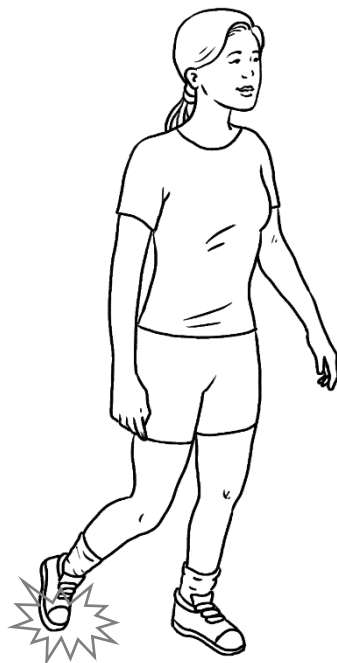


Figura 120- Rozamiento de la punta del pie derecho con el suelo durante la primera mitad de la Sv.

En condiciones normales, este rozamiento indeseado se sortea por medio de una contracción de los músculos dorsiflexores, concéntrica primero e isométrica después. Cuando esta actividad contráctil falla por incapacidad de elevar el pie contra la gravedad, se manifiesta un equinismo por debilidad y el sujeto debe hallar alguna solución que evite dicho rozamiento. Aunque existan diversas substituciones que solventen este problema, como siempre el sujeto seleccionará aquella que le resulte más económica en términos de coste energético. Para este caso, la substitución más socorrida consiste en un incremento de la flexión de la cadera (*figura 121*).

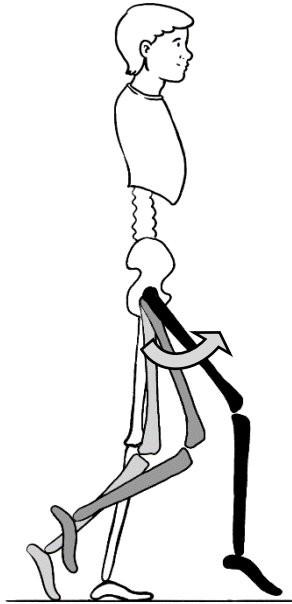


Figura 121- Flexión substitutoria de cadera para la marcha en Steppage del lado derecho.

6.1.2. De los músculos plantiflexores

Los músculos plantiflexores, delimitados posteriormente por el eje bimalleolar (*figura 90*), son numerosos, aunque se destaca el tríceps sural por su tamaño y potencia mecánica. Asimismo, el músculo sóleo del tríceps sural destaca especialmente por su función sobre el control dinámico de la tibia.

Cuando el sóleo está debilitado, el avance que realiza la tibia sobre el astrágalo no tiene freno, manifestándose una excesiva flexión de tobillo y de rodilla, así como una pérdida generalizada de la altura corporal (*figura 122*).

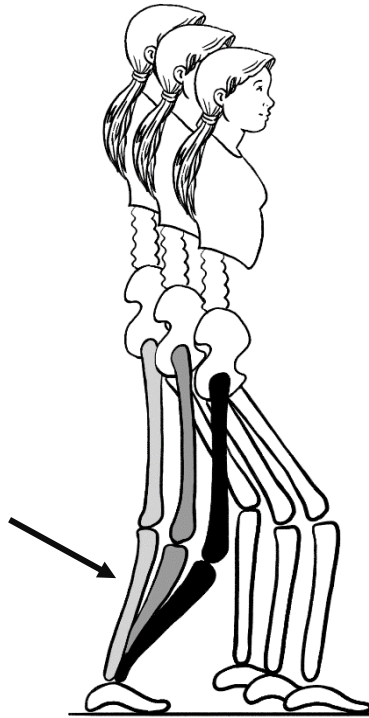


Figura 122- Rodamiento de tobillo incontrolado por debilidad del músculo sóleo del lado derecho.

Aunque con este problema de debilidad muscular quede afectado todo el St, son especialmente las fases de TSt y de PSw las que resultan más alteradas.

Siguiendo la primera ley de Newton ($F=m \cdot a$) y a causa de la falta de fuerza de frenado del músculo sóleo en TSt, la inercia del cuerpo marchante provoca que la tibia avance sin control hacia delante en cadena cinética cerrada.

Además de incrementarse la dorsiflexión del tobillo y la consiguiente cadena articular flexora en la rodilla, la falta de plantiflexión muscular también imposibilita el esperado rodamiento de antepié. Esto conlleva que, por un lado, el paso de la pierna contralateral se acorte y que, por otro lado, la fase de PSw sea inexistente.

6.1.3. Del músculo cuádriceps

El músculo cuádriceps, formado por los tres vastos y el recto femoral, es el músculo más voluminoso y potente del cuerpo humano.

Con esta alteración quedan afectadas las fases de LR, MSt y TSw.

Paradójicamente, cuando estos músculos extensores de rodilla están debilitados, se manifiesta una marcha con hiperextensión de rodilla durante el St.

El rol del músculo cuádriceps como extensor de rodilla, parece determinante para el sostenimiento de la columna ósea de toda la extremidad inferior durante el St. Si por un lado es cierta esta afirmación también es verdad que, gracias a los mecanismos substitutorios del cuerpo humano, la marcha con parálisis del músculo cuádriceps puede ser posible, aunque también puede resultar muy alterada.

Puesto que el Momento de fuerza es flexor para la rodilla cuando la trayectoria de la fuerza externa se sitúa posteriormente a su centro articular, la estrategia que buscará la persona con debilidad de cuádriceps es, justamente, evitar comprometer a los músculos extensores y hacer proyectar el paso de las fuerzas externas por delante de la rodilla. Para conseguirlo, el sujeto flexionará el tronco para que la fuerza peso de la unidad pasajero se proyecte anteriormente a la rodilla, asegurándose también de que el centro articular quede posteriorizado gracias al bloqueo de la rodilla en extensión (*figura 123*).

Otro mecanismo substitutorio que puede ser utilizado para garantizar la hiperextensión de rodilla y evitar la claudicación general de la extremidad inferior durante el St, es la posteriorización de la rodilla conseguida por la compresión de la propia mano del sujeto sobre la cara anterior del muslo (*figura 124*).

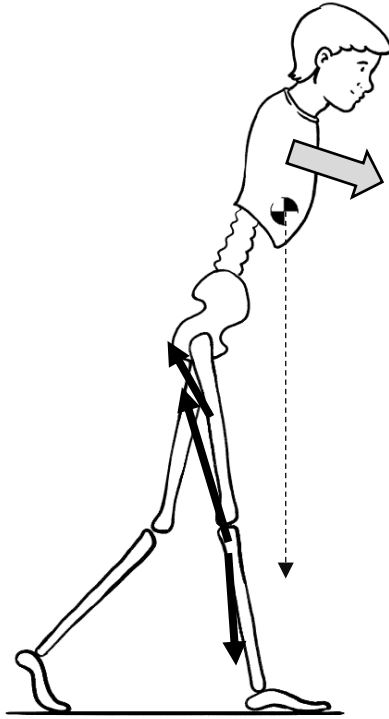


Figura 123- Flexión anterior del tronco y extensión de rodilla realizada por medio de la contracción sinérgica del glúteo mayor, de los isquiotibiales y del sóleo, como substituciones por debilidad del cuádriceps derecho.

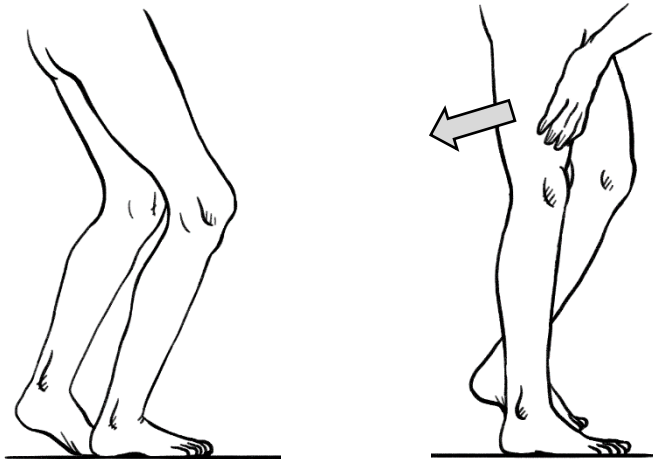


Figura 124- Hiperextensión de rodilla conseguida a través de una fuerza A-P realizada con la propia mano del sujeto.

En TSw, la falta de fuerza del cuádriceps dificulta la esperada extensión de rodilla que se debe conseguir en la parte final de esta fase. Asegurarse la extensión de rodilla es de especial interés para el sujeto, pues la fase consecutiva a TSw es la fase de LR, cuya hiperextensión de rodilla compensa el Momento flexor según lo visto anteriormente para la primera mitad del St. Para conseguir extender la rodilla en cadena cinética abierta, sin fuerza en los músculos extensores de rodilla, el sujeto realizará el signo del latigazo de la extremidad inferior en TSw (*figura 125*).

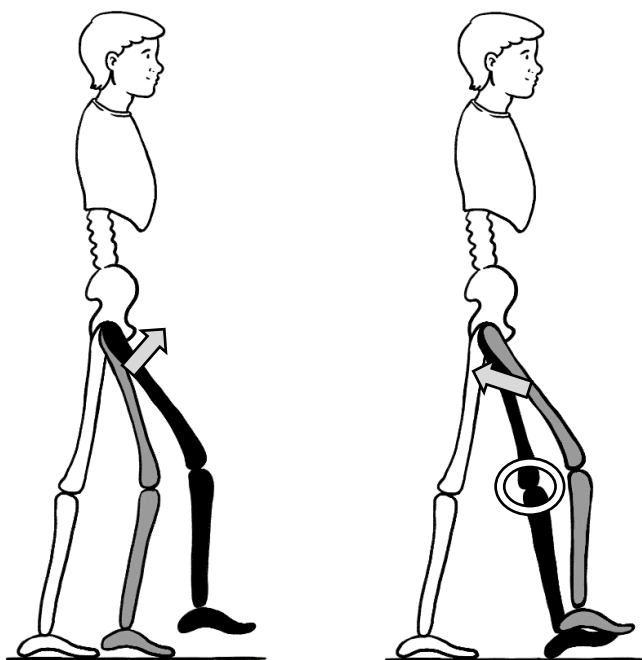


Figura 125- Signo del latigazo de la extremidad inferior para el lado derecho. La extensión pasiva e inercial de la rodilla en TSw es posible gracias a la flexión de cadera y su repentina extensión posterior.

Esta substitución consiste en acelerar la tibia hacia delante mediante dos movimientos opuestos y consecutivos que se realizan a nivel de la cadera. En un primer instante, se flexiona la cadera mediante la activación del músculo iliopsoas para, inmediatamente después, contraer súbitamente el glúteo mayor para extender la cadera. De este modo se posterioriza el fémur mientras la tibia se anterioriza libremente, es decir, la rodilla se extiende por inercia.

6.1.4. Del músculo iliopsoas

Debido a la optimización de la inercia, no se requiere de una gran intensidad contráctil del músculo iliopsoas para conseguir flexionar la cadera en ISw. Puesto que el péndulo oscilatorio ya se puede conseguir con una ligera contracción del iliopsoas, únicamente se manifestará una alteración en la marcha cuando este músculo esté paralizado o bien se halle debilitado entre un 1-2 según la escala de Daniels.

Las substituciones que se realizarán en torno a ISw consisten en una retroversión pélvica y extensión de tronco para el plano sagital, y una inclinación contralateral de tronco para el plano frontal (*figura 126*).

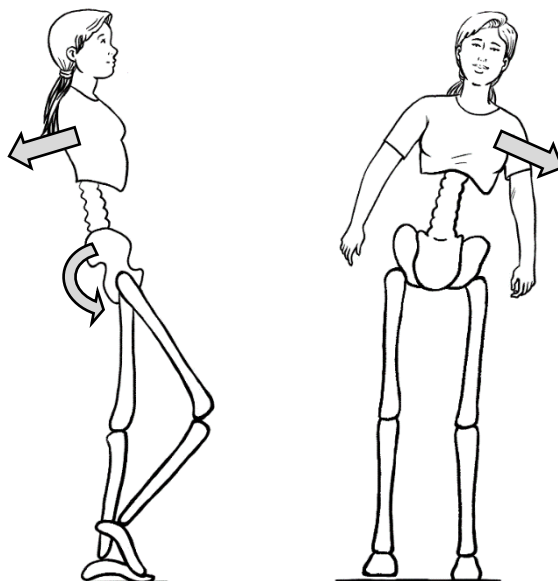


Figura 126- Substituciones en retroversión pélvica y extensión e inclinación contralateral del tronco durante ISw, en el caso de una parálisis o paresia grave del músculo iliopsoas del lado derecho.

El efecto que se busca con estas compensaciones es arrastrar el fémur hacia delante a partir de los movimientos de “apertura” que realiza el tronco y la pelvis para la extremidad inferior. Cabe considerar que, en cadena cinética cerrada, el movimiento de retroversión del segmento pélvico equivale al movimiento articular de extensión de la cadera (*figura 127*).

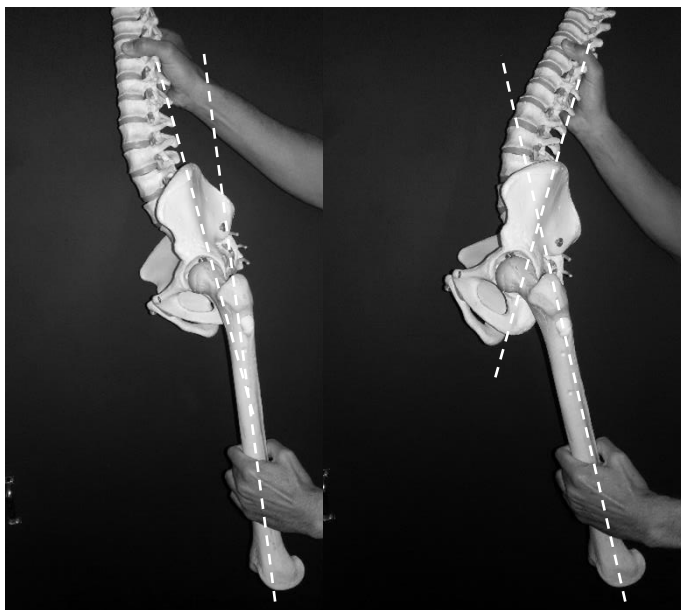


Figura 127- Extensión de cadera realizada a través del dinamismo de su segmento proximal en retroversión pélvica.

6.1.5. Del músculo glúteo mayor

Además de ser el principal músculo extensor de la cadera, el voluminoso y potente glúteo mayor es uno de los principales elementos activos que desaceleran la marcha.

Cuando el glúteo mayor está debilitado, la marcha se altera mucho porque el sujeto evita contraerlo y, para ello, debe realizar una sustitución con el resto del cuerpo que es muy forzada. Para conseguir evitar o minimizar la activación del glúteo mayor, interesa que las fuerzas externas pasen posteriormente al centro articular de la cadera, ya que cuando

una fuerza pasa por delante se genera un Momento flexor en la cadera que debe ser contrarrestado por una debilitada musculatura extensora.

Aunque pueda quedar involucrada la fase de TSw, pues existe actividad EMG del glúteo mayor en esta fase para la marcha normal, las fases que mayormente quedan comprometidas cuando el glúteo mayor está debilitado son las fases de LR y MSt. En estas fases se manifiesta una posteriorización del tronco para proyectar la fuerza peso de la unidad pasajero por detrás de la cadera, minimizando así la contracción del glúteo mayor aunque consiguiendo una extensión “pasiva” en la cadera (*figura 128*).

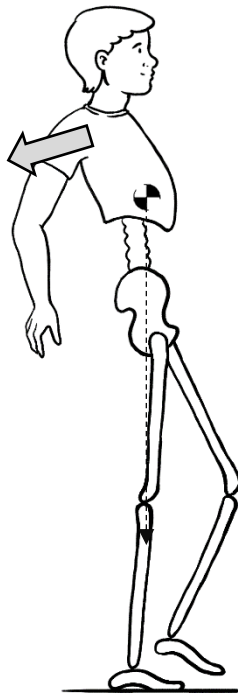


Figura 128- Sacudida posterior del tronco durante LR y MSt por debilidad del glúteo mayor.

Se destaca la antinaturalidad del gesto y el elevado coste energético de esta substitución, pues la dirección posterior de esta compensación contrasta, en sentido opuesto, con la trayectoria hacia delante que se realiza caminando.

6.1.6. Del músculo glúteo medio

Además de ser el músculo abductor de cadera más importante, el glúteo medio es el principal estabilizador de la pelvis para el plano frontal durante el apoyo monopodal de la extremidad inferior.

Precisamente, la incapacidad de mantener la pelvis horizontal mientras se mantiene una posición estática en monopodestación, prueba conocida como test de Trendelenburg positiva (figura 129), es el motivo por el que este tipo de marcha también reciba un nombre particular: marcha en Trendelenburg.

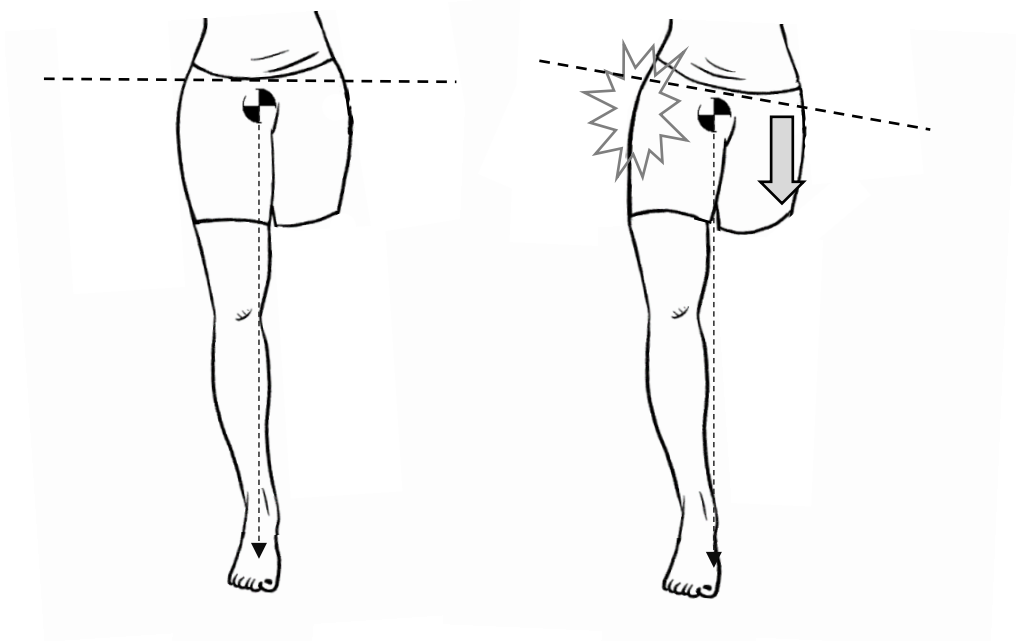


Figura 129- Test estático de Trendelenburg para el glúteo del lado derecho, negativo y positivo respectivamente.

Las fases que suelen quedar implicadas cuando existe parálisis o paresia del glúteo medio son fundamentalmente la de LR y, en menor medida, la de MSt.

En LR, si bien debe existir un descenso contralateral fisiológico de la pelvis, éste descenso se convierte en una caída sin control cuando el glúteo medio está debilitado. Para compensar la falta de fuerza muscular, la pelvis se desplaza en traslación horizontal hacia la extremidad inferior en St y, además, tanto el tronco como la cabeza realizan una inclinación homolateral que es breve y rápida (*figura 130*).

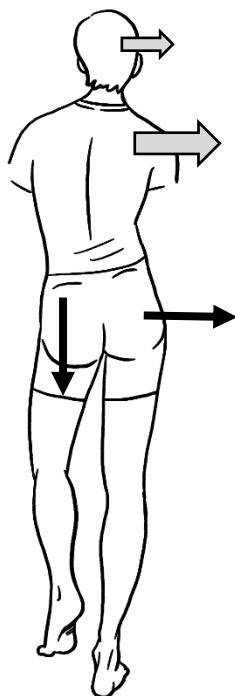


Figura 130- Marcha en Trendelenburg por debilidad del glúteo medio del lado derecho.

El conjunto de las substituciones realizadas en la marcha en Trendelenburg, conocida también como sacudida homolateral del glúteo medio, tienen un objetivo común: lateralizar el CoM hacia la extremidad en St.

El sentido de dicha lateralización homolateral durante la primera mitad del St responde a la necesidad de estabilizar, para el plano frontal, el equilibrio dinámico sobre una extremidad carente de control proximal o pélvico.

6.2. Por rigidez articular

Este grupo de alteraciones son generadas por la limitación del movimiento que se restringe en una determinada articulación. Al no disponerse de una mecánica articular fisiológica y dinámicamente libre, la articulación se ve resistida en algún evento o en alguna fase de la marcha humana, pudiendo quedar incluso bloqueada a lo largo de todo el GC.

La etiología de estas alteraciones localizadas por rigidez y restricción articular es muy variada:

- Espasticidad muscular \Rightarrow la espasticidad es un incremento patológico del tono muscular de un grupo de músculos o patrón de músculos, que se caracteriza por una contracción muscular involuntaria que se opone al estiramiento muscular. Su etiología puede ser congénita o adquirida, aunque siempre es originada por una lesión del sistema nervioso central.

Debido a la asociación de unos reflejos miotáticos y osteotendinosos hiperactivos, la espasticidad está correlacionada con la velocidad de estiramiento, de manera que incrementa su rigidez a medida que se aumenta la velocidad del estiramiento muscular. Este hecho condiciona especialmente la velocidad de la marcha pues, a medida que la velocidad de ésta incrementa, también incrementa la hipertonia por espasticidad.

- Retracciones capsulo-ligamentosas y acortamientos musculares \Rightarrow cuando los tejidos biológicos en general y los tejidos blandos en particular son sometidos a inmovilización, su naturaleza evolutiva es negativa en términos de preservación de sus propiedades mecánicas.

Así, la consecuencia inmediata ante situaciones patomecánicas como las derivadas de las parálisis, paresias, inmovilizaciones prolongadas, alteraciones del tono muscular como la espasticidad o simplemente por desuso e inactividad, se deterioran las propiedades viscoelásticas de los tejidos. De este modo, la

instauración de fibrosis, acortamientos y pérdida de flexibilidad en los tejidos biológicos es sólo cuestión de exposición y de tiempo.

- Artrodesis \Rightarrow intervención quirúrgica que consiste en la fijación ósea y que impide el movimiento articular entre los huesos implicados en la técnica quirúrgica.

La posición de fijación articular debe ajustarse a las demandas funcionales más habituales para cada sujeto, pues la posición de fijación debe cubrir, simultáneamente, tanto la bipedestación y la marcha como otras funciones y posturas, como la sedestación y el decúbito.

Según la articulación artrodesada y según la posición seleccionada de fijación, afectará de uno u otro modo las distintas fases del GC.

Concretamente y al margen de las artrodesis del pie como la realizada en la articulación subastragalina, la fijación del tobillo suele realizarse en la posición neutra de unos 0° para el plano sagital, unos 5° de valgo y unos 5° - 10° de rotación externa. La fijación de la rodilla oscila entre unos 0° - 15° de flexión, unos 5° - 8° de valgo y una rotación externa de unos 10° . La fijación de la cadera oscila entre unos 20° - 45° de flexión, entre unos 10° de aducción y unos 10° de abducción y con una rotación que varía entre unos 0° - 20° de rotación externa.

- Ortesis \Rightarrow dispositivos que se colocan con propósitos terapéuticos y/o preventivos aunque, debido a su requerimiento específico y diseño, restringen y limitan la movilidad articular. Este efecto secundario suele alterar y condicionar mecánicamente la fisiología de la marcha (*figura 131*).

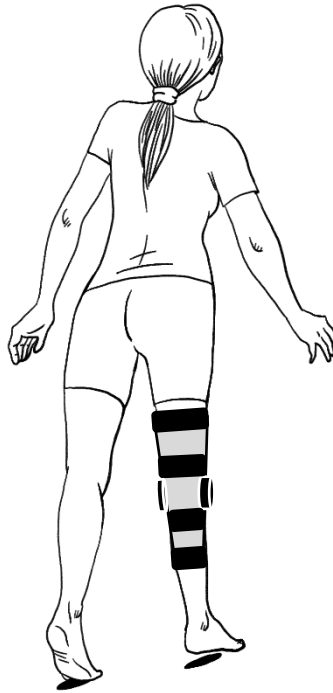


Figura 131- Ejemplo representativo de una ortesis que altera la función de la marcha. En este caso, la ortesis fija la rodilla en la posición neutra, limitando el movimiento de flexión de rodilla y condicionando la marcha, especialmente durante la Sv.

Pero antes de abordar seguidamente las rigideces articulares que afectan a la marcha humana y que clínicamente son los más prevalentes, se establece el concepto de reductibilidad e irreductibilidad articular.

Cuando en una articulación existe una determinada rigidez, se manifiesta una resistencia al movimiento. Si esta resistencia impide que la articulación se posicione neutra se dice que la articulación es irreductible, mientras que si se puede llegar a la posición neutra o incluso superarla, entonces se dice que la articulación es reductible (*figura 132*).

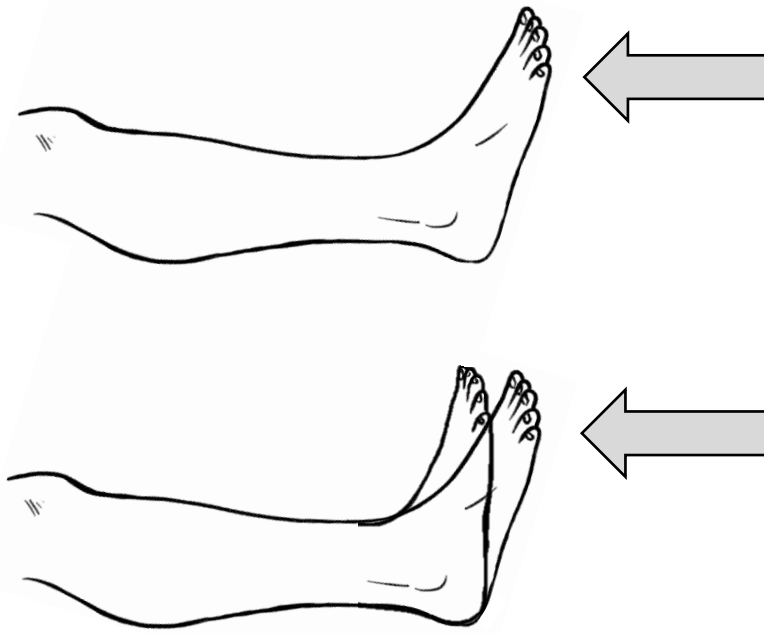


Figura 132- La incapacidad y la capacidad de llegar a la posición neutra de un tobillo plantiflexionado por rigidez, tras la aplicación de una fuerza dorsiflexora correctora, determina que la articulación sea irreductible y reductible respectivamente.

6.2.1. En plantiflexión

Cuando el complejo tobillo-pie está desequilibrado en flexión plantar, denominado también como pie equino, el movimiento limitado por rigidez es la flexión dorsal. Un ejemplo muy frecuente de esta alteración se halla cuando la espasticidad del tríceps sural es muy elevada y retrae excesivamente el complejo tendino-muscular.

Las fases que principalmente quedan afectadas son las de LR, MSt y MSw.

La zona metatarsal es la parte del pie que primero contacta con el suelo, de modo que la fase de LR ya queda alterada desde un inicio porque su evento de IC se realiza con el antepié. Posteriormente, tanto durante el resto de la fase de LR como la consiguiente fase de MSt, en función de la reductibilidad articular pueden quedar alteradas de dos maneras distintas:

- El sujeto camina sobre su antepié, de modo que el talón no llega a contactar jamás con el suelo (*figura 133*). Este tipo de marcha es la más habitual para las articulaciones irreductibles.

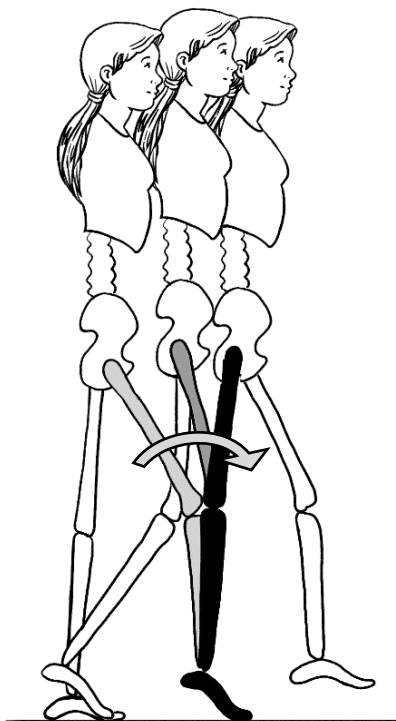


Figura 133- Marcha equina sobre el antepié.

- Tras el IC realizado con la punta del pie, el talón desciende aunque la restricción de la dorsiflexión persiste y dificulta el avance de la tibia sobre el astrágalo. La consecuencia inmediata de una marcha con un rodamiento de tobillo resistido, es la hiperextensión de rodilla, siendo ahora el fémur quien avanza sobre una tibia que se halla bloqueada por la restricción distal a nivel del tobillo (*figura 134*). Este tipo de marcha es la más habitual para las articulaciones reductibles.

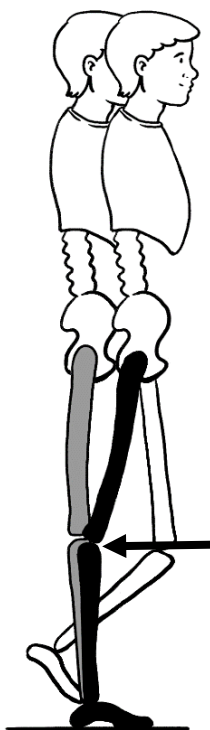


Figura 134- Hiperextensión de rodilla por rigidez plantiflexora. Alteración típica de la espasticidad del músculo sóleo.

En MSw y válido para las dos posibilidades anteriores porque se trata de una cadena cinética abierta, el equinismo puede comprometer el avance de la extremidad inferior porque la punta del pie tiende a rozar con el suelo. Para sortear este problema, el sujeto compensará realizando una flexión de cadera incrementada (*figura 135*).

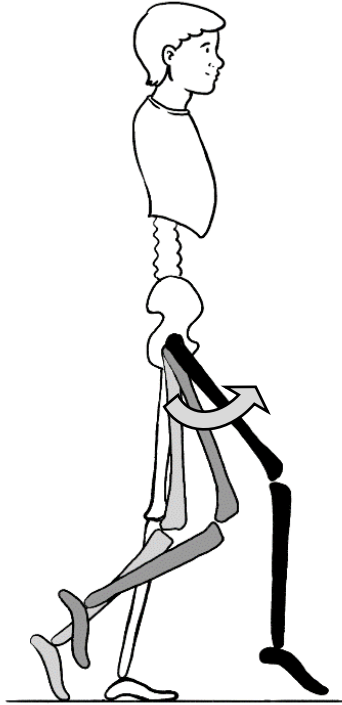


Figura 135- Flexión substitutoria de cadera en el caso de un equinismo derecho.

6.2.2. En extensión de rodilla

Cuando la rodilla está extendida o incluso bloqueada en extensión, el movimiento que se halla limitado por rigidez es la flexión de rodilla. Un ejemplo evidente se observa con la inmovilización en extensión por medio de una ortesis de rodilla (*figura 131*).

Las fases que principalmente quedan afectadas son las de LR, TSt, PSw, ISw y MSw.

Justo después de IC, la rodilla debe realizar la flexión inmediata durante LR (*figura 36*), de modo que esta fase de desaceleración queda alterada cuando este movimiento se ve restringido (*figura 136*).

Cuando la causa de la rigidez en extensión de rodilla se debe a un músculo cuádriceps espástico, la hiperactividad refleja tanto del propio músculo como del tendón rotuliano, incrementa todavía más la espasticidad muscular. Por tanto, la resistencia al movimiento de flexión incrementa especialmente cuando la GRF se absorbe súbitamente en esta fase

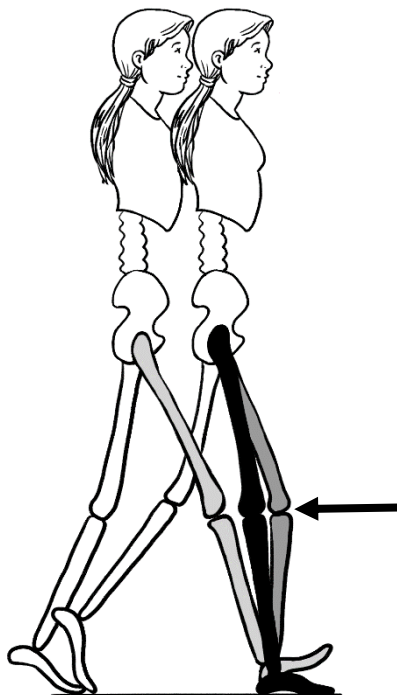


Figura 136- Resistencia a la flexión de rodilla durante LR por rigidez articular en extensión.

Las cuatro fases restantes, quedan afectadas por el mismo motivo de restricción cinemática, pues en ellas se esperaría una flexión de rodilla que no se puede realizar o bien que está limitada. Dos de estas fases pertenecen al período de St (TSt, PSw) y dos al período de Sw (ISw y MSw).

En TSt y PSw, la extremidad inferior no se dobla y por tanto no se acorta adecuadamente (*figura 137*), dificultando también el descenso homolateral fisiológico de la pelvis.

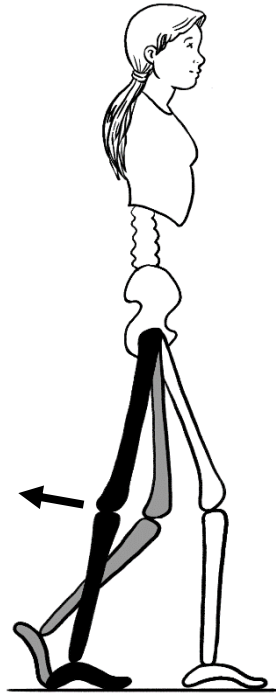


Figura 137- Resistencia a la flexión de rodilla durante TSt y PSm.

En ISw y MSw, el impedimento o la restricción en la flexión de la rodilla mantiene alargada la extremidad inferior, la cual debe avanzar por el aire sin que el pie roce con el suelo. Para conseguirlo, se realizan numerosas sustituciones con el objetivo de separar la distancia entre el pie y el suelo (*figura 138*):

- Elevación homolateral de pelvis.
- Signo de la guadaña. Consiste en una ligera abducción de la cadera mientras ésta se flexiona, realizando un movimiento semicircular y de apertura generalizado de la extremidad inferior.
- Dorsiflexión homolateral.
- Plantiflexión contralateral. Este movimiento, denominado también con el término “*vaulting*”, además de facilitar la separación del pie con respecto al suelo también eleva el CoM.

- Elevación y separación de los brazos. Las extremidades superiores también pueden contribuir a elevar el CoM e incrementar la estabilidad dinámica durante las fases iniciales de la Sw.

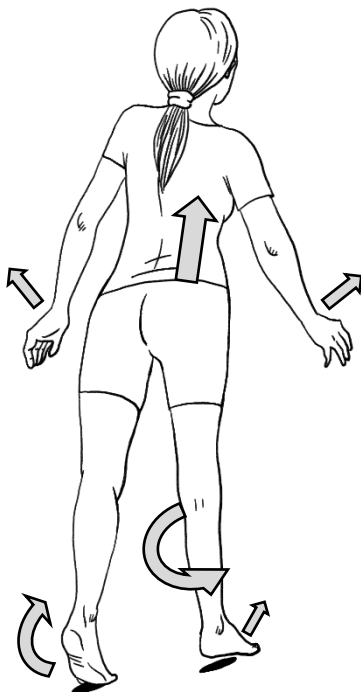


Figura 138- Sustituciones durante ISw y MSw para la restricción flexora de la rodilla del lado derecho.

6.2.3. En flexión de rodilla

Cuando la rodilla está flexionada por rigidez, como sucede en el caso de espasticidad en los músculos isquiotibiales, el movimiento que se halla limitado es la extensión de rodilla.

Las fases que principalmente quedan afectadas son las de LR, MSt, TSt y TSw.

Entre las tres fases de St alteradas, la que mayormente queda afectada es la fase de MSt, pues en ella se debería realizar la mayor extensión de rodilla. La dificultad de alineación en la extremidad inferior durante el período de St y del apoyo monopodal en especial provoca (*figura 139*):

- Flexión de tronco.
- Paso contralateral acortado.
- Incremento en la actividad muscular del músculo cuádriceps.

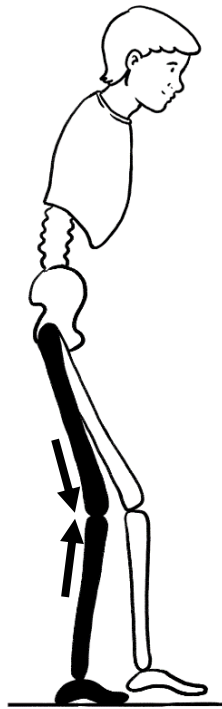


Figura 139- Rigidez en flexión de rodilla durante el período de St.

En TSw, la extensibilidad de rodilla queda de nuevo restringida manifestándose también para este lado un paso más acortado (*figura 140*).

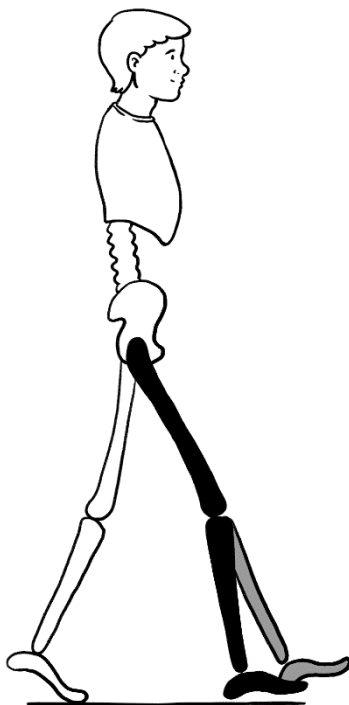


Figura 140- Acortamiento del paso por rigidez en flexión de rodilla.

6.2.4. En flexión de cadera

Cuando la cadera está flexionada por rigidez, como el caso de espasticidad en el músculo iliopsoas, el movimiento que se halla limitado es la extensión de cadera.

Las fases que principalmente quedan afectadas son las de MSt y TSt, siendo esta fase final del apoyo monopodal la más implicada.

La restricción extensora de la cadera, especialmente cuando la alteración es bilateral, dificulta enormemente la alineación postural, pues la pelvis se desequilibra hacia la anteversión y el tronco hacia la flexión (*figura 141*).



Figura 141- Anteversión pélvica y flexión de tronco por rigidez de la cadera en flexión.

Puesto que, además de pretender la horizontalidad de la mirada en bipedestación también se pretende la verticalidad del cuerpo, el sujeto puede realizar un par de substituciones para conseguir dicha verticalidad:

- Hiperlordosis lumbar \Rightarrow si la flexibilidad de la columna lumbar permite que el tronco se extienda, se incrementa la curva lumbar y se consigue cierta alineación de la unidad pasajero con respecto a la unidad locomotora (*figura 142*).

- Triple flexión de la extremidad inferior \Rightarrow manteniendo flexionadas las tres grandes articulaciones del miembro inferior, se puede verticalizar el tronco a expensas de una pérdida de la altura corporal y de un significativo incremento de la actividad muscular (*figura 143*).

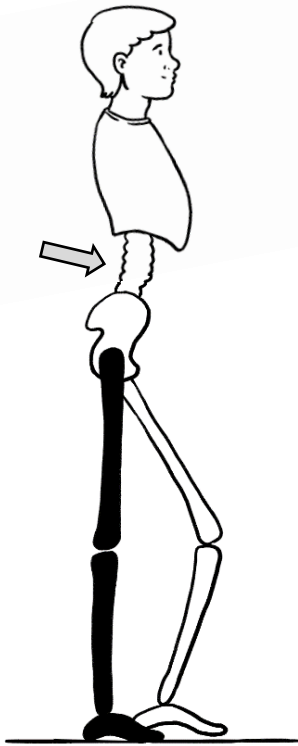


Figura 142- Hiperlordosis lumbar substitutoria a una rigidez en flexión de cadera.

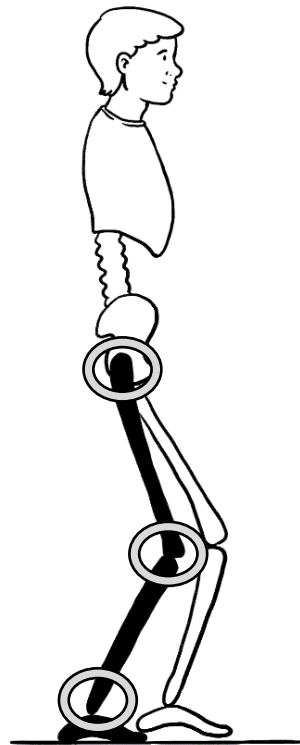


Figura 143- Triple flexión de extremidad inferior substitutoria a una rigidez en flexión de cadera.

El sujeto con esta restricción extensora de cadera, no puede realizar libremente la retroversión de la pelvis y escogerá, entre las dos compensaciones anteriores, aquella que le resulte más económica y confortable. Según su capacidad de lordosar el raquis, se seleccionará la primera sustitución porque se realiza con la musculatura paravertebral, más tónica y por tanto más preparada en términos de resistencia a la fatiga. En cambio y en la medida de las posibilidades, se evitará la segunda sustitución porque se realiza con la musculatura del cuádriceps, más fásica y fatigable.

Sin embargo, la hiperlordosis lumbar puede ser insuficiente porque la columna vertebral tiene sus limitaciones en términos de adaptabilidad musculoesquelética, especialmente en los sujetos adultos y en especial en los de edad avanzada. Resulta habitual encontrar sujetos que realizan una combinación de ambas sustituciones simultáneamente.

Uno de los parámetros que mayormente queda alterado con esta afectación es el acortamiento bilateral en la longitud de zancada, especialmente en el caso de la sustitución en triple flexión.

6.2.5. En aducción de cadera

Cuando la cadera está aducida por rigidez, como el caso de espasticidad en el grupo de músculos aductores, el movimiento que se halla limitado es la abducción de cadera.

Las fases que principalmente quedan afectadas son TSt, PSw, ISw, MSw y TSw.

En cadena cinética cerrada, se manifiesta una permanente elevación homolateral de la pelvis a lo largo de todo el St (*figura 144*).

Concretamente, debido a la resistencia en el ascenso de la pelvis contralateral (*figura 145*), la fase que mayormente queda implicada durante el St es la fase de PSw.

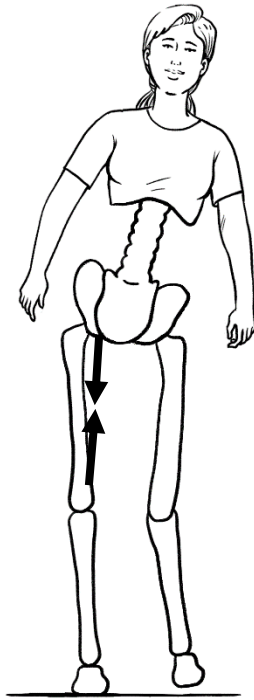


Figura 144- La rigidez en aducción de cadera provoca una elevación de pelvis que persiste durante todo el St.

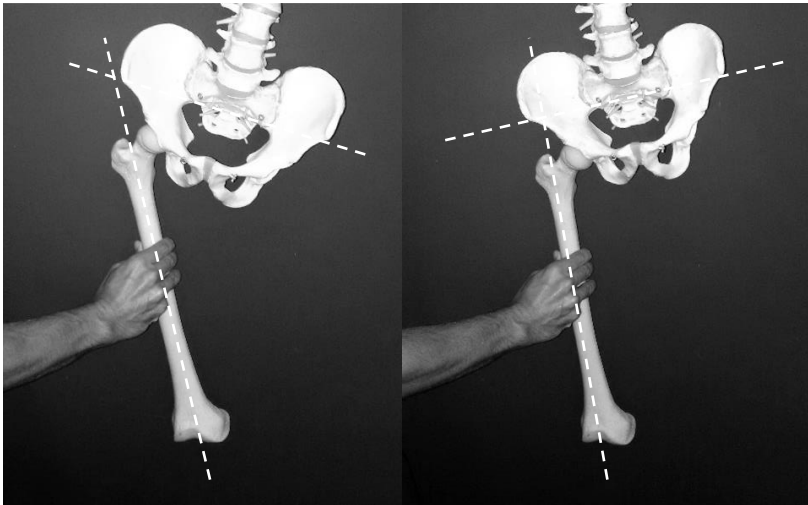


Figura 145- La elevación contralateral de la pelvis abre el ángulo frontal de la cadera del lado derecho y ésta se abduce.

En cadena cinética abierta, se manifiesta una aducción de la cadera que provoca el cruce del muslo con respecto a la línea media del cuerpo y que afecta a todas las fases de la Sw (figura 146).

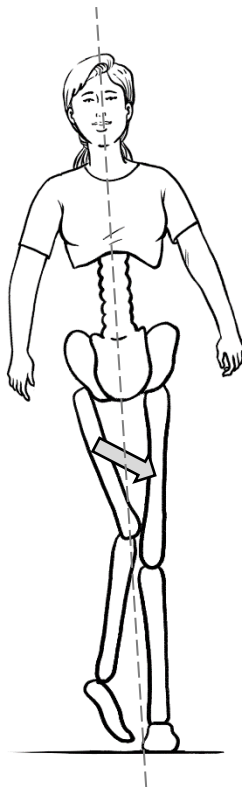


Figura 146- Aducción de cadera incrementada en cadena cinética abierta.

Cuando esta alteración se manifiesta bilateralmente y como consecuencia de este cruce repetitivo de la línea media, el tipo de marcha que se realiza recibe un nombre propio: marcha en tijeras.

7. ALTERACIONES GENERALIZADAS

7.1. Patologías neuromusculares

En concordancia con la perspectiva mecánica de este manuscrito y en términos de control neuromotor, se respeta la integridad neurofisiológica del sujeto y por ello no se aborda la alteración de la marcha que involucra un sistema nervioso central dañado.

Entre las marchas alteradas derivadas de patologías neurológicas centrales se hallan, a modo de ejemplo, la marcha festinante o parkinsoniana, la marcha hemiparética, la marcha atáxica, la marcha coreiforme, la marcha en la parálisis cerebral o la marcha en la lesión medular, entre otras.

7.2. Trastornos musculoesqueléticos

7.2.1. Por dolor

También denominada marcha antálgica o antiálgica, consiste en la marcha que se realiza cuando existe presencia de dolor musculoesquelético en cualquier zona de la extremidad inferior, en la pelvis o incluso en el raquis lumbar.

Causas de este tipo de marcha pueden ser, a modo de ejemplo y para cada nivel articular: -espolón calcáneo; -tendinitis rotuliana; -pinzamiento en la cápsula articular de la cadera; -sacroileítis; -radiculopatía.

De modo general y a nivel estático, la articulación dolorosa tiende a adoptar una postura antiálgica que coincide con la posición de menor presión intraarticular. Estas posturas, que son de unos 15° de flexión plantar para el tobillo, unos 30°-45° de flexión para la rodilla y de unos 30° de flexión para la cadera, miran de adaptarse a la funcionalidad de la marcha a lo largo del GC. El sujeto busca, espontáneamente y por *feedback*, el máximo equilibrio entre la función requerida en cada fase y la evitación del estímulo nociceptivo.

Por tanto, el principal propósito del sujeto con dolor es evitarlo al andar. Para conseguirlo, realizará todos aquellos mecanismos substitutorios que tensen los tejidos dañados en su mínima expresión. Entre las principales substituciones destaca (*figura 147*):

- Disminución del tiempo de carga \Rightarrow durante todo el St, de modo que el período de la Sw de la pierna contralateral también se reduce.
- Disminución de la intensidad de carga \Rightarrow durante el St y en particular durante LR, puesto que la desaceleración implica un pico de fuerza en la marcha normal “Z1” que se busca minimizar, suavizando el IC y realizando una marcha cautelosa. Unas de las principales compensaciones que disminuyen la carga son la inclinación contralateral de tronco a lo largo del GC y el incremento de la carga sobre la pierna contralateral.
- Disminución de la actividad muscular \Rightarrow a lo largo de todo el GC y en particular durante TSt, puesto que la propulsión implica un segundo pico de fuerza en la marcha normal “Z3”, se busca reducir a través de la inactivación o menor participación muscular.
- Elevación de los brazos \Rightarrow durante el St y en particular durante MSt, se elevan las extremidades superiores para reducir la carga sobre la pierna álgica porque, gracias a este gesto de los brazos, se eleva momentáneamente el CoM del sujeto.
- Súbita oscilación de la extremidad inferior contralateral \Rightarrow el breve instante de apoyo sobre la pierna dolorosa, es aprovechado por la pierna contralateral para realizar un paso corto y rápido que, junto a la elevación de los brazos, también puede contribuir a la levitación momentánea del CoM.

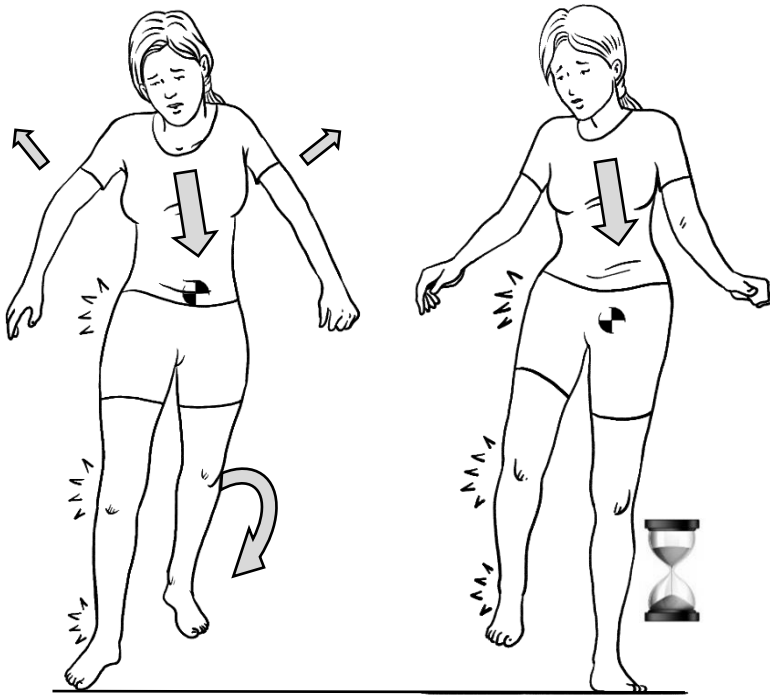


Figura 147- Marcha antálgica.

Tanto debido a la presencia directa del dolor como a los propios mecanismos compensadores de la marcha antálgica, se alteran los principales parámetros cinemáticos, cinéticos y EMG:

- Menor velocidad.
- Menor cadencia.
- Menor longitud de zancada bilateral.
- Menor porcentaje temporal de St en la pierna álgica.
- Menor porcentaje temporal de Sw en la pierna contralateral.
- Elevación y abducción de las extremidades superiores.
- Disminución de la GRF en el lado álgico.
- Disminución generalizada de la actividad muscular en la pierna álgica.

7.2.2. Por artrosis

7.2.2.1. Características generales de la marcha artrósica

La marcha artrósica se realiza cuando existe un avanzado nivel de degeneración cartilaginosa, el cual desprotege la regularidad de las superficies articulares y deja expuesto el hueso subcondral a compresiones y rozamientos articulares que cursan con dolor.

Principalmente existen dos articulaciones artrósicas en las que, cuando la dinámica articular genera estímulos nociceptivos en ellas, el patrón de marcha es muy similar. En estos dos tipos de marcha el tronco realiza una inclinación homolateral durante el período de St (*figura 148*).

Las dos articulaciones artrósicas que generan este tipo de marcha son la rodilla y la cadera, cuya denominación específica para su degeneración cartilaginosa es la gonartrosis y la coxartrosis respectivamente.

Si bien se tratan de un tipo de marcha generada por dolor, no solamente se diferencia de la marcha antálgica anterior sino que es antagónica a ella. Lejos de realizar una inclinación contralateral de tronco cuando la pierna dolorosa está en el suelo, en estos casos de dolor por artrosis se realiza justamente el movimiento opuesto, una inclinación homolateral de tronco.

Una particularidad de esta marcha es que, cuando la gonartrosis y/o la coxartrosis son bilaterales, situación altamente frecuente en la población geriátrica, la inclinación de tronco es tan repetida para cada paso y se manifiesta un tipo de marcha denominada “de pato” o “balanceante” (*figura 149*).

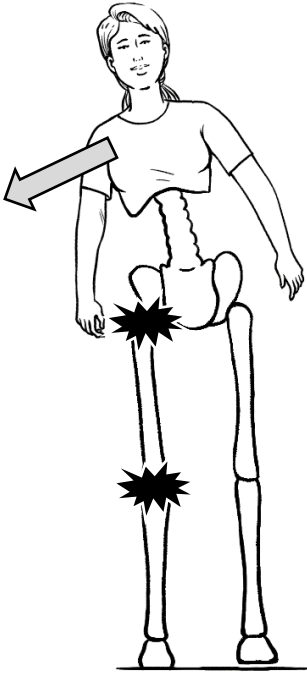


Figura 148- Inclinación homolateral de tronco sobre la pierna artrósica en St.

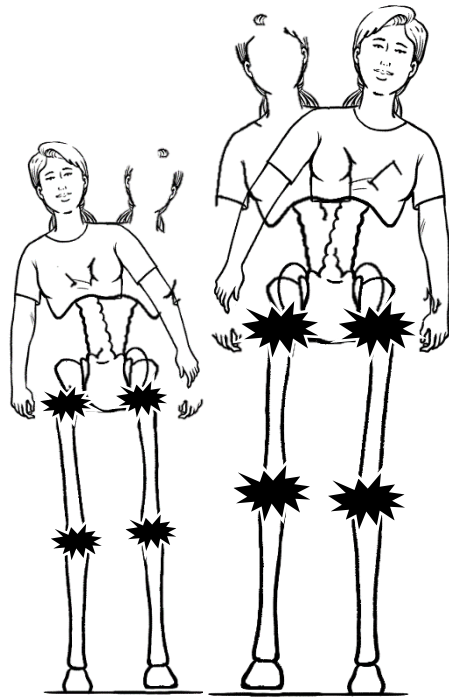


Figura 149- Marcha de pato causada por artrosis bilateral en rodillas y/o caderas.

7.2.2.2. Marcha en la gonartrosis

En la artrosis de rodilla el compartimento fémoro-tibial que suele presentar mayor desgaste y mayor sintomatología nociceptiva es el compartimento interno. Debido a que la trayectoria de la fuerza peso se proyecta medialmente en condiciones fisiológicas, tanto en relación al centro articular de la rodilla como en relación a la cadera, pasa a través del compartimento interno de la rodilla, sometiéndolo así a una compresión directa durante las fases de St (*figura 150*).

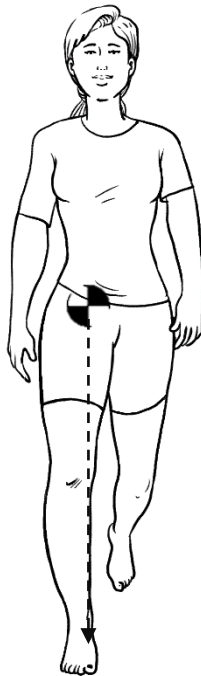


Figura 150- Paso medial de la fuerza peso en relación al centro articular de la rodilla y de la cadera para la marcha normal.

Para evitar el pinzamiento de este compartimento degenerado, el sujeto con gonartrosis inclina homolateralmente el tronco para lateralizar la trayectoria de la fuerza peso y proyectar el paso vectorial de la unidad pasajero a nivel del compartimento externo de la rodilla, descomprimiendo de este modo el álgico compartimento fémoro-tibial interno (*figura 151*).

Un factor mecánico que predispone a este tipo de problema es el varo de rodilla, pues la interlínea fémoro-tibial se presenta anatómicamente pinzada o cerrada medialmente y bostezada o abierta lateralmente (*figura 152*).

7.2.2.3. Marcha en la coxartrosis

La congruencia estructural entre la cabeza femoral y el acetábulo de la pelvis se ve altamente condicionada en el caso de la coxartrosis, pues el desgaste cartilaginoso incrementa las fuerzas de fricción entre las superficies articulares de la cadera. Consecuentemente, el sujeto con coxartrosis evitará el roce durante la dinámica articular fisiológica a lo largo del GC y más especialmente durante el período de St.

Debido a que la trayectoria de la fuerza peso se proyecta medialmente en condiciones fisiológicas (*figura 150*), en el caso de la coxartrosis interesará que dicho vector se proyecte a través del centro articular de la cadera por un doble motivo:

- Para evitar el descenso contralateral de la hemipelvis y bloquear el movimiento fisiológico de aducción de cadera durante LR (*figura 153*).
- Para anular el Momento de la fuerza peso a nivel de la cadera y evitar la contracción del glúteo medio, pues esta actividad muscular no sólo incrementaría la coaptación entre la cabeza femoral y el acetábulo sino que también incrementaría la sintomatología dolorosa en la coxartrosis (*figura 154*).

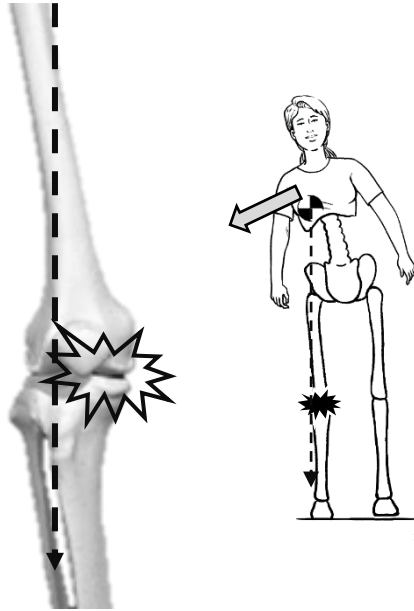


Figura 151- Inclínación homolateral de tronco durante el St de la rodilla con gonartrósis.

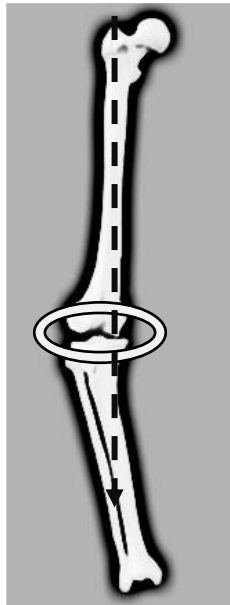


Figura 152- El genu varo como factor de riesgo de gonartrósis.

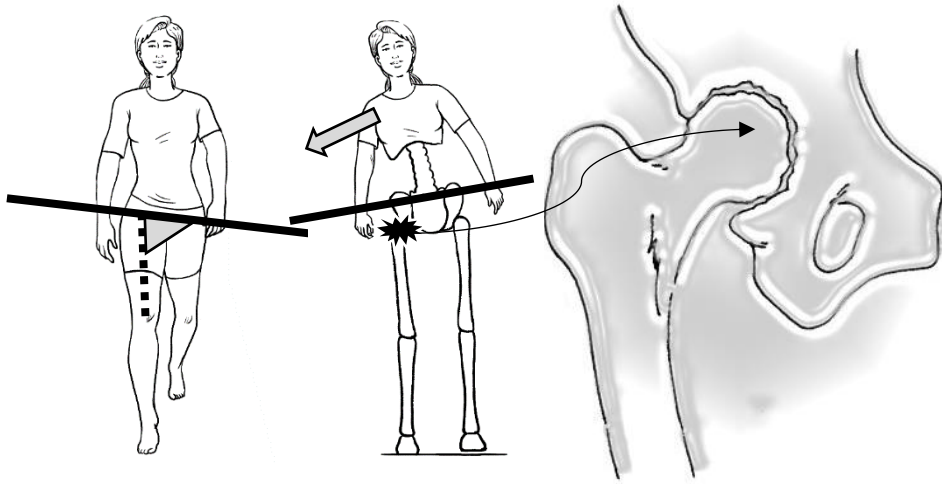


Figura 153- Evitación del movimiento y roce articular de la cadera en el caso de la coxartrosis.

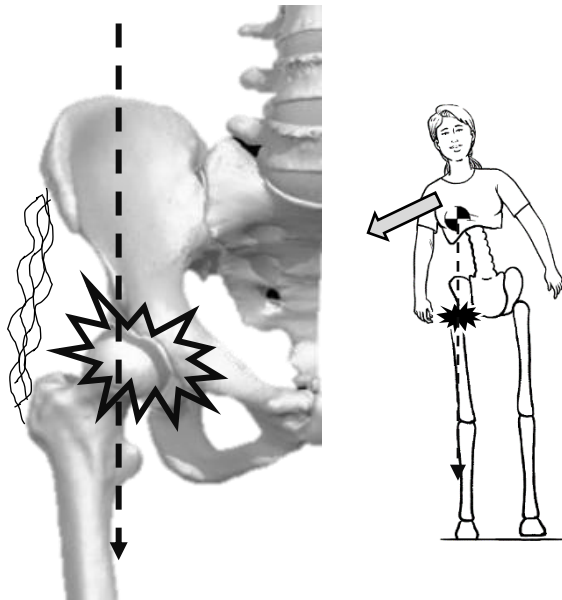


Figura 154- Evitación del Momento de fuerza a nivel de la cadera en el caso de la coxartrosis y evitación de la contracción excéntrica del glúteo medio durante LR.

7.2.3. Dismétrica

La asimetría o discrepancia en longitud entre las extremidades inferiores de un mismo sujeto es comúnmente conocida como disimetría.

Esta diferencia provoca un conjunto de alteraciones durante la marcha que se manifiestan, principalmente, por la necesidad de realizar distintos rangos de movimiento para cada lado y articulación.

Para gestionar los cambios cinemáticos generados por la disimetría, el sistema nervioso central se organiza implicando mayor tensión y participación en determinados grupos musculares y realizando aquellas sustituciones que aportan eficiencia y confort.

Pero antes de abordar las sustituciones más comunes y presentar el patrón de marcha disimétrica cabe diferenciar entre dos tipos de disimetría, la real y la funcional.

La disimetría real es producto de una diferencia anatómica en la longitud de una extremidad inferior, provocada principalmente por causas traumáticas o congénitas. Este acortamiento con respecto a la extremidad inferior contralateral se puede hallar en uno o en varios de los huesos de la columna ósea: tibia, fémur y hemipelvis.

En el caso de la disimetría funcional, la longitud estructural entre ambas extremidades inferiores es igual o inferior a 1cm, pero la percepción de desequilibrio que interpreta el sistema nervioso central provoca una adaptación articular y miofascial que es similar a la disimetría real. Ejemplo de estos reajustes corporales se observan en el esguince de tobillo o en la condropatía rotuliana, en donde la carga de la extremidad afectada todavía provoca dolor y, para evitar la puesta en tensión de los tejidos algicos, se modifica la simetría de las tensiones miofasciales y de la kinesiología del cuerpo humano.

Las adaptaciones de la disimetría funcional, si bien pueden ser similares a las que seguidamente se presentarán para la disimetría real, tienen mayor variabilidad entre los sujetos. Las compensaciones más habituales de la marcha disimétrica real son (*figura 155*):

- Pie \Rightarrow modificando las numerosas articulaciones del pie se puede aumentar o disminuir la altura de la bóveda plantar e influir en la longitud de la extremidad

inferior. El sujeto con disimetría mantendrá una pronación en el pie de la pierna más larga, disminuyendo el arco plantar y acortando la longitud global de la extremidad. Por otro lado, la necesidad de alargar la pierna corta conllevará, principalmente, una flexión plantar del primer metatarsiano que acentuará el arco longitudinal medial y la supinación del pie.

- Tobillo \Rightarrow la dorsiflexión acorta la longitud global de la extremidad inferior mientras que la plantiflexión la alarga. Debido a que el tobillo de la pierna corta busca la plantiflexión, se manifiesta una HR precoz durante el apoyo monopodal y para la pierna larga más tiempo el contacto de FF. De este modo, en la pierna corta se revela predominancia de TSt y un mayor rodamiento de antepié, mientras que en la pierna larga predomina la fase de MSt y un mayor rodamiento de tobillo.
- Rodilla \Rightarrow la flexión acorta mecánicamente la longitud global de la extremidad inferior mientras que la posición neutra en extensión la mantiene alargada. Por este motivo, tanto para el St como para la Sw predomina la flexión en la pierna larga y la extensión en la pierna corta.
- Cadera \Rightarrow la flexión acorta la extremidad inferior y la posición neutra la alarga, de modo que se asocia la flexión en la pierna larga y la posición neutra para la pierna corta. Por otro lado, se manifiesta una abducción de cadera en la pierna larga durante la primera mitad de la Sw porque provoca un acortamiento relativo en la pierna y facilita su avance aéreo.
- Pelvis \Rightarrow aunque tenga movimientos de pequeña amplitud articular, su elevada versatilidad en términos de compensación es muy aprovechada por el sujeto con disimetría. Cuando un lado de la pelvis o hemipelvis se eleva, acorta la longitud global de la extremidad inferior, mientras que si desciende la alarga. Por otro lado, la retroversión o rotación posterior del ilíaco acorta la pierna mientras que

la anteversión o rotación anterior del íliaco la alarga. Consecuentemente, en la pierna larga se manifiesta elevación de la hemipelvis y retroversión íliaca y viceversa para la pierna corta.

Asimismo, también se destaca que existe una carga más pronunciada sobre la extremidad corta por un doble motivo. Por un lado y especialmente cuando la disimetría es de unos 3cm, las sustituciones no son suficientes y el cuerpo “cae” de forma directa hacia el lado corto. Por otro lado y en términos de compensación, cargar más sobre el lado corto es útil porque el desplazamiento lateral facilita el avance de la pierna larga durante la Sw.

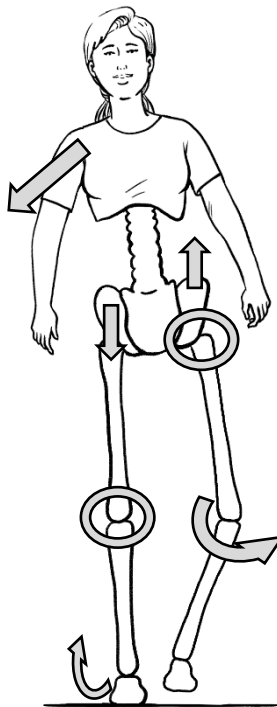


Figura 155- Marcha disimétrica. Sustituciones en la extremidad corta: -supinación; -incremento del arco longitudinal; -flexión plantar; -extensión de rodilla; -extensión de cadera; -descenso de la hemipelvis; -rotación anterior del íliaco; -mayor carga durante el St. Para la extremidad larga existe un antagonismo perfecto en las sustituciones presentadas.

7.2.4. Por alteración estructural del raquis

En términos generales, una patología a nivel de la columna vertebral que no implique estructuras nerviosas como la médula, no suele generar una marcha patológica (*figura 156*).

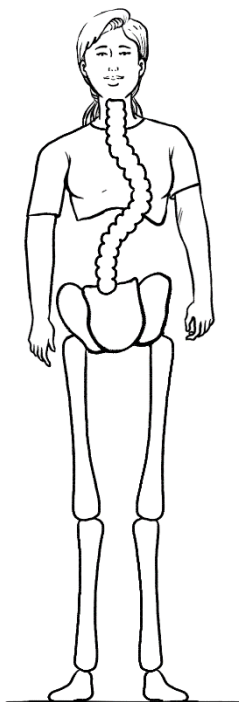


Figura 156- Una escoliosis por sí sola no suele generar una marcha patológica. En los casos en los que el problema estructural es muy importante, como el caso de la escoliosis idiopática grave, el sujeto ya no suele tener capacidad de marcha.

Sin embargo, existen algunas alteraciones de raquis que generan alteraciones en la marcha humana, como la espondilitis anquilosante severa (*figura 157*).

Además de realizar unos pasos acortados, la resistencia al enderezamiento y la alineación del raquis, provoca una flexión del tronco que permanece incrementada a lo largo de todo el GC. También, debido a la proyección caudal de la cabeza y a la necesidad de

elevar la mirada, el sujeto suele realizar una hiperlordosis cervical alta, especialmente acentuada a nivel de la charnela occipito-atloidea.

Asimismo, puesto que el CoM se desplaza hacia delante, el sujeto busca su posteriorización llevando los brazos hacia atrás durante o incluso sujetándose las manos por detrás de su espalda. También, es bastante socorrido en estos sujetos con avanzado nivel degenerativo de la columna, el uso de andadores u otros apoyos anteriores que les permitan mayor estabilidad y confort.

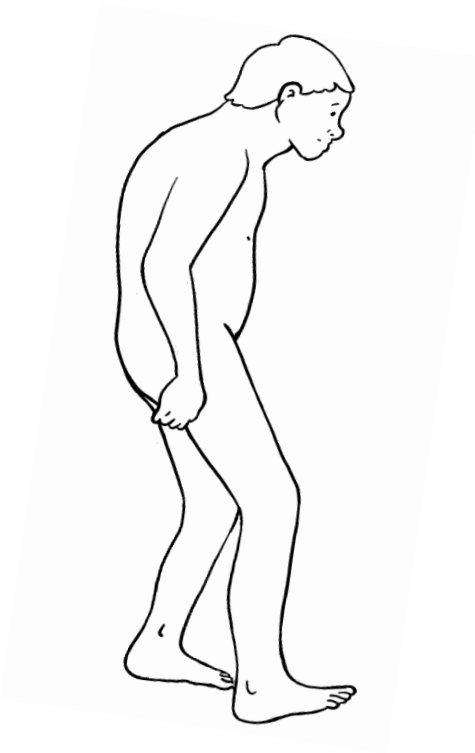


Figura 157- Espondilitis anquilosante grave. Falta de alineación axial de la unidad pasajero, desequilibrio anterior del cuerpo y disminución de la longitud de zancada.

7.2.5. Por amputación

7.2.5.1. Niveles de amputación

La amputación es una operación destructiva con propósitos constructivos que, no sólo implica una pérdida estructural y funcional, sino que también sensorial.

Para restablecer la estructura se coloca una prótesis y para restablecer la función es imprescindible, además, conseguir un buen control neuromotor de la prótesis. El objetivo terapéutico se basa en la optimización de la musculatura remanente y en un adecuado nivel perceptivo-motor del nuevo complejo muñón-prótesis, el encaje.

Pero no todos los usuarios de prótesis externas para la marcha se tratan de amputados por causas adquiridas de origen traumático, vascular o tumoral, sino que también pueden deberse por causas congénitas como las agenesias o las hipoplasias.

El nivel de amputación puede variar desde la pelvis, pasando por los huesos largos del fémur y de la tibia, y llegar hasta los niveles de amputación del pie (*figura 158*).

A medida que el nivel de amputación es más distal, el pronóstico funcional mejora por un doble motivo: a) porque se conserva mayor musculatura; b) porque se dispone de una mayor palanca mecánica.

Como sucede en los niveles de amputación infracondíleo en relación a las amputaciones supracondíleas o desarticulación de la rodilla, la preservación de la rodilla anatómica mejora significativamente el pronóstico funcional. La conservación de los importantes músculos flexo-extensores de rodilla y más especialmente, cuando se conserva una buena distancia entre la inserción del tendón rotuliano y el nivel de amputación tibial, no solamente mejores opciones de éxito entre el encaje del muñón y la prótesis sino que también repercutirá positivamente en las funciones de amortiguación y propulsión de la marcha.

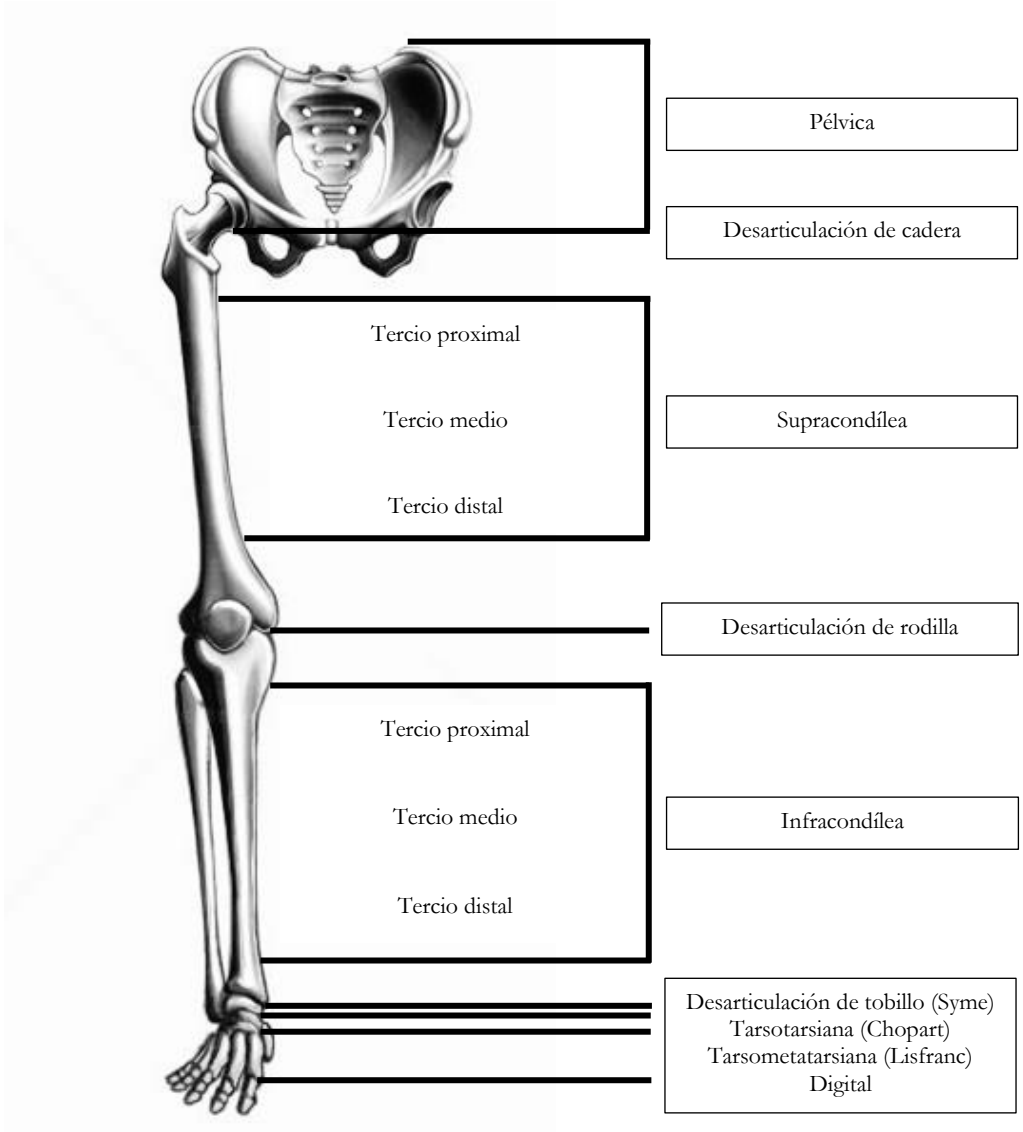


Figura 158- Niveles de amputación en la extremidad inferior.

Otro aspecto mecánico a destacar es la relevancia de los pequeños movimientos de rotación fisiológica entre el fémur y la tibia, puesto que en el caso de la desarticulación de la rodilla o en las amputaciones supracondíleas, estos movimientos pueden generar dolor, rozamientos u otros conflictos cutáneos entre el encaje del muñón y la prótesis.

7.2.5.2. Prótesis

Una prótesis es un elemento artificial que tiene por objetivo la restitución total o parcial de una parte del cuerpo que se halla ausente.

Cuando las prótesis substituyen una parte anatómica del cuerpo por medio de la cirugía ortopédica, como el caso de la substitución acetabular y de la cabeza femoral, se tratan de prótesis internas. En cambio, cuando se restituye externamente una parte anatómica para restablecer, entre otros propósitos, una función perdida como la marcha humana, se tratan de prótesis externas.

Debido a la gran diversidad de tipos y mecanismos de prótesis externas para el amputado, y también debido a la constante evolución tecnológica en el campo ortoprotésico, no es un objetivo de esta obra el abordaje de esta temática.

Uno de los efectos negativos del uso de las prótesis en los tejidos biológicos es, además del tejido cutáneo por los conocidos problemas de rozamiento y presión, el tejido óseo. En el caso de la amputación femoral, por ejemplo, la transmisión de las fuerzas no se realiza a través del fémur y el acetábulo sino que se transfieren por las paredes periféricas de la prótesis y se trasladan a la pelvis a través del apoyo isquiático. Esta alteración mecánica incide histológicamente inhibiendo la actividad osteoblástica y estimulando la actividad osteoclástica, hecho que conlleva la aparición progresiva de una osteoporosis y desorganización de las columnas trabeculares del hueso esponjoso, disminuyendo así las propiedades mecánicas de resistencia ósea e incrementando el riesgo de fractura.

7.2.5.3. Características generales de la marcha del amputado

Debido a que existe un período de transición obligado, la marcha del amputado está altamente condicionada por la temporalidad transcurrida a partir de la cirugía de la amputación. Además de la remodelación anatómica del muñón y de la presencia de problemas asociados como el dolor neuropático o la presencia del miembro fantasma, el sujeto amputado debe acomodarse progresivamente a un nuevo esquema corporal.

Ya que su percepción somatosensorial está alterada y su sistema nervioso central debe reorganizarse de nuevo, busca nuevas vías de conexión sináptica que, por plasticidad neuronal y a través de la repetición, dan respuesta a los requerimientos funcionales de la nueva marcha humana.

Superado este período de aprendizaje y de reeducación de la marcha, se pasa a describir las principales características de la marcha del amputado.

Uno de los primeros parámetros que se debe evaluar antes de reeducar la marcha del amputado es la simetría en longitud entre la pierna anatómica y la prótesis. Para determinar este parámetro se toma, principalmente, la horizontalidad de la pelvis en el mantenimiento de la postura bípeda con los pies juntos y con las articulaciones de las dos extremidades en posición neutra (*figura 159*).

Si no se preserva una buena biomecánica durante la marcha, además de tener un mayor cansancio y poca resistencia en la realización de trayectos largos, es altamente probable que puedan aparecer dolores en el raquis lumbar.

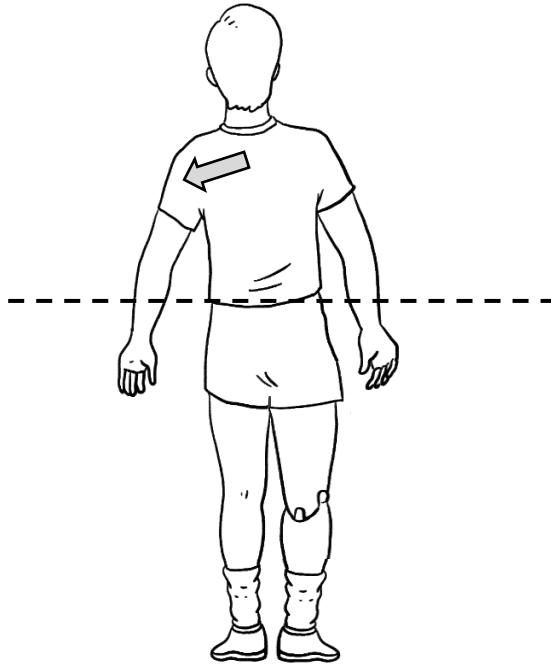


Figura 159- La evaluación de eventuales asimetrías de longitud entre extremidades se realiza en bipedestación y con los pies alineados. Se recomienda la observación minuciosa de la columna vertebral y la simetría de los pliegues cutáneos parapélvicos. En este caso, se observa la habitual sobrecarga sobre del peso hacia el lado anatómico y que debe controlarse en la evaluación.

La tendencia general durante el St es sobrecargar más la pierna anatómica mientras que durante la Sw es separar en exceso la prótesis del suelo (*figura 160*). Ambas tendencias responden a la falta de confianza con la prótesis y déficit de control neuromotor, hecho especialmente presente durante el primer año post-amputación.

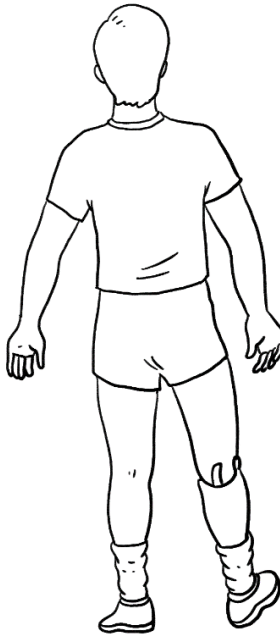


Figura 160- Exceso de carga en la pierna anatómica durante el St y exceso de separación de la prótesis durante la Sv.

Además de la fatiga durante la marcha y la inseguridad y déficit de control generalizado con la pierna de la prótesis, existen otros parámetros que deben identificarse en la marcha del amputado y que pueden deberse, principalmente, a cuestiones técnicas de las prótesis.

Entre los principales parámetros alterados destacan:

- Asimetría en la longitud de los pasos. El paso corto puede realizarse con cualquier pierna, aunque lo más probable es que se realice con la pierna anatómica para no dejar atrás y sin control visual a la pierna amputada.
- Exceso o déficit de flexión de rodilla en LR e hiperextensión generalizada durante el período de St (*figura 161*).
- Inclinación homolateral de tronco en MSt (*figura 162*).

- Valgo de rodilla durante el período de St y particularmente en MSt (*figura 163*).
- Hiperlordosis lumbar compensatoria durante MSt y TSt (*figura 164*).
- Flexión precoz de rodilla en TSt o flexión retardada de rodilla en PSw.
- Exceso de rotación interna y externa de la prótesis durante PSw (*figura 165*).
- Signo de la guadaña (*figura 166*).
- Exceso de separación del pie con respecto al suelo durante la Sw (*figura 167*).

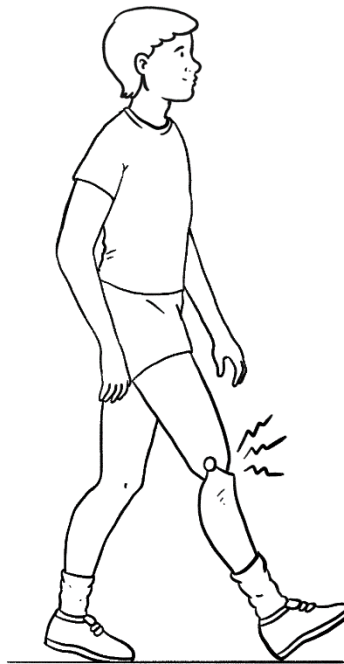


Figura 161- Déficit de flexión amortiguadora durante LR y bloqueo generalizado durante el período de St.



Figura 162- Inclinación homolateral de tronco durante MSt.

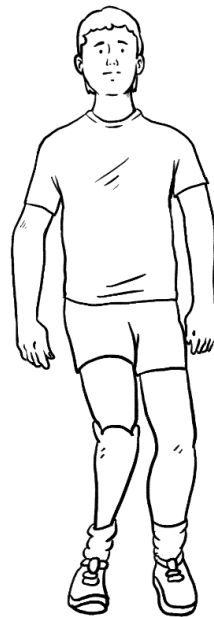


Figura 163- Valgo de rodilla en MSt.

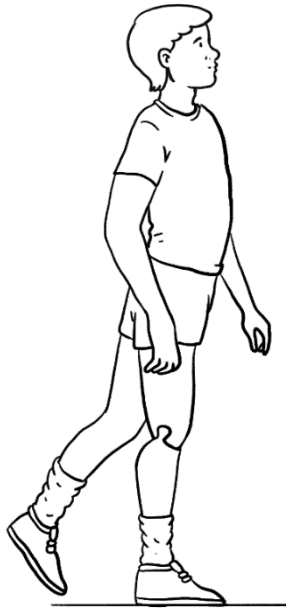


Figura 164- Hiperlordosis lumbar compensatoria durante MSt y TSt.

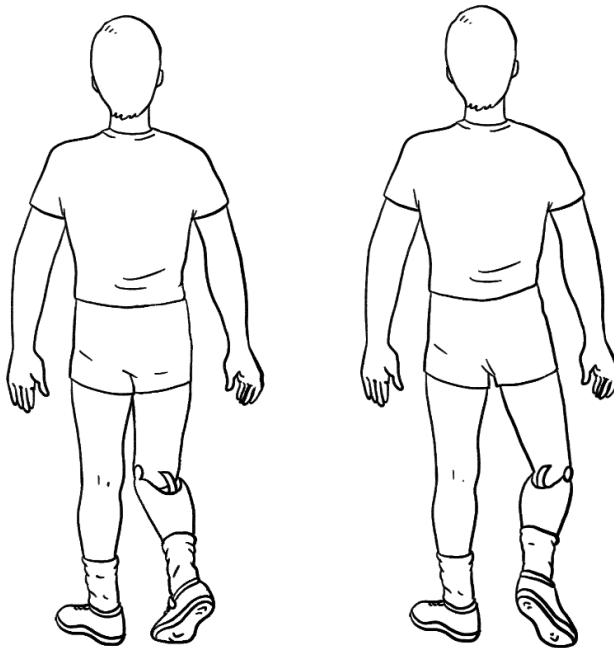


Figura 165- Exceso de rotación interna y externa de la prótesis durante PSv.

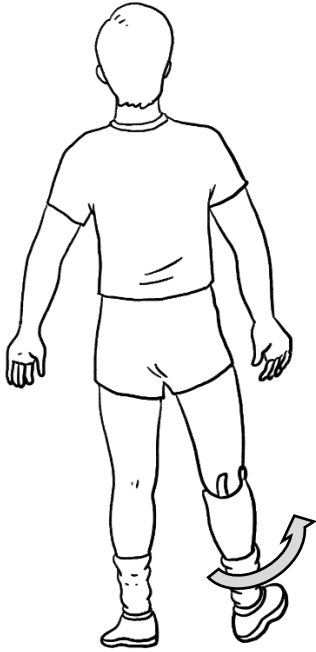


Figura 167- Signo de la guadaña. Tendencia a abducir y separar la extremidad inferior de la trayectoria lineal de la marcha durante ISw para aducirla de nuevo en TSw.

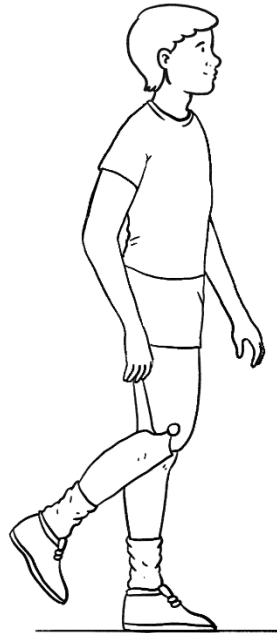


Figura 167- Exceso de separación del pie durante la Sw.

8. REEDUCACIÓN DE LA MARCHA

8.1. Consideraciones sobre la reeducación terapéutica

El profesional que tiene las competencias para reeducar la marcha es el fisioterapeuta. Junto al propio paciente, el técnico ortopeda y otros profesionales, el fisioterapeuta lidera para este ámbito el objetivo de adquirir o restablecer la marcha en el paciente, de la forma más autónoma y fisiológica posible.

Considerando que cada caso particular se debe abordar de un modo adaptado a sus necesidades concretas, seguidamente se plantean algunas consideraciones generales sobre la reeducación de la marcha que son transversales para el conjunto de los pacientes:

- **Contraindicaciones** ⇒ la primera cuestión que se debe garantizar es la inexistencia de ningún factor que impida la marcha. Aunque suelen ser poco habituales, deben tenerse en cuenta posibles contraindicaciones como una luxación de cadera que se agrave con la carga en bipedestación (*figura 168*).



Figura 168- La puesta en carga de la bipedestación puede agravar la luxación en el caso de una displasia de cadera. En estos casos se recomienda realizar una radiografía en bipedestación con abducción correctora de cadera para valorar, si esta posición corregida, consigue mejorar la congruencia articular, valorándose en tal caso la posibilidad de marcha con el uso de una ortesis abductora de cadera.

- Complicidad \Rightarrow la motivación intrínseca debe ser el hilo conductor en el proceso rehabilitador. No se puede diseñar ni implementar un programa de entrenamiento sin considerar la dimensión psicológica del propio paciente. Aunque sean muchas y variadas las expectativas y situaciones emocionales del sujeto a reeducar y de su entorno familiar, se debe conseguir la máxima complicidad, comprensión y cooperación posible con respecto a los objetivos y el plan terapéutico diseñado.

- Confianza vs dependencia \Rightarrow si por un lado es conveniente que el terapeuta consiga desarrollar una relación de confianza con el paciente, la perpetuación de esta relación puede generar aspectos negativos en términos de autonomía. Un extremo al que se puede llegar y el cual se debe evitar, es que el paciente únicamente se atreva a caminar con su fisioterapeuta.

- Automatización \Rightarrow debido a que la marcha es una habilidad motora, consiste en un aprendizaje implícito o procedimental que se inicia con la ejecución de unos movimientos voluntarios que son plenamente conscientes. Por medio de una reiterada repetición, además de consolidarse y memorizarse como patrón neuromotor, el nivel de atención de los movimientos voluntarios se va reduciendo y la marcha puede ejecutarse sin el requerimiento consciente inicial de la tarea locomotora.

En el caso de la reeducación de la marcha y más especialmente tras un daño adquirido en el sistema nervioso central, el reaprendizaje es explícito y dirigido por el fisioterapeuta.

Sin embargo, para lograr con éxito la recuperación de la habilidad, no es suficiente la ejecución controlada de los gestos fisiológicos ni de toda la secuencia del GC.

El objetivo final de la reeducación de la marcha consiste en reaprender el patrón neuromotor de la marcha sin el requerimiento absoluto de la atención, es decir, ser capaz de caminar adecuadamente y de forma automatizada.

Así, primero se reeducará de forma consciente un determinado gesto y en distintos y variados contextos para, posteriormente y tras el control y dominio de los gestos que intervienen en el GC, pasar a la automatización de la secuencia por medio de la repetición y de la distracción (*figura 169*).

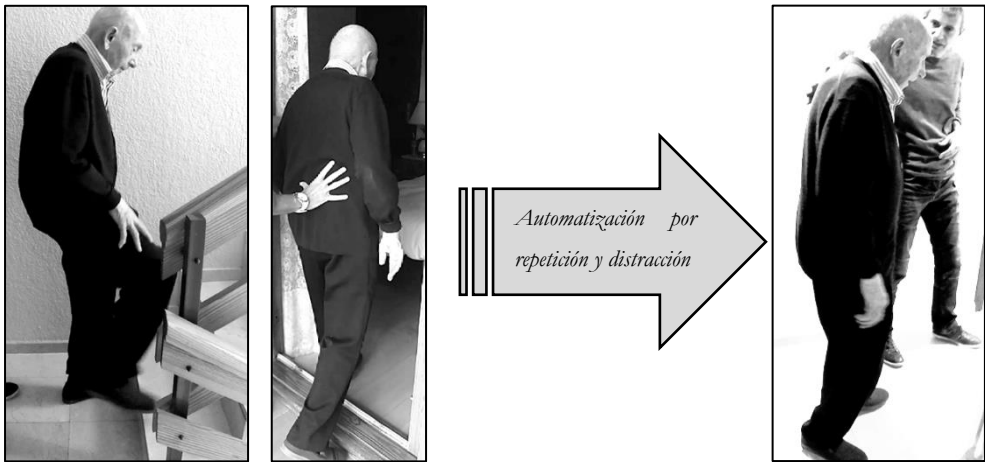


Figura 169- Ejemplo representativo de un entrenamiento por automatismo de los gestos realizados en torno al TO del pie derecho. En una primera fase se supera repetidamente y en distintos contextos un determinado obstáculo, tomando consciencia de la postura y del movimiento implicado. En una fase posterior, se pretende integrar el gesto entrenado en la secuencia del GC mientras el sujeto es distraído, de modo que un determinado % de la atención está ocupado en otra materia.

- Integración de todo el cuerpo \Rightarrow aunque se preste mayor atención en una zona determinada del cuerpo, conviene que el paciente desarrolle una imagen mental de la globalidad de su cuerpo y una noción funcional en la que se integren todas sus partes.

- Visión \Rightarrow si bien el uso del espejo puede ser de ayuda inicialmente como *feedback*, el objetivo es desarrollar programas neuromotores estables y autónomos de todo refuerzo visual. Por ello, se estimularán las otras dos vías del equilibrio: el sistema vestibular y el sistema somatosensorial.

La facilidad/dificultad de la marcha puede modularse “jugando con la mirada” del paciente. Si la tendencia de una persona con inestabilidad en bipedestación es fijar la mirada hacia un punto cercano y situado a nivel del suelo, se pueden incrementar las demandas de reequilibración postural y dinámica solicitando, de menor a mayor exigencia: a) elevación de la mirada en un punto lejano; b) dinamismo y elevación de la mirada en distintos puntos lejanos; c) oclusión parcial de la visión; d) oclusión total de la visión.

- Permisividad vs impedimento \Rightarrow cuando se aprecia un determinado movimiento alterado resulta determinante diferenciar si se trata de una lesión secundaria o de una lesión terciaria.

La lesión secundaria es debida a una consecuencia derivada de la lesión original, por ejemplo, si existe una lesión primaria en las vías corticoespinales que cursan con espasticidad, se puede manifestar un acortamiento en la musculatura espástica. En este caso, la lesión secundaria es la contractura o acortamiento.

La lesión terciaria hace referencia al conjunto de sustituciones o compensaciones que realiza el sujeto para poder ser autónomo y funcional. Consiste en una “solución funcional” o respuesta fisiológica a una lesión primaria y/o secundaria.

Reconocida la naturaleza de la lesión secundaria o terciaria y en concordancia con los objetivos terapéuticos planteados, se determinará la permisividad o el impedimento del movimiento alterado.

Sin embargo existe el riesgo de que, con la intención de conseguir una mejor fisiología del movimiento, algún miembro del equipo interdisciplinar, incluido el propio paciente, quiera impedir una determinada substitución. A pesar de ello, tal impedimento puede repercutir negativamente en el sujeto, pues éste buscará una nueva substitución o “solución funcional” que, con mucha probabilidad, sea más alterada y antieconómica que la primera que se ha impedido (*figura 170*).

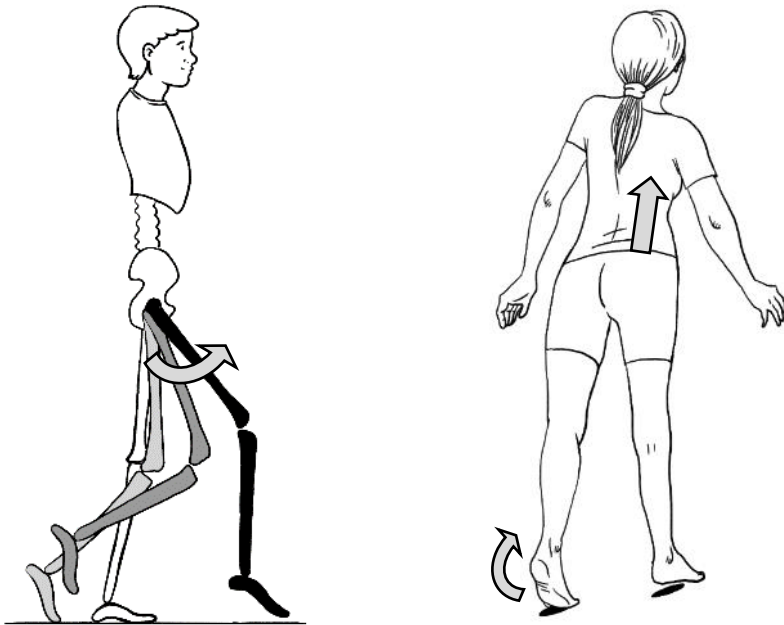


Figura 170- En el caso de impedir la substitución de flexión de cadera en un equinismo durante MSw, el sujeto oscilará la pierna realizando otras compensaciones mayores, como la elevación homolateral de pelvis o el “vaulting” contralateral.

- Tomas comunicativas \Rightarrow tras la detección de las alteraciones que son pertinentes de corregir, se inicia el proceso de reeducación de la marcha. Con el propósito de dar a conocer al paciente los gestos que son y que no son adecuados, así como las correcciones pertinentes que se deben realizar, al inicio se utilizan muchas instrucciones verbales por parte del fisioterapeuta. Posteriormente y de forma progresiva, se pasa a una codificación conceptual de la información para sintetizar al máximo la comunicación, para acabar finalmente “hablando con las manos”.

En beneficio de la integración total de los patrones neuromotores y en la medida que el pronóstico funcional del paciente lo haga posible, el proceso de reeducación finaliza cuando las instrucciones verbales se silencian del todo y cuando las tomas comunicativas ya no son necesarias.

- Tomas dinámicas \Rightarrow las tomas reeducadoras se pueden realizar a distintos niveles. En primer lugar, se destaca la conveniencia de cambiar a menudo la posición de las tomas, pues la permanencia de una determinada toma sobre el cuerpo del paciente es interpretada por el sujeto como un punto de apoyo sobre el cual poder estabilizarse. En cambio, cuando se quita una determinada toma, éste pierde la transferencia de fuerzas que acontecían entre su cuerpo y la toma, viéndose obligado a reequilibrarse sobre su propio eje corporal (*figura 171*).

Asimismo, también se aconseja que la localización de las tomas reeducadoras cambiantes se realicen en puntos axiales del cuerpo humano, pues tienden a la alineación corporal.

También es conveniente que, en concordancia con el rol secundario de las extremidades superiores para la marcha humana, se eviten las tomas en los puntos distales de las manos (*figura 172*).

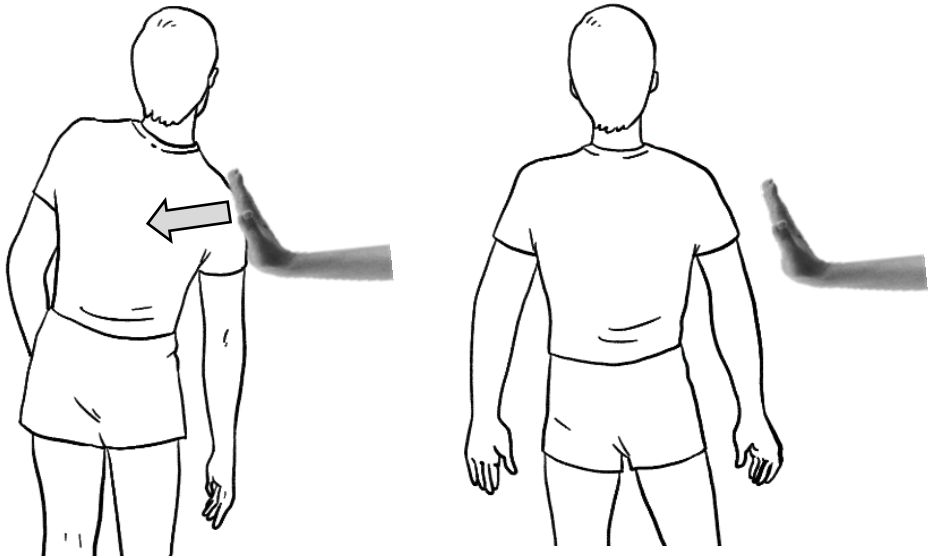


Figura 171- Reequilibración obtenida en el tronco tras el cese de una toma reeducadora.

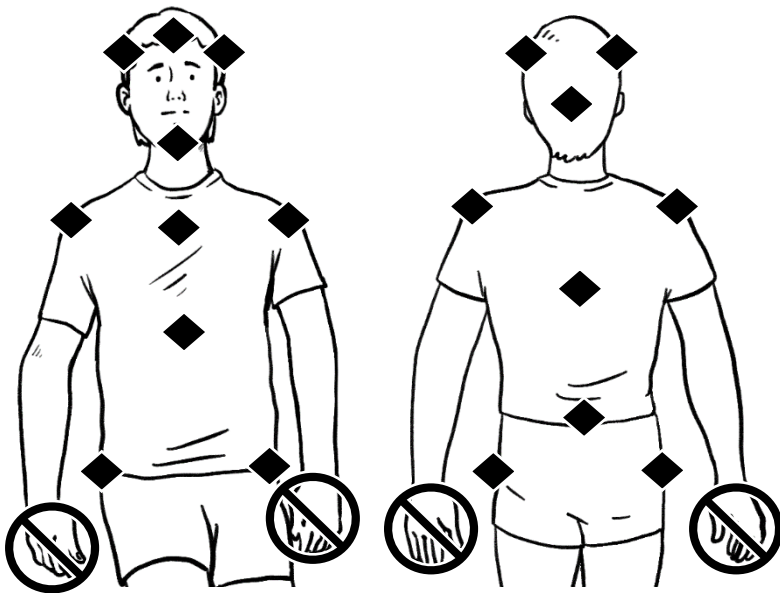


Figura 172- Con una figura geométrica romboide, se proponen los puntos axiales del cuerpo humano para las tomas reeducadoras. Los puntos distales de las manos deberían limitarse como tomas para la reeducación de la marcha.

- El tapiz rodante puede resultar una herramienta válida para la reeducación de la marcha porque, además de poder controlar la velocidad de la marcha, también aporta un gran volumen de entrenamiento en un espacio reducido. Asimismo, permite al fisioterapeuta que intervenga sobre el paciente desde una posición estática (*figura 173*).

Por contra, el principal inconveniente del tapiz rodante es la modificación de la cadena cinética cerrada, pues el suelo está en permanente movimiento y porque condiciona algunos parámetros de la biomecánica de la marcha. El esperado choque de talón de IC tiende a realizarse más con el pie plano e incluso con la punta del pie, especialmente cuando la velocidad de la marcha es elevada. Otro parámetro que suele modificarse es la propulsión generada en TSt, ya que no se requiere de tanta propulsión para acelerar el cuerpo humano hacia delante.



Figura 173- Tapiz rodante como herramienta para la reeducación de la marcha humana.

- Una pequeña solución que se propone para la reeducación de la marcha al margen del tapiz rodante y mientras se mantiene una posición cómoda y libre de tomas para el fisioterapeuta, es el taburete de reeducación (*figura 174*).



Figura 174- El taburete de reeducación evita flexionar la columna del fisioterapeuta y le permite desplazarse con libertad.

8.2. Ortesis y ayudas al desplazamiento

El ámbito de las ortesis y de las ayudas al desplazamiento es muy amplio y diverso. En términos generales y mediante un aparataje especializado, se dedican a corregir o evitar deformidades del sistema musculoesquelético, funcionales o estructurales, y a facilitar o mejorar la autonomía en el desplazamiento, respectivamente.

Seguidamente se plantean algunas consideraciones transversales para el uso de las ortesis y de las ayudas para la marcha:

- Necesidad \Rightarrow ningún dispositivo debería prescribirse ni utilizarse si no es estrictamente necesario. Aunque parezca obvia esta consideración, no siempre es llevada a cabo y es demasiado habitual que un determinado dispositivo, sea utilizado sin que sea realmente necesario o bien que resulte ser excesivo para las capacidades funcionales del paciente.
- Temporalidad \Rightarrow una vez prescrito adecuadamente un determinado dispositivo, no significa que tal prescripción tenga una validez permanente. Resulta demasiado habitual que el uso de un determinado dispositivo se perpetúe en el tiempo, motivo por el que se recomienda una evaluación continuada del mismo, con especial énfasis en los casos de evolución o involución funcional previsible.
- Adaptabilidad \Rightarrow el amplio mercado de las ortesis y de las ayudas dispone de muchos productos que son estándar y otros que se hacen a medida para cada usuario. En cualquier caso, siempre se buscará la adaptación de los dispositivos a las necesidades concretas y particulares del paciente, evitando que sea el paciente quien deba adaptarse a los dispositivos.
- Reeducción vs autonomía \Rightarrow el dilema entre mejorar las capacidades funcionales y de reeducación terapéutica por un lado, y ofrecer mayores posibilidades de desplazamiento por el otro, debe ponderarse para cada caso particular y en concordancia con el pronóstico funcional del paciente. Concretamente en los casos de potencial adquisición de habilidades, debe ponderar la precaución en la prescripción de los dispositivos, porque aunque éstos puedan mejorar la autonomía, también pueden interferir negativamente en el proceso de adquisición de habilidades y de reeducación funcional.
- Actividad \Rightarrow ... y más actividad. Existe la suficiente evidencia científica para afirmar que la actividad física y variada mejora las capacidades funcionales, aunque dicha actividad no esté perfectamente controlada por parte del paciente

o bien no sea realizada bajo los cánones kinesiológicos esperados (*figura 175*). Consecuentemente y exceptuando alguna contraindicación que la desaconseje, la actividad física ponderará por encima de muchos aspectos fisiológicos.



Figura 175- En la 1ª imagen, se muestra una hiperextensión bilateral de rodilla a causa de la espasticidad bilateral del tríceps sural. Esta desalineación durante la carga en bipedestación está contraindicada y debe controlarse mediante el uso de ortesis. En la 2ª imagen, se muestra el uso de un triciclo durante una carrera popular por parte de un niño con parálisis cerebral. Resulta muy recomendable porque, además del efecto psicosocial que puede tener el hecho de participar en un acto deportivo, permite una activación musculoesquelética que es beneficiosa para otras funciones como la marcha humana.

- Dinamismo \Rightarrow las ortesis pueden y deben tener una perspectiva dinámica. Si bien deben cumplir sus funciones básicas de alineación, corrección postural y estabilidad articular, también pueden generar otros efectos mecánicos indeseados, como la limitación del movimiento y la rigidificación articular en general (*figura 176*).

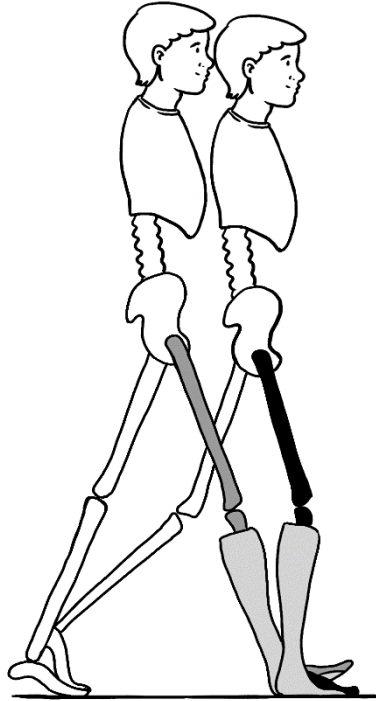


Figura 176- La tradicional ortesis o férula antiéquino tipo “Rancho de los amigos”, cumple su función de prevenir el roce de la punta del pie durante las fases de ISw y MSw, pero bloquea el movimiento del complejo tobillo-pie que lo mantiene en posición neutra a lo largo de todo el GC.

Aunque parezca sutil la diferencia entre fijación y estabilidad, en realidad son antagónicas en términos de movilidad, puesto que la fijación está asociada a la estática mientras que la estabilidad está asociada a la dinámica.

Según esta perspectiva de dinamismo, nacieron las ortesis del complejo tobillo-pie tipo DAFO “*dynamic ankle foot orthosis*”, basadas en la alineación no sólo del tobillo sino también del apoyo plantar para cumplir una triple función: a) estabilización articular; b) maximizar el control voluntario; c) mantener o incrementar el rango de movilidad del complejo tobillo-pie y del resto de la extremidad inferior.

Este tipo de ortesis es muy variada (*figura 177*), agrupándose según la manifestación funcional del sujeto en siete grupos: a) hipotonía y pronación; b) hipertonía y pronación/supinación; c) inconsistencia durante la Sw; d) excesiva flexión plantar y marcha equina; e) hiperextensión de rodilla; f) excesiva dorsiflexión y marcha en triple flexión; g) posicionamiento y limitación grave de la marcha.



Figura 177- Existen más de 20 modelos descritos de ortesis dinámicas tipo DAFO.

- Unidad pasajero \Rightarrow a menudo las ayudas al desplazamiento están prescritas para, además de ofrecer autonomía, mejorar la estabilidad dinámica evitando caídas indeseadas por déficit de equilibrio (*figura 178*), o también para producir una determinada descarga a nivel de la unidad locomotora (*figura 179*). Sin embargo, las ayudas al desplazamiento también pueden generar otros efectos mecánicos indeseados, como una peor desaceleración y aceleración de la marcha humana. En estos casos, el rol de la unidad pasajero gana importancia funcional y esto va en detrimento del rol de la unidad locomotora, la cual no se encarga tan bien de sus funciones amortiguadoras, estabilizadoras y propulsoras.

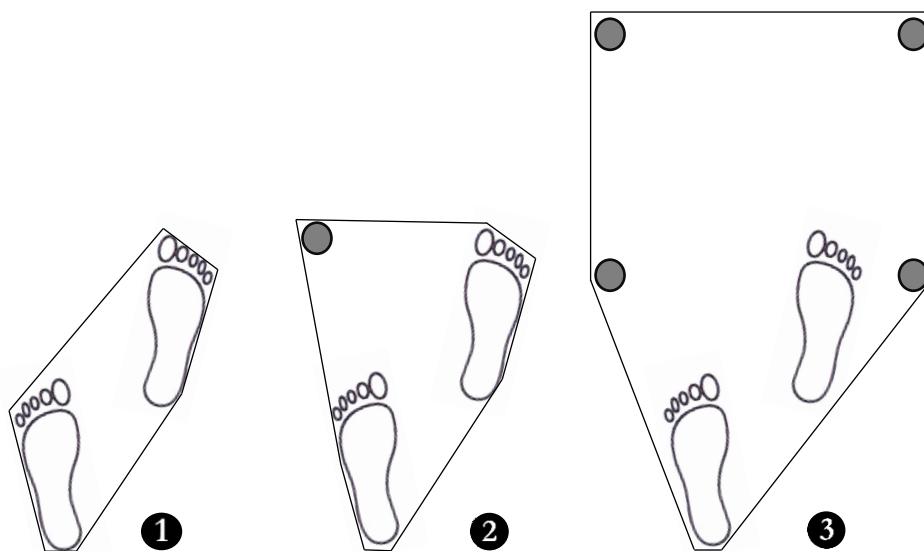


Figura 178- El uso de ayudas para el desplazamiento como el uso de un bastón (2) o el uso de un andador (3), amplían la base de sustentación en relación a la marcha libre (1) y, por tanto, mejoran la estabilidad en la marcha humana.



Figura 179- El uso de un bastón como prescripción para la descarga durante el apoyo monopodal del pie derecho. Se destaca la conveniencia de llevar el bastón en el lado contralateral, tanto por cuestiones de estabilidad porque se incrementa la base de sustentación, como para respetar la fisiológica desrotación entre la cintura escapular y la cintura pélvica.

9. ABREVIATURAS Y ACRÓNIMOS

SIGLAS	INGLÉS	ESPAÑOL
A-P	<i>anterior-posterior</i>	antero-posterior
CoM	<i>center of mass</i>	centro de masas
CoP	<i>center of pressure</i>	centro de presiones
EMG	<i>electromyography</i>	electromiografía (electromiográfico)
FF	<i>flat foot</i>	pie plano
GC	<i>gait cycle</i>	ciclo de la marcha (zancada)
GRF	<i>ground reaction force</i>	fuerza de reacción del suelo
HR	<i>heel rise</i>	despegue del talón
IC	<i>initial contact</i>	contacto inicial
ICop	<i>initial contact opposite</i>	contacto inicial del pie contralateral
ISw	<i>initial-swing</i>	oscilación inicial
LR	<i>loading response</i>	recepción de la carga
M-L	<i>medial-lateral</i>	medio-lateral
MSt	<i>mid-stance</i>	apoyo medio
MSw	<i>mid-swing</i>	oscilación media
PSw	<i>pre-swing</i>	pre-oscilación
St	<i>stance</i>	apoyo
Sw	<i>swing</i>	oscilación o balanceo
TO	<i>toe off</i>	despegue de la punta del pie
TOop	<i>toe off opposite</i>	despegue de la punta del pie contralateral
TSt	<i>terminal-stance</i>	apoyo final
TSw	<i>terminal-swing</i>	oscilación final

10. BIBLIOGRAFÍA

- Kirtley, C. (2005). *Clinical gait analysis. Theory and practice*. Churchill Livingstone.
- Miralles-Marrero, R. C. & Miralles-Rull, I. (2006). *Biomecánica clínica de las patologías del aparato locomotor*. Barcelona: Masson-Elsevier.
- Nordin, M. & Frankel, V. H. (2004). *Biomecánica básica del sistema musculoesquelético*. Madrid: McGraw.Hill Interamericana.
- Perry, J. & Burnfield, J. M. (2010). *Gait analysis. Normal and Pathological Function*. (2 ed.) Thorofare: Slack Incorporated.
- Perry, J. & Clark, D. (1997). Biomechanical abnormalities of post-polio patients and the implications for orthotic management. *NeuroRehabilitation.*, 8, 119-138.
- Puig-Diví, A. (2013). *Análisis biomecánico de la bipedestación y la marcha en la diplejía espástica infantil. Estudio de la influencia de las extremidades superiores*. Universidad Rey Juan Carlos de Madrid.
- Puig-Diví, A. (2014). Metodología cuantitativa para el análisis del movimiento: una propuesta didáctica. In *Vectores de la Pedagogía docente actual* (pp. 345-360). Madrid: ACCI.

- Puig-Diví, A. & Prats-Puig, A. (2015). Postural and dynamic analysis of the human body: The relevance of the functional modulator factors in the methodological design. *Mult.J.Edu.Soc & Tec.Sci.*, 2, 95-120.
- Sánchez-Lacuesta, J., Prat-Pastor, J., Hoyos-Fuentes, J., Viosca-Herrero, E., Soler-Gracia, C., Comín-Clavijo, M. et al. (1999). *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*. Valencia: IBV.
- Shumway-Cook, A. & Woollacott, M. H. (2007). *Motor control translating research into clinical practice*. (3 ed.) Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Vaughan, C. L., Davis, B. L., & O'Connor, J. C. (1999). *Dynamics of human gait*. (2 ed.) Western Cape.
- Viel, E. (2002). *La marcha humana, la carrera y el salto*. Barcelona: Masson.
- Viladot, A. (2001). *Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor*. Barcelona: Springer-Verlag Iberica.
- Whittle, M. W. (2002). *Gait analysis: an introduction*. (3 ed.) London: Elsevier Health Sciences.
- Winter, D. A. (2005). *Biomechanics and motor control of human movement*. (3 ed.) Hoboken: John Wiley & Sons.
- Winter, D. A. & Eng, P. (1995). Kinetics: our window into the goals and strategies of the central nervous system. *Behav.Brain Res.*, 67, 111-120.

BIOMECÁNICA Y PATOMECÁNICA DE LA MARCHA HUMANA



ALBERT PUIG-DIVÍ

En esta obra se aborda con detalle y minuciosa escrupulosidad científica, una de las principales habilidades del ser humano: la marcha bípeda.

Con más de 170 ilustraciones originales y un enorme trabajo de síntesis, esta obra atiende un amplio espectro de la fisiología y patología de la marcha humana.

Desde una perspectiva mecánica se analiza, además del comportamiento de la marcha en condiciones de normalidad, los principales patrones de anormalidad y de compensación que son comunes ante la manifestación de una determinada alteración musculoesquelética.



El autor es Doctor en Fisioterapia. Profesor agregado de Fisioterapia e investigador en EUSES. Profesor asociado de Medicina en UdG. Presidente y fundador de la Asociación AFEDI.

Su dilatada experiencia clínica en el ámbito de la Neurorehabilitación Funcional, junto a la Biomecánica, su segunda especialidad como investigador y docente, han inspirado al autor a gestar este manuscrito.

