

MARCHA NORMAL

BARCELONA

J. MARTORELL MARTORELL

Resumen

Después de hacer un recordatorio de las principales leyes físicas que rigen la cinética, se estudian la estática y marcha normales, analizando los distintos componentes que intervienen en cada una de las distintas fases.

1. RECORDATORIO BÁSICO

Para entender la marcha normal es indispensable recordar algunos elementos de física.

Aquí se expone la marcha de forma resumida y detallada a la vez.

1.1 Fuerza

Es la capacidad de producir o modificar el movimiento de un cuerpo o deformarlo.

Las características de la fuerza son cuatro, fig. 1:

- a) *Dirección o línea de acción.*
- b) *Punto de aplicación* (2 a y b).
- c) *Sentido* de la fuerza (v. flechas). Se indica por la punta de la flecha. Puede ser «de empuje» o «de tracción».
- d) *Magnitud o intensidad* que se indica por la longitud del vector.

1.2. Polígono de fuerzas

Si sobre un mismo cuerpo (fig. 2 e) actúan dos fuerzas al mismo tiempo (c y b) y las denominamos «componentes», la acción conjunta de ambas es igual al efecto de una sola fuerza que se denomina «resultante» (d). Esta se encuentra gráficamente trazando una paralela a una de las dos componentes (fig. 2 a de b), de la misma longitud que ésta y que parte del extremo de la otra componente. Uniendo el extremo libre de dicha paralela con el vértice del ángulo que forman las dos componentes se obtiene la resultante.

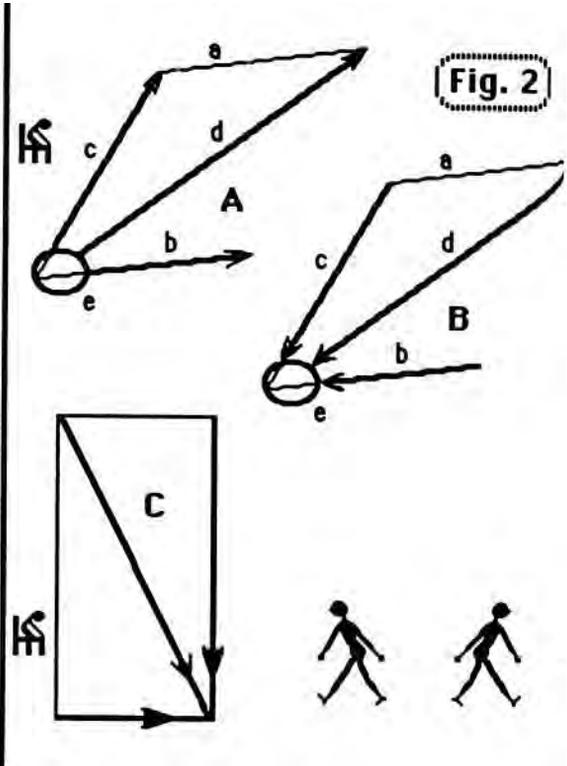
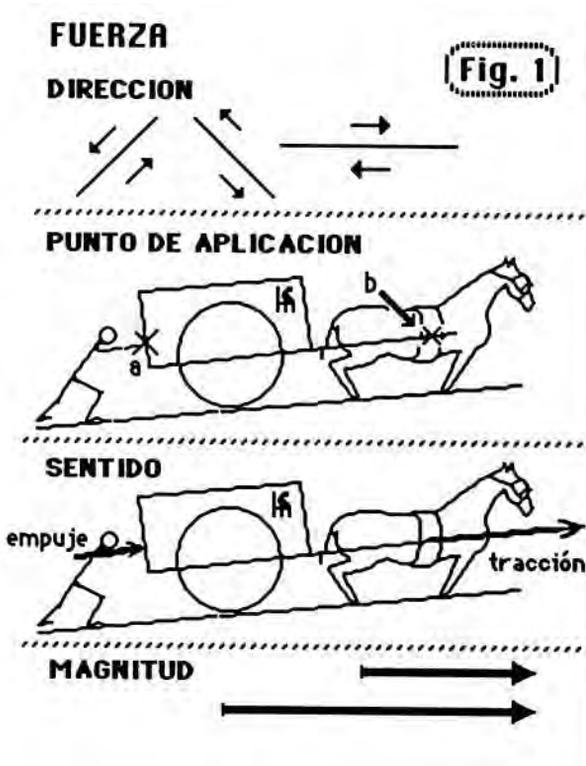
El sentido de las componentes puede estar invertido en cuyo caso la resultante también queda invertida (B).

A menudo interesa partir de una resultante desdoblándola en dos componentes perpendiculares entre sí (C).

1.3. Momento de fuerza

Hace referencia a la *relación entre un eje de giro y una fuerza actuante*. Esta relación puede ser *colineal o no colineal*. Cuando la fuerza o su prolongación cruza el eje, o el eje o su prolongación cruza la fuerza, se dice que el eje y la fuerza son colineales.

Dicha fuerza, vista en un plano determinado, puede aparentar que cruza el eje



de giro considerado, cuando en otro plano ni la fuerza ni su prolongación cruza dicho eje: entonces dichas líneas no son colineales.

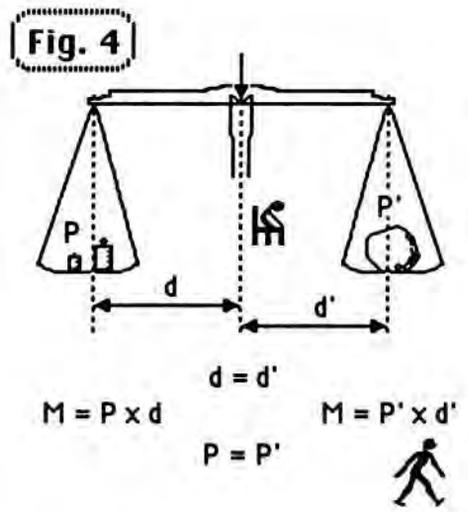
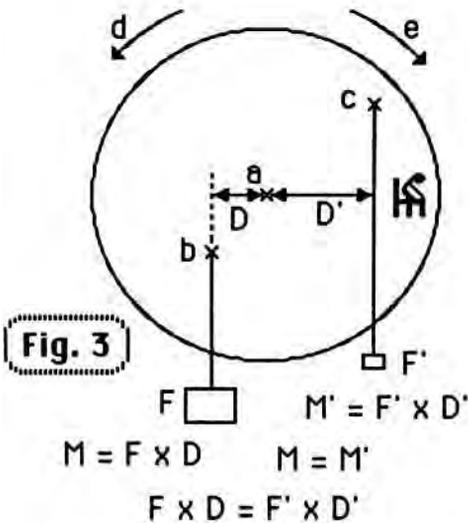
Consideramos una rueda que puede girar libremente sobre un eje (fig. 3 a) situado en su centro. Si en un punto de dicha rueda (b) se aplica un peso (F) y si la dirección de dicho peso o fuerza no es colineal con el eje (a), en dicha rueda se

crea un «momento de fuerza» que la obliga a girar.

Dicho momento se calcula multiplicando el peso o el valor de la fuerza (F) por la distancia más corta que existe entre la dirección o la prolongación de esta fuerza y el eje de giro (D). Esta distancia se denomina «brazo de palanca». O sea:

$$M = F \times D$$

Siendo M el momento de fuerza.



Si sólo actúa este peso en dicha rueda, ésta gira en el sentido del lado en que dicha fuerza está aplicada (d) en relación con el eje de giro (a). La rueda se para cuando la dirección de la fuerza se dispone colineal con el eje de giro, o sea, cuando la dirección de la línea bF se superpone con la vertical que pasa por «a». Entonces D se ha reducido a cero y el momento M de fuerza será también de cero. O sea, no existe momento de fuerza, por lo que la rueda ya no se moverá más.

Si se aplica una fuerza distinta F' en otro punto (c) situado al otro lado del eje de giro de la misma rueda, se crea otro momento de fuerza y la rueda gira en el sentido de la flecha (e), si la fuerza actuante (F') no es colineal con el eje de giro y si la primera fuerza F no actúa ahora. Este momento será:

$$M' = F' \times D$$

Si colocamos los dos pesos a la vez, la rueda se mantendrá en equilibrio, o sea, quieta, si $M = M'$, o lo que es lo mismo si:

$$F \times D = F' \times D'$$

Si resulta que $D < D'$ (D es menor que D') tal como aparece en el dibujo, es forzoso, para que persista el equilibrio, que $F > F'$. Si la primera desigualdad fuese al revés, la segunda también lo sería forzosamente.

Las balanzas son un caso particular de lo explicado, en donde

$$d = d' \text{ y } F = F'$$

y al aumentar. el peso en un platillo se crea un momento de fuerza que desequilibra la balanza, fig. 4.

Se puede definir un momento de fuerza como: el producto de multiplicar una fuerza colineal o no en relación con el eje de giro considerado, por la distancia más corta entre la dirección de dicha fuerza o su prolongación y el eje de giro.

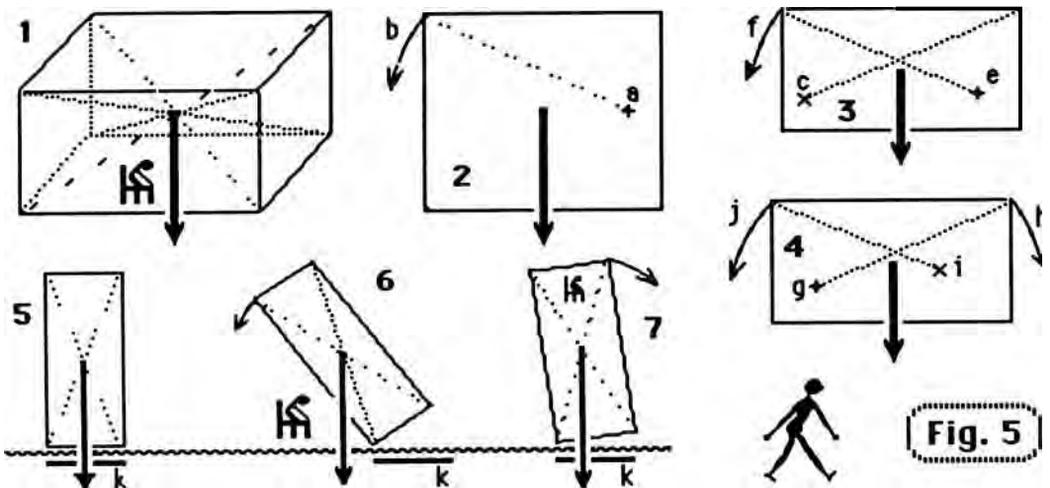
1.4. Centro de gravedad

1.4.1. En un cuerpo regular

Se trata de un punto imaginario que en general está situado en el centro del cuerpo considerado.

Si se atraviesa dicho cuerpo por cualquier eje imaginario pero que pase por dicho centro, el cuerpo no girará espontáneamente en ningún sentido. O si se prefiere: «es el único punto para cada cuerpo, donde sosteniendo dicho cuerpo por cualquier eje que atravesase dicho centro, no se origina ningún momento de fuerza».

El cuerpo regular de la fig. 5-1, posee su centro de gravedad en la confluencia



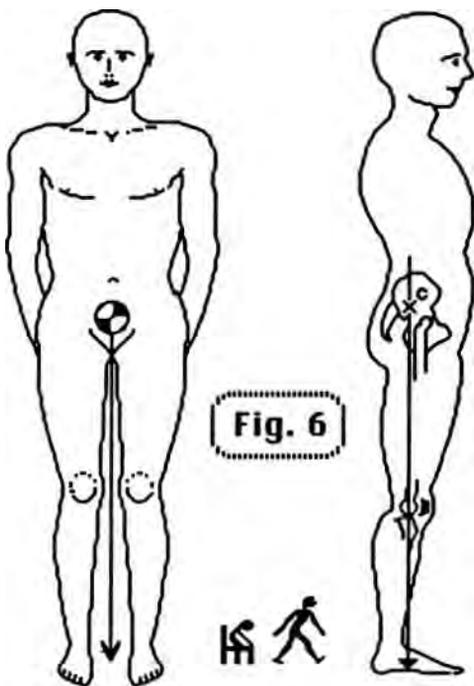
de las diagonales que unen las aristas opuestas.

Del centro de gravedad parte la fuerza resultante vertical denominada «línea de gravedad» (véase el vector o flecha gruesa).

Si atravesamos dicho cuerpo por cualquier eje que no pase por el centro de gravedad, por ejemplo, por los puntos a, c, e, g, i, de las figs. 5-2, 3 y 4, dicho cuerpo girará (respectivamente por los finos vectores b, d, f, h, j).

1.4.2. En la persona de pie en apoyo bipodal

El centro de gravedad del cuerpo humano se ubica frente a la segunda vértebra sacra y a 4 o 5 cm por detrás de un eje que une los dos centros de giro de ambas cabezas femorales (fig. 6 de frente, círculo con dos cuartos negros y dos blancos, forma que habitualmente lo representará en las figuras siguientes, y de perfil en el punto c).



La fuerza vertical resultante, que parte del centro de gravedad en la persona de pie y en apoyo bipodal, se denomina «línea de gravedad» o «peso del cuerpo» (fig. 6). El primer título hace referencia a un vector o representación gráfica de la fuerza citada.

Al andar, intervienen además otras dos fuerzas: la inercia y la fuerza muscular. Estas dos y la línea de gravedad son las componentes que actúan durante la marcha. La resultante nunca es vertical excepto en un instante y se denomina «línea de fuerza».

1.5. Base de sustentación

La línea de gravedad se proyecta al suelo sobre una superficie denominada «base de sustentación», fig. 5 5-k.

Si se inclina el objeto y se suelta (6 y 7), o caerá o volverá a su posición inicial. Ello depende respectivamente de si, al momento de soltarlo, su línea de gravedad ya se proyectaba fuera de su base de sustentación (6) o aún dentro de ella (7).

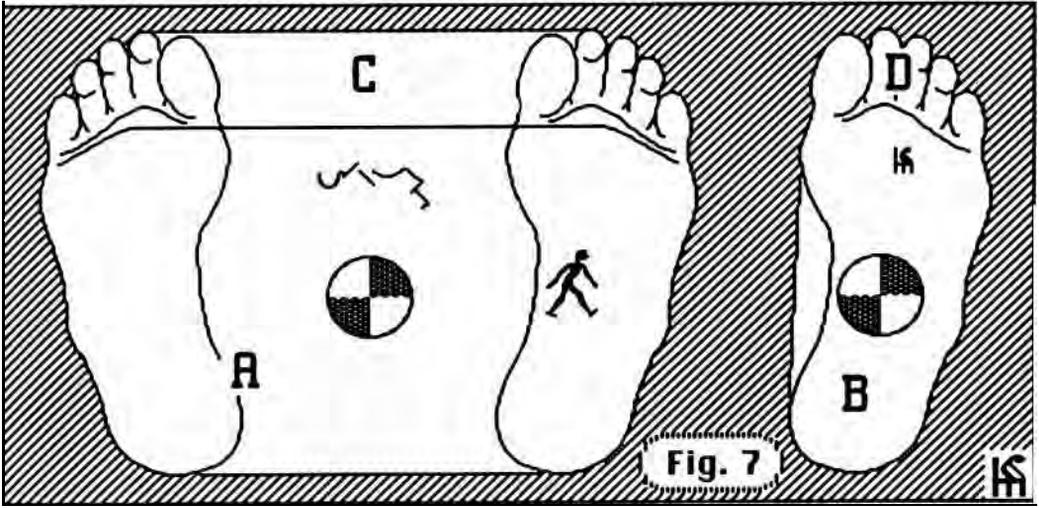
1.6. Base de sustentación del cuerpo humano

1.6.1. De pie (fig. 7-A)

Se entiende por *apoyo bipodal*, la posición de pie con ambos pies ejerciendo igual fuerza en cada uno. El apoyo monopodal consiste en el efectuado en un solo pie y con el otro en el aire.

En apoyo bipodal de pie, en plantígrado, la base de sustentación incluye la superficie comprendida entre los dos pies y limitada por dos líneas: una que une los dos puntos más prominentes de los metatarsianos y otra los puntos más prominentes de ambos talones. La superficie C actúa de apoyo ocasional. La A es permanente.

La línea de gravedad se proyecta sobre esta superficie en un punto a medio ca-



mino, entre ambos pies en el sentido transversal (plano frontal medio) y hacia la mitad de una línea que une las cabezas metatarsianas centrales y de la que une ambos calcáneos, figs. 7-A.

1.6.2. En apoyo monopodal (fig. 7-B)

La base de sustentación incluye la huella plantar más, por el lado interno, la superficie que queda dentro de una línea que une los dos puntos más prominentes hacia el lado interno del pie.

La línea de gravedad, entonces, se proyecta en el centro de la base de sustentación en el plano frontal y más o menos en el centro de una línea que une las cabezas metatarsianas centrales con el calcáneo.

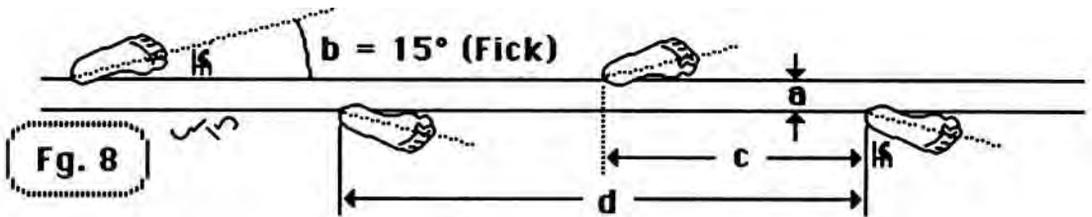
1.7. Línea de marcha

Existen dos: una para cada pie (fig. 8). Cada línea une la parte posterior del talón de una pisada con el mismo sitio de las siguientes pisadas del mismo pie, si anda recto.

La separación entre las líneas de marcha de cada pie es normalmente de 5 a 10 cm (a). Ello permite diferenciar las marchas de base ancha y la de base estrecha. Se aprecia mirando de frente a la persona mientras anda.

1.8. Inclinación de las pisadas

El eje del pie, junto con la línea de marcha, forman normalmente un ángulo de 15° . Se denomina «ángulo de Fick», fig. 8.



1.9. Paso

Incluye todos los sucesos desde que el talón de un pie ataca al suelo hasta que este mismo talón vuelve a la misma posición, fig. 8-d.

Se suele denominar «pierna considerada» la estudiada o la que está más próxima al observador cuando se mira la persona andando desde un lado. Y se habla de la «otra», al referirse a la más lejana del observador.

En marchas patológicas se habla de «pierna afectada». En el caso de que lo estén las dos, se hace referencia a la más afectada.

1.10. Zancada

Incluye la distancia que separa la parte más posterior de las pisadas de ambos pies, pero en sentido paralelo a la línea de marcha, fig. 8-c.

Es importante distinguir entre «zancada anterior» y «zancada posterior», sobre todo hablando de marchas patológicas.

Es «anterior» cuando la pierna considerada (o pierna afectada, hablando de marcha patológica) está situada por delante. Y viceversa para la posterior.

1.11. Plantígrado y digitígrado

Se habla de «plantígrado» cuando, andando o de pie, toda la planta está apoyada en el suelo, incluyendo el talón pero no necesariamente los dedos.

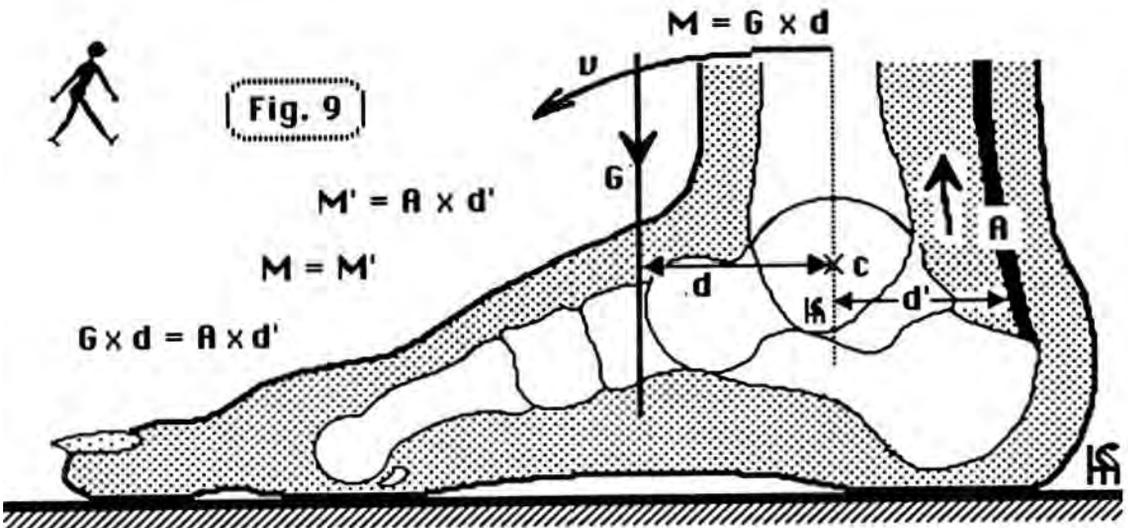
Se usa el término de «digitígrado», si apoyan las cabezas metatarsianas y los dedos, pero *no* el talón. El vulgo lo denomina estar o andar «de puntillas».

1.12. Relación entre la línea de gravedad y elementos anatómicos

En la persona en apoyo bipodal, la línea de gravedad pasa a unos 3 cm por delante del eje de giro del tobillo, fig. 9-G.

Si se relaciona la línea de gravedad (figura 9-G), que es una fuerza, con el eje de giro del tobillo *c*, se deduce de lo dicho anteriormente que no son colineales. Se genera, pues, un momento de fuerza que tiende a hacer girar el cuerpo por dicho eje (*c*) hacia adelante por la acción de una fuerza (*v*).

Este momento se calcula multiplicando los 3 cm, (*d*) o «brazo de palanca» por el peso del cuerpo (*G*). Siendo: $M = G \times d$.



Pero la persona no cae.

Ello es debido a que el músculo sóleo, que se inserta en la cara posterior de tibia y peroné, tensa el tendón de Aquiles (A) e impide la caída hacia adelante. O sea, crea otro momento de fuerza de igual intensidad, pero de sentido opuesto, ya que está situado al otro lado del eje de giro (c), y cuyo valor es: $M' - A \times d'$.

El equilibrio se mantiene porque $M = M$, o de preferencia: $G \times d = A \times d'$.

Es posible que queden dudas sobre lo expuesto. Pero, en la parálisis del tríceps sural, enseguida que la línea de gravedad pasa por delante del eje de giro del tobillo, la persona pierde equilibrio y caería hacia adelante si no tomase otras medidas para evitarlo.

En la persona de perfil, la línea de gravedad y el plano frontal que la incluye (fig. 6-B) dejan por delante las cabezas femorales y los trocánteres mayores. Estos últimos están algo retrasados en relación con las primeras.

Dicho plano frontal pasa por el centro

de las rodillas, y deja a unos 3 cm por detrás el centro de giro de los tobillos (v. también fig. 10 A y B).

Al mirar desde arriba hacia abajo un hombre en apoyo bipodal y de pie (fig. 10), si fuese posible ver lo que interesa por transparencia, se verían ciertas relaciones anatómicas tales como:

- la cabeza femoral y el trocánter mayor están por delante del centro de gravedad, f,
- las rodillas están cortadas por el plano frontal de gravedad, b, A y B,
- éstas miran al frente normalmente, a, A y B,
- el eje bimaleolar está por detrás de dicho plano frontal, e,
- el eje bimaleolar forma un ángulo con el plano frontal, o si se prefiere con el eje bicondíleo del fémur, de unos 17° normalmente, e y b de A y B.
- entre la línea de marcha (h) y el eje del pie (g) se forma el ángulo de Fick, que normalmente es de 15° .

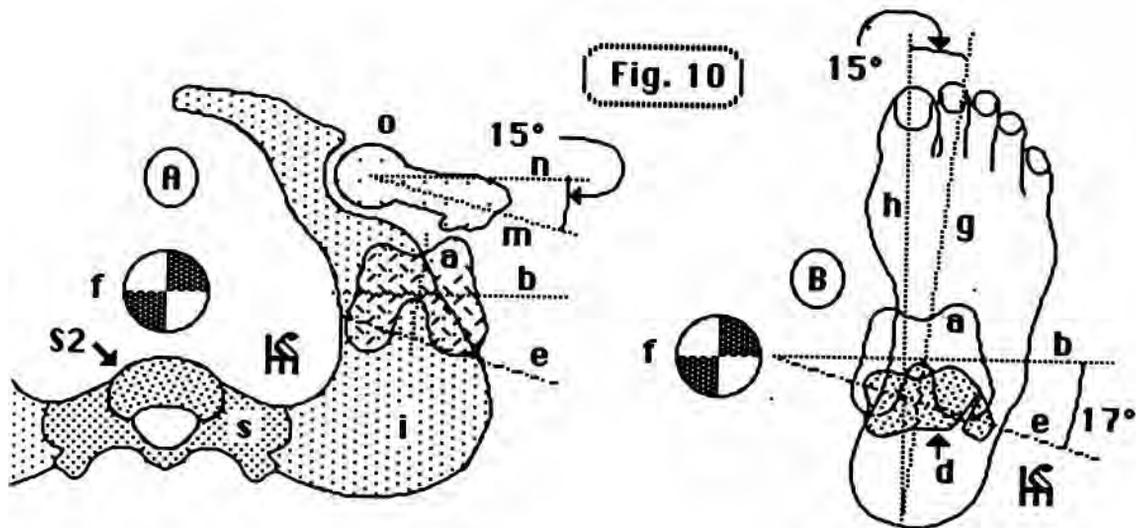


Fig. 10: A: corte horizontal de pelvis. S2: segunda vértebra sacra; s: aleta sacra; i: hueso ilíaco; f: centro de gravedad; d (B): corte de la epifisis distal de tibia y la parte distal del peroné, ambos huesos en puntado; a (A y B): corte horizontal de los cóndilos femorales.

1.13. Ángulo de declinación y anomalías rotacionales

El vértice de este ángulo se sitúa en el centro de giro de la cabeza femoral, fig. 10, A o. Partiendo de este vértice el ángulo está formado por una línea que sigue un plano frontal (n) y otra que sigue el eje del cuello femoral (m). Normalmente mide 15°. La pelvis gira hacia adelante y hacia atrás en relación con las cabezas femorales durante la marcha, sobre todo si ésta va acompañada de «paso pélvico».

En los defectos rotacionales puede existir rotación ya sea interna o externa, aparente o real, de la extremidad, por las siguientes causas:

- a) Coxa antetorsa o retortorsa, con incurvación a nivel del cuello femoral.
- b) Predominio de rotadores internos o externos respectivamente, por frecuente adopción de posiciones favorecedoras y, por ello, no deseables.
- c) Rotación de la diáfisis con rotación interna o externa del ángulo formado por el cuello femoral y el eje bicondíleo a nivel de rodilla.
- d) Aparente rotación externa por rótula subluxada.
- e) Rotación interna o externa del eje tibioperoneo, o lo que es lo mismo disminución o aumento del ángulo entre el eje bicondíleo y el bimalleolar.
- f) Predominio de desviación a nivel de la articulación de Chopart, ya sea en aducción o en abducción, en general combinado con otras deformidades, pie cavo y plano respectivamente. Dispone el antepié en aducción o abducción.
- g) la aducción puede estar en relación predominante a nivel de la articulación de Lisfranc.

Todas estas desviaciones se pueden combinar, a veces, favoreciendo la rotación y otras veces disimulándose entre sí.

1.14. Clases de acortamientos

Se habla de dos fundamentales:

1.14.1 Real o verdadero

Entre las extremidades homónimas existe desigualdad en uno o varios huesos por diferente desarrollo, o falta un segmento o parte de un hueso o de varios. Las causas principales son la poliomielitis (fig. 11-A) y los trastornos congénitos (B).

1.14.2. Geométrico

Los huesos homónimos son de la misma longitud y no falta ningún segmento, pero existe desviación articular u ósea. Como ejemplo se cita el *genu valgum* unilateral, fig. 12 B. Pueden ser por rigidez, anquilosis o contractura de ciertas articulaciones que, por ejemplo inclinando la pelvis, causan un acortamiento no real (figs. 12 C; A es normal).

2. MARCHA PROPIAMENTE DICHA

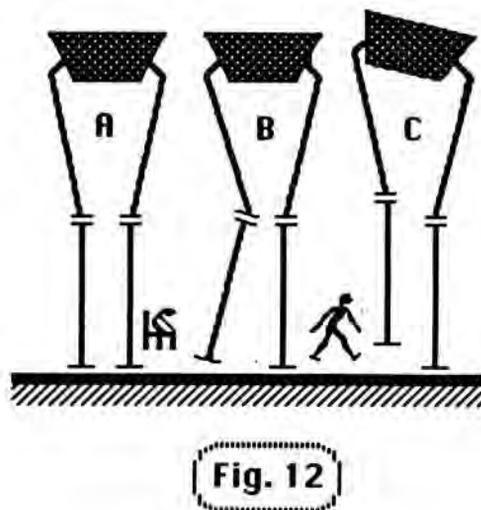
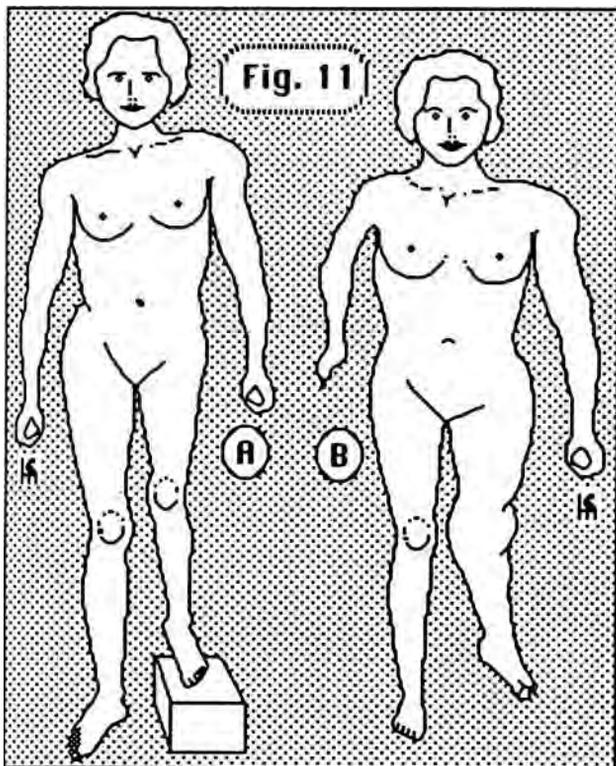
2.1. Marcha vista de perfil

En la marcha existen dos grandes períodos (fig. 13): el «período de apoyo» y el «período de balanceo».

En una marcha normal de 110 pasos por minuto, más o menos el 64% del tiempo de un paso normal es dedicado a la fase de apoyo y el 36 % restante a la fase de balanceo.

Se admite que el paso inicia cuando la pierna considerada llega al suelo por el talón, momento denominado «ataque del talón». Entonces empieza la «primera fase de doble apoyo», en la cual ambos pies tocan el suelo.

Existe la resultante denominada «línea de fuerza» (fig. 14-R) que procede del centro de gravedad, sigue la pierna y llega al talón.



Dicha fuerza se puede descomponer en dos perpendiculares entre sí (fig. 14): una fuerza vertical (V) y otra horizontal (H), según el polígono de fuerzas. Estas dos fuerzas sirven para apretar el talón contra el suelo, pero *no producen movimiento* debido a que a ellas se oponen dos fuerzas iguales y de sentido contrario, denominadas «reacción del suelo» (V' y H'). Éstas últimas tienen una resultante R' igual y de sentido opuesto a R.

Esto parece difícil de admitir, pero...

Si una persona anda hacia una piscina llena de agua justo hasta el borde del suelo, esta persona andará normalmente hasta que un talón toque el agua, en donde «se hundirá». Ello demuestra la existencia de una componente vertical de reacción del suelo duro.

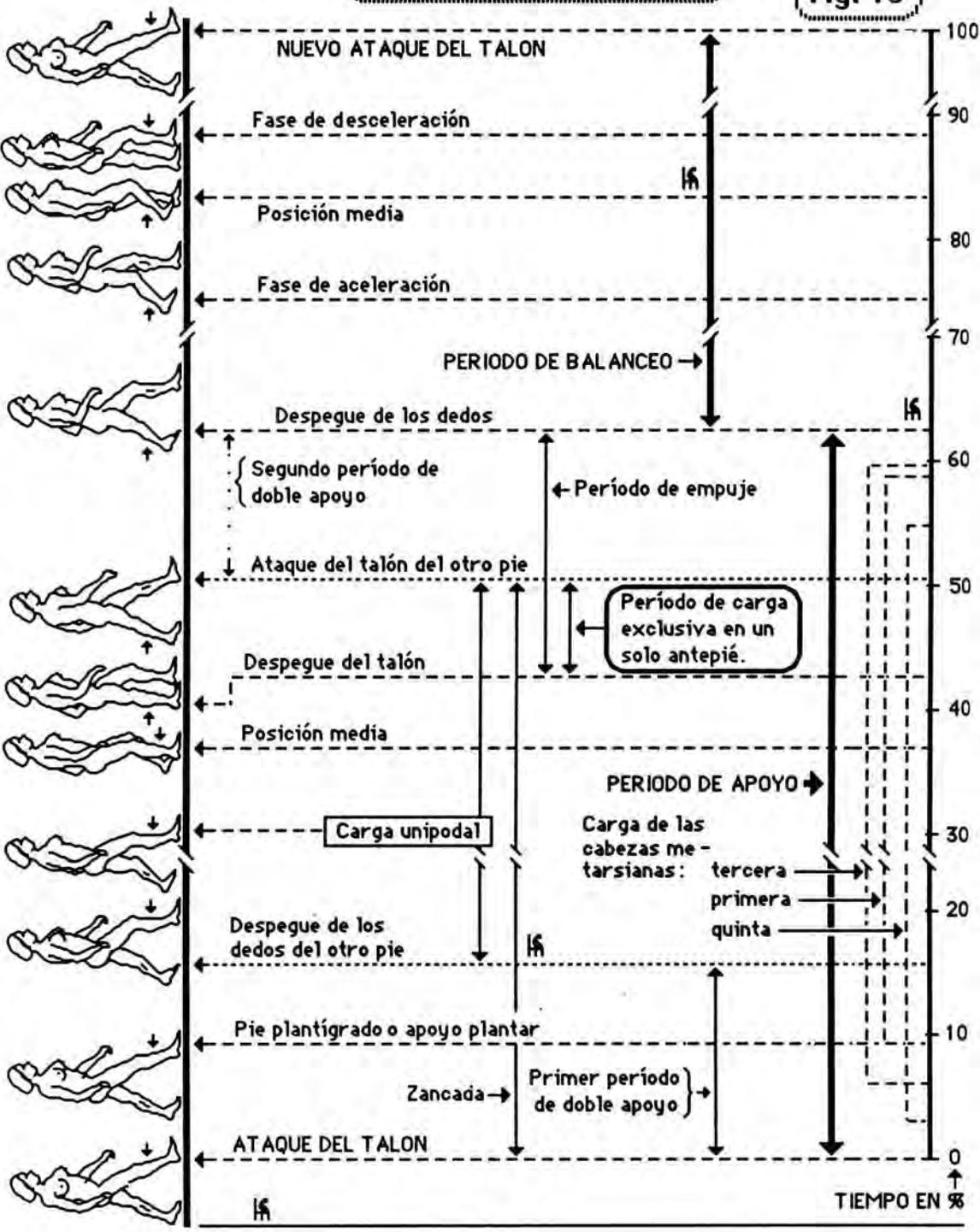
Si una persona, mientras está andando, pisa inadvertidamente una piel de plátano con su pie adelantado, éste resbalará hacia adelante. Ello demuestra que en el suelo normal existe una fuerza componente horizontal que, por fricción, evita el deslizamiento.

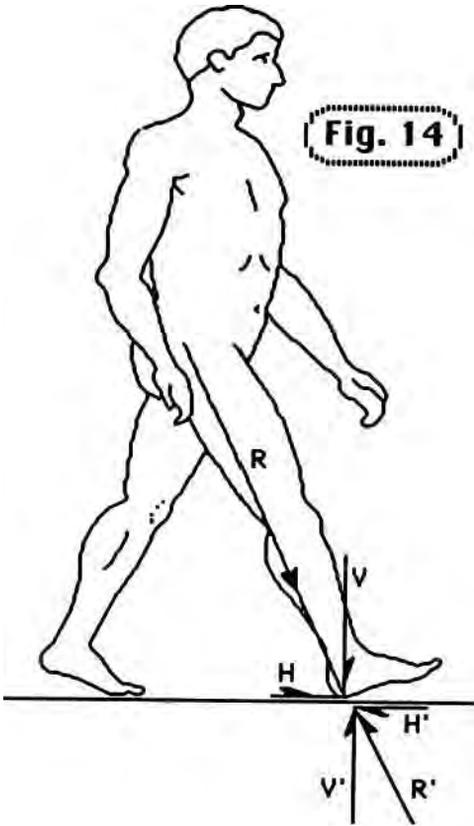
Muy poco después del ataque del talón, el pie considerado se dispone en plantígrado (fig. 13, segunda mujer, pie de la pierna con una flecha, que es la extremidad considerada), iniciando la fase denominada «apoyo en plantígrado».

Luego, la otra extremidad levanta los dedos del suelo y termina la «primera fase de doble apoyo», quedando apoyado sólo el pie considerado, empezando así la «primera fase de apoyo monopodal o unipodal».

SUCESOS EN UN SOLO PASO

Fig. 13





Después llega el «apoyo medio» o «posición media». Es el único momento en que la línea de fuerza es vertical (5ª mujer, fig. 13).

Seguidamente, empieza a levantarse el talón del lado considerado, instante denominado «despegue del talón».

Sucede el ataque del otro talón y comienza la «segunda fase de doble apoyo». Sigue el despegue de las cabezas metatarsianas y luego, el de los dedos del lado considerado. Con esto último termina la segunda fase de doble apoyo y empieza la «fase de balanceo», que también es monopodal, es la «segunda fase de apoyo monopodal».

La fase de balanceo se divide en dos fases y un momento:

- a) «fase de aceleración».
- b) momento del «balanceo medio».
- c) «fase de deceleración».

Esta última termina cuando el talón considerado alcanza otra vez el suelo y finaliza un paso o ciclo de marcha.

2.2 Marcha en el plano horizontal y de frente

2.2.1. Desplazamiento lateral del centro de gravedad

Mientras se anda, el centro de gravedad recorre en el plano horizontal un senoide, fig. 15 A. Las dos ondas abomban una a cada lado (i). En vista frontal estas dos ondas están separadas por 5 cm normalmente, como separación máxima.

La línea de fuerza (fig. 15 B F) que sale del centro de gravedad se proyecta en el suelo y allí sigue igualmente dos ondas (A h) en el mismo sentido que las dos anteriores (i), pero las dos ondas de ahora son más abombadas o salientes.

El centro de gravedad se sitúa más hacia la pierna que está en balanceo (B), que el punto de aplicación en el suelo de la línea de fuerza (F). La proyección de (F) está el máximo de separada de la línea media durante el momento de apoyo medio, en fase de apoyo monopodal. Por ello, el cuerpo debería caer hacia el lado en balanceo (B-a) por crearse un momento de fuerza. Pero, la línea de fuerza (F) actúa de brazo de palanca. El eje de giro está situado en la planta del pie en apoyo, que es el considerado. La vertical que baja del centro de gravedad actúa de fuerza (W). Esta fuerza no es colineal con el eje mencionado. Por tanto, la persona debería caer en el sentido de la flecha (a).

Pero, no cae. Veamos por qué.

El cuerpo está avanzando e inicia el senoide (A-O) con empuje hacia adelante. Entonces el cuerpo tiende a escapar por la tangente (fig. 15 A-k). Dicha tangente se puede descomponer en dos fuerzas perpendiculares entre sí: una, de avance, paralela a la línea de marcha (m) y otra, que es centrífuga y tiende a desviar el cuerpo hacia el lado externo de la pierna

apoyada (n). Esta fuerza (n) es igual y de sentido contrario de la de la fig. 15 B-a. Por ello se anulan la una 'a la otra y se mantiene el equilibrio.

En el plano sagital el centro de gravedad también recorre un senoide con 5 cm de separación de ambas ondas en el sentido vertical. Ello presupone un gasto energético, fig. 22.

2.2.2. Descenso del centro de gravedad

Con centro de giro en la coxofemoral del lado apoyado, la pelvis descende normalmente 5 grados por el lado en balanceo (fig. 16). Este descenso del centro de gravedad ahorra energía. Otro motivo de ahorro es la flexión de 15° de la rodilla del lado en apoyo monopodal, durante el

mismo período. La otra rodilla también está flexionada e igualmente produce un acortamiento geométrico temporal de la extremidad, que se complementa con la dorsiflexión del tobillo, levantando el antepié.

2.3. Velocidad y cadencia de la marcha

La velocidad oscila normalmente entre 4 y 5,5 km/hora de media. Varía según la edad. La cadencia de la marcha varía entre los 70 y los 130 pasos por minuto de media.

2.4. Largo del paso

La media oscila entre 67 y 86 cm.

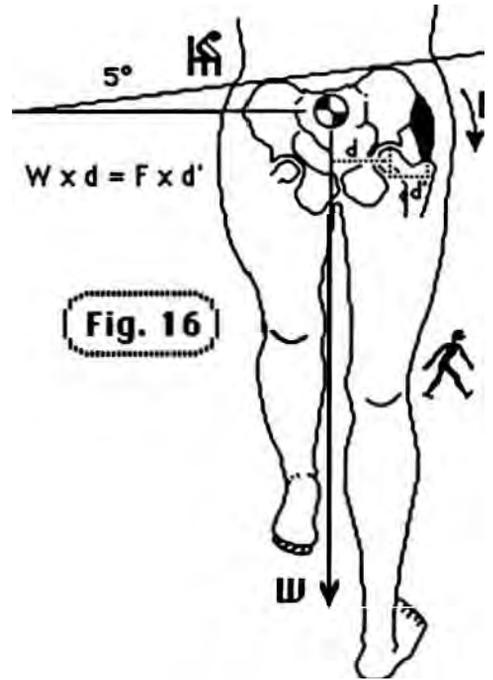
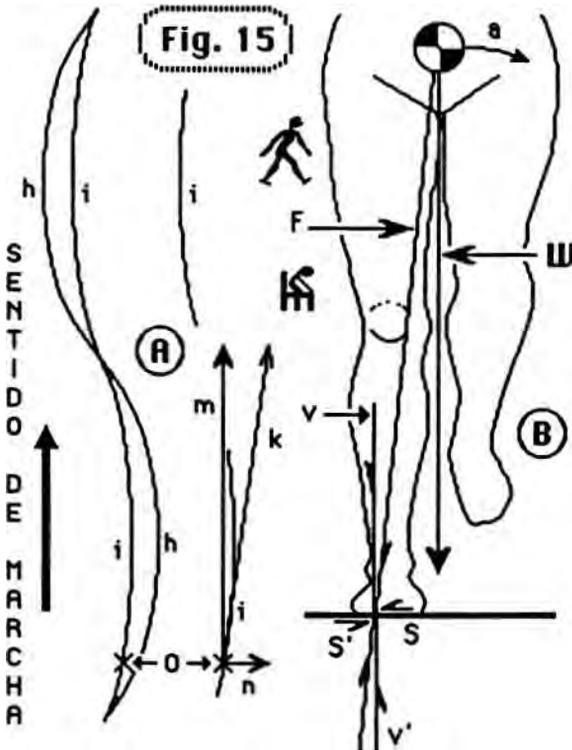


Fig. 15-A-i. Muestra, visto desde arriba, el recorrido del centro de gravedad con las dos curvas más planas y su proyección al suelo con las dos más abombadas.

2.5. Regulación angular y fuerzas que actúan durante la marcha

La «regulación angular», entre los segmentos de las piernas sobre todo y también de los brazos y cuerpo, posee una influencia decisiva en la marcha. Su estudio se denomina «CINEMÁTICA».

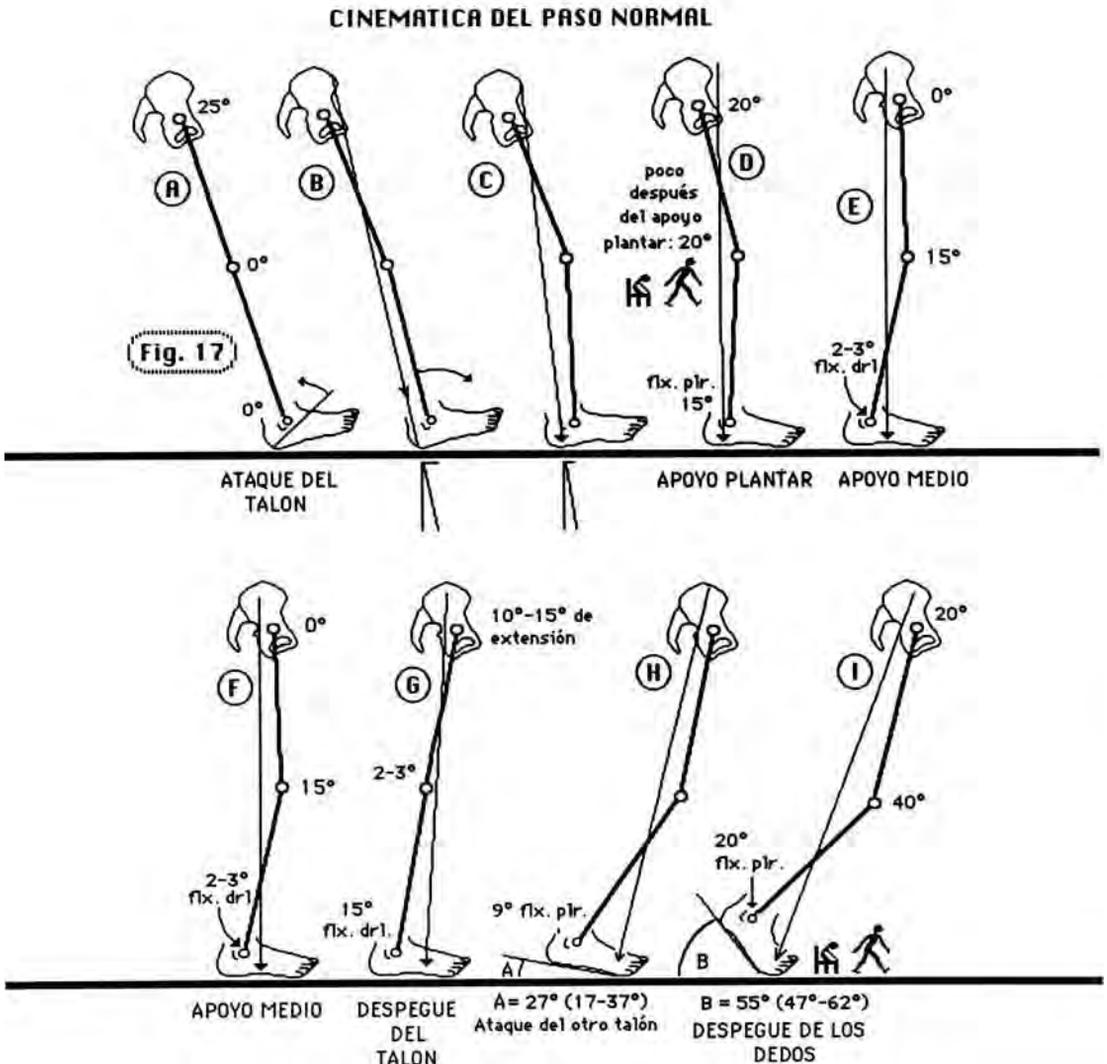
El control de las fuerzas que intervienen en la marcha y su intensidad se es-

tudia en la «CINÉTICA». Las fuerzas son fundamentalmente tres:

- Gravedad
 - Inercia
 - Contractura muscular o «fuerzas internas»
- constituyen las «fuerzas externas»
- Fuerzas de control (la mayoría)
- Fuerzas de empuje

Estas últimas gastan más energía y están casi limitadas a la acción del tríceps sural desde el despegue del talón de la pierna considerada hasta el ataque del talón del otro pie.

Fig. 17



2.6. Resumen de la cinemática y de la cinética de la marcha normal

2.6.1. Desde el ataque del talón hasta el apoyo medio

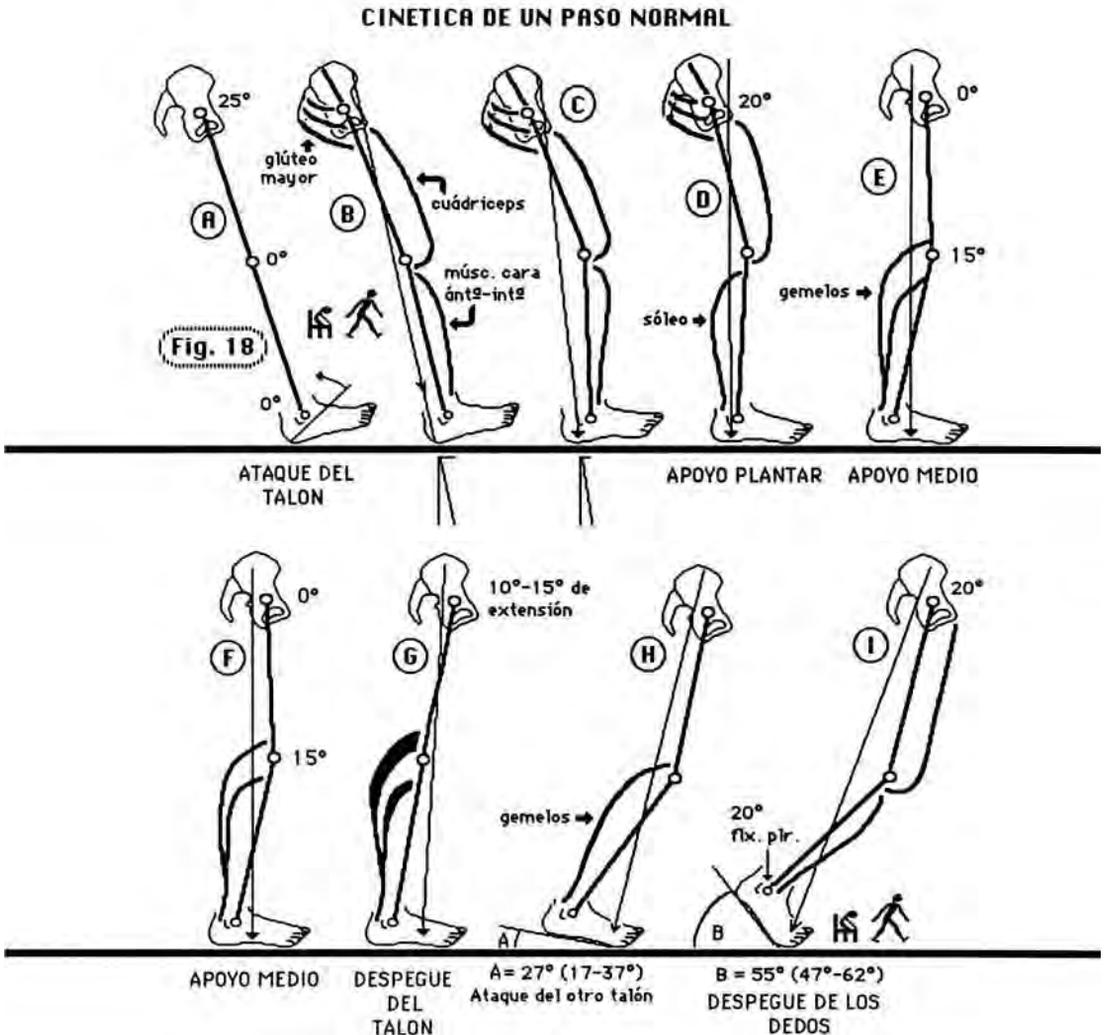
Tobillo: Poco después del ataque del talón, la línea de fuerza va al talón y pasa por detrás del eje de giro del tobillo, fig. 17-B. Este hecho genera un momento de fuerza que tiende hacia la flexión plantar.

La flexión plantar pasa de los 0°, que en realidad son 90° en el momento del ataque del talón A, a 15° de flexión plantar en el apoyo plantar D.

Si el tobillo está bloqueado, como ocurre en ciertas prótesis y en las anquilosis de tobillo, la línea de fuerza actúa a nivel de la rodilla provocando su flexión.

Este movimiento de flexión plantar del tobillo, en el momento que consideramos, está «controlado» y «frenado» por la acción de los músculos de la cara anteroexterna de la pierna, fig. 18-B y C.

Fig. 18



Rodilla: Existe semi-rigidez que facilita la flexión de la rodilla. Ésta presenta un momento de fuerza hacia la flexión, porque la línea de fuerza pasa por detrás de la rodilla, fig. 17-B-C-D-E. A medida que va pasando el tiempo, ésta se va flexionando hasta alcanzar unos 20° poco después del apoyo plantar (fig. 17-D). Luego, la flexión se reduce a 15° en el apoyo medio (E). Esta flexión es útil para descender el centro de gravedad por acortamiento geométrico temporal.

Este movimiento de flexión y ligera reextensión está controlado y frenado por la acción del cuádriceps como «fuerzas internas», fig. 18-B-C-D.

Coxofemoral: Durante todo el período que acabamos de analizar, la coxofemoral se dispone en flexión de 25° en el ataque del talón y va disminuyendo esta flexión hasta 20° en el apoyo plantar y llega casi a 0° en el apoyo medio.

Pierna: A partir del apoyo plantar o plantígrado, la tibia y el peroné giran por encima del pie fijo en el suelo, llevando su parte proximal, cercana a la rodilla, y también todo el resto del cuerpo, hacia adelante (fig. 17-D-E-F-G). Este movimiento persiste hasta el despegue del talón y está controlado y frenado por el músculo sóleo, fig. 18-D-E-F-G.

Se insiste en la acción de control y frenado de los movimientos por los músculos, con el fin de que los movimientos no sean demasiado bruscos, ni caros desde el punto de vista energético.

Pelvis: La línea de gravedad pasa por delante de la coxofemoral entre poco después del ataque del talón y concluir el apoyo plantar. Ello crea un momento de fuerza que tiende a que el cuerpo caiga hacia adelante, pero este movimiento está frenado y controlado por la acción del glúteo mayor, fig. 18-B-C-D.

Se dijo que en la fase de apoyo monopodal la pelvis se inclina como iniciando un signo de Trendelenburg (fig. 16). Este movimiento de 5° es frenado y controla-

do por el músculo glúteo medio. Por ello, la parálisis de este músculo produce el signo antes citado.

2.6.2. Desde el apoyo medio hasta el despegue de los dedos

Coxofemoral: Entre el apoyo medio y el despegue del talón, la cadera tiende hacia la extensión y alcanza los 20° de extensión *después* del despegue del talón. Este hecho es muy importante. Luego, sigue hacia la vertical, perdiendo extensión. Sobrepasa los 0° y llega a los 20° de flexión en el despegue de los dedos (figura 17-1). Durante esta fase, el fémur es controlado y frenado por los gemelos (figura 18-F-G-H). La coxofemoral muestra un momento de fuerza hacia la extensión retenida por los ligamentos de su cápsula anterior.

Rodilla: Entre el apoyo medio y el despegue del talón, la rodilla pasa de 15° de flexión, que tenía en el apoyo medio (fig. 17), a 2° o 3° de flexión en el despegue del talón. Estos 2-3° facilitan el empuje que proporciona el levantar el talón. Además, ello alarga el paso, tal y como ocurre con el propio despegue del talón.

En esta fase la cinética de la rodilla está presidida por la acción del tríceps sural (fig. 18-F-G-H).

Tobillo: En el tobillo ocurre justo al revés, pasa de 2° o 3° de dorsiflexión en el apoyo medio a 15° de dorsiflexión en el despegue del talón (fig. 17-F-G).

Cinética: Poco antes del despegue del talón, el tríceps sural y sobre todo los gemelos se activan y provocan el despegue del talón (fig. 18-F-G-H). Desde el punto de vista energético, es la acción más cara de todo el paso. La acción levanta el talón, reduce la dorsiflexión del tobillo, que pasa por 0° y produce flexión plantar hasta alcanzar los 20° en el momento del despegue de los dedos (I).

Proyección e intensidad de la línea de fuerza: En el despegue del talón, nos encontramos en fase de apoyo monop-

dal porque el otro pie está en fase de balanceo. Pero, además, por el hecho de no apoyar el talón estamos en posición digitígrada. La línea de fuerza se proyecta cerca de la 1ª o 2ª cabeza metatarsiana.

Se observa en las figs. 17 y 18 que la línea de fuerza se proyecta en el talón en el ataque del talón (B), después avanza hasta alcanzar las cabezas metatarsianas internas o un poco por delante de ellas, pero *no* los dedos (I).

El despegue del talón, por tanto, lo efectúa un solo tríceps sural, el de la pierna en apoyo. Esta acción muscular debe levantar todo el cuerpo. Pero poco después del despegue del talón, el antepié no recibe el 100 % del peso del cuerpo, por ejemplo de 58,7 kgf que pueda pesar una persona, sino un 116 %. O sea, que estos kgf se convierten en 68,1 kgf que un solo tríceps debe levantar.

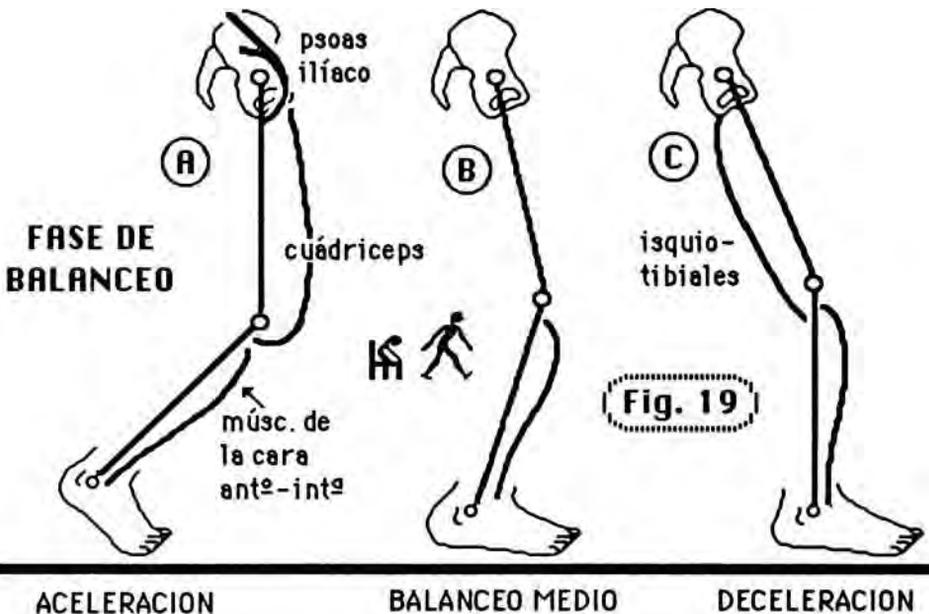
En la figura 20 existe una escala de Kgf de peso en las ordenadas. La abscisa representa el tiempo que transcurre, aproximadamente 0,55 segundos, entre dos ataques del mismo talón.

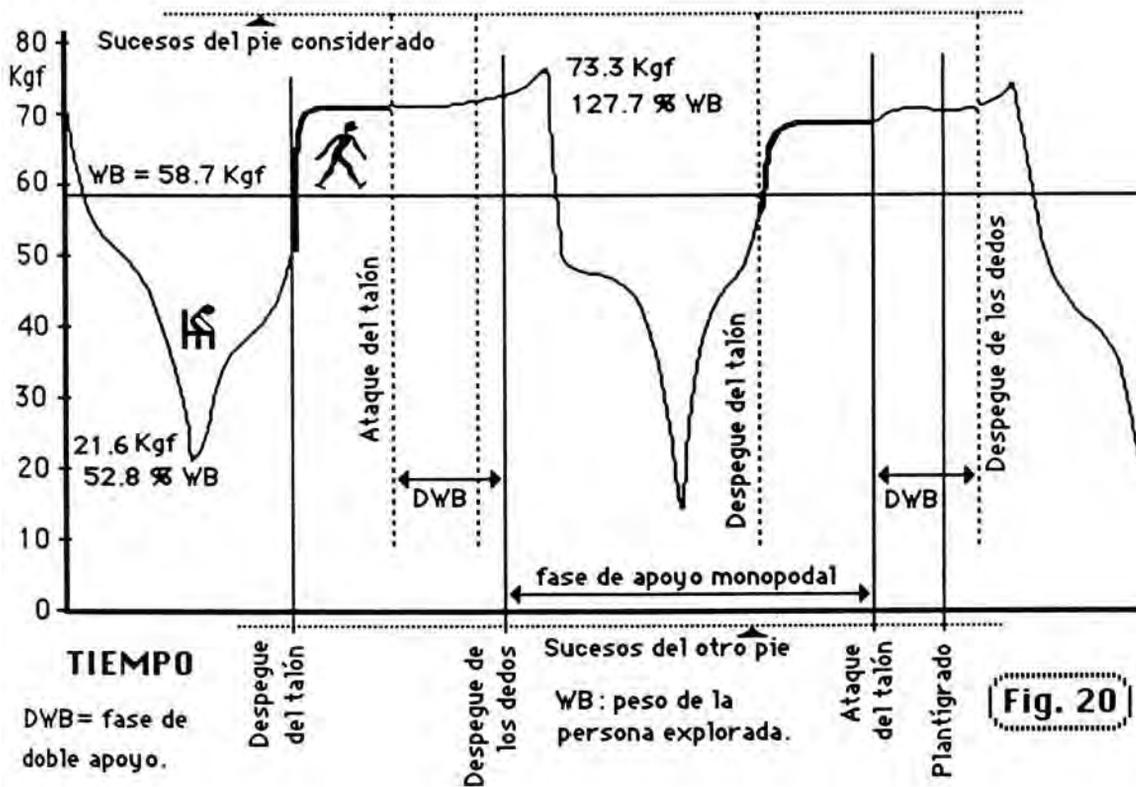
Si una persona en una báscula pesa 58,7 kgf y se representa en el últimamente citado gráfico, resulta que este peso no varía en 0,55 segundos que dura el gráfico y quedará representado por una línea horizontal.

Si en el gráfico señalamos con verticales los momentos importantes de un paso, y al mismo tiempo registramos los pesos instantáneos que proceden de dicha persona a lo largo de dicho paso, resulta que la línea ya no es horizontal, sino una línea irregular que presenta picos máximos (72,2 kgf) y mínimos (31,6 kgf).

O sea, el peso que llega al suelo de una persona que anda, no es uniforme, sino que varía dibujando ondas.

Nos interesa analizar un trozo concreto de onda en cada zancada, que va desde el despegue del talón considerado hasta el ataque del otro talón. Se escoge dicho trozo porque corresponde al apoyo monopodal digitígrado durante el cual la otra pierna viaja por el aire en fase de balanceo y el pie apoyado tiene el talón levantado. Por ello, toda la carga corporal sólo la recibe el antepié.





Entonces, el tríceps sural está en plena actividad y empuja el cuerpo hacia adelante y hacia arriba (fig. 18-G). Es este empuje hacia arriba el que aumenta el peso sobre el suelo. Entonces *el peso recibido por un antepié sobrepasa el peso corporal de la persona en la báscula*. En el gráfico (fig. 20) se señaló este período en trazo grueso. El otro trazo grueso corresponde a la carga del otro antepié.

Cuando el trazo grueso se vuelve horizontal, representa el 116% del peso corporal. Ello dura aproximadamente un 6% del total de un paso.

La parte de onda que sigue a la zona de doble trazo, se reparte entre los dos pies, en distinta proporción, si se quiere, pero compartida.

Por tanto, se insiste que *el máximo esfuerzo durante la marcha se efectúa entre el despegue del talón considerado y el ataque del otro talón*.

En el instante del ataque del otro talón, la planta del pie considerado efectúa con el suelo un ángulo que, dependiendo de la velocidad de la marcha, oscila entre 17° y 37° (fig. 17-H). Este ángulo aumenta hasta que en el despegue de los dedos oscila entre 47° y 62°. Ello tiene valor en el cálculo de las ortesis plantares.

Ahora empieza la segunda fase de doble apoyo y el peso soportado por la otra pierna, ahora adelantada, aumenta rápidamente y *descarga el pie considerado*.

Luego se levantan las cabezas metatarsianas y poco después los dedos, dando un último empuje a la pierna.

Se insiste en decir «la pierna», porque el otro miembro está ya en apoyo plantar y carga toda la fuerza de avance que el tríceps sural le ha trasladado. Además, la pierna considerada muestra una flexión de rodilla considerable (40°, fig. 17-I) que invalida cualquier empuje del cuerpo que

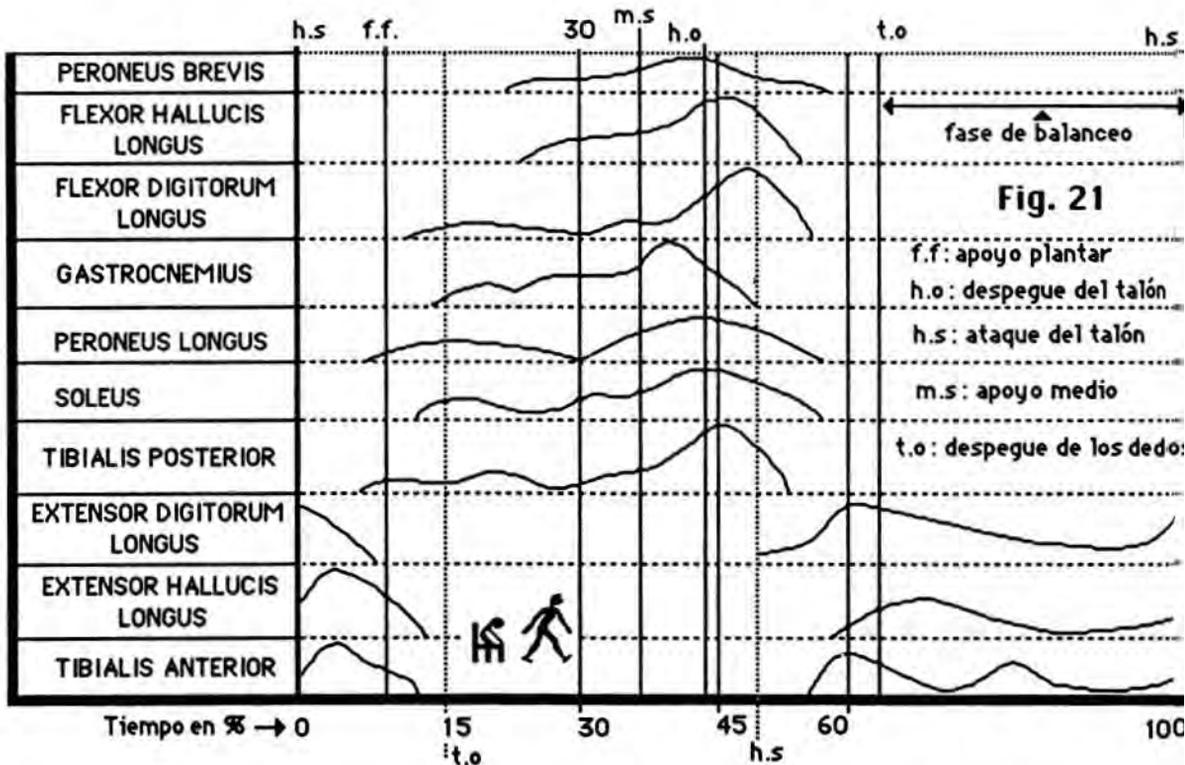


Fig. 21

f.f.: apoyo plantar
h.o.: despegue del talón
h.s.: ataque del talón
m.s.: apoyo medio
t.o.: despegue de los dedos

2.6.3. Fase de balanceo

se pueda imaginar desde el pie. Si realmente empujase, doblaría más la rodilla, que ya posee un momento de fuerza en este sentido, porque la línea de fuerza está muy lejos por detrás de la misma y por ello posee un gran brazo de palanca para ello. Para impedirlo el cuádriceps debería efectuar un gran esfuerzo.

Este empuje de la pierna sirve para levantar el pie del suelo, con la ayuda de los músculos de la cara ántero-interna de la pierna.

Cuando despegan los dedos, los extensores de la cara ánteroexterna de la pierna ya están activados para dorsiflexionar el pie considerado y evitar el roce con el suelo durante toda la fase de balanceo por acortamiento geométrico.

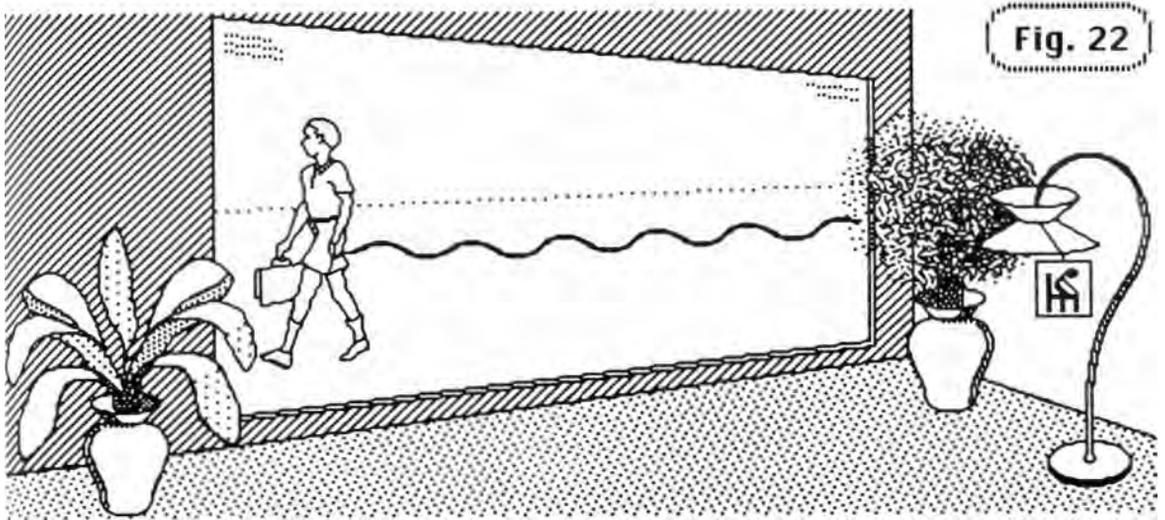
Todos- estos detalles son muy importantes y no existen todos en los tratados.

Abarca desde el despegue de los dedos hasta el ataque del talón.

También es importante que la rodilla durante esta fase se mantenga en flexión y aún más por el hecho de que entonces la pelvis descende por el lado que balancea (fig. 16). De otro modo, y a pesar de la dorsiflexión del pie mantenida por los músculos de la cara ánteroexterna de la pierna, éste rozaría con el suelo, si no efectúase circumducción.

En la fase de aceleración (fig. 19), el cuádriceps y el psoas ilíaco aceleran el muslo. En la fase de deceleración, los isquiotibiales son los que frenan y controlan el avance de la pierna que está acelerada hacia adelante.

En la fig. 21 se aprecia un esquema de las principales acciones musculares, con su intensidad y período de actuación aproximados.



BIBLIOGRAFÍA

1. BLAUVELT, C. T. and NELSON, R. T.: *A Manual of Orthopaedic terminology*. 3rd ed. The C. V. Mosby Co. St. Louis, Toronto, Princeton, Pp. 53 and chapter 4. 1985.
2. CLAEYS, R.: *Ground Reaction Forces Analysis in Pathologic Gait Secondary to Disorders of the Foot*. Comunicación Personal.
3. EBERHARD, H. D. and INMAN, V. T.: *An Evaluation of Experimental Procedures used in a Fundamental Study of Human Locomotion*. Ann. N. Y Acad. Sci. 5A, 1951.
4. ELFTMAN, H.: *The Basic Pattern of Human Locomotion*. Ann N Y Acad. Sci., 51, 1951.
5. ELFTMAN, H.: *A Cinematic Study of the Distribution of Pressure in the Human Foot*. The Anatomical Record, 59-4, 481-491, 1963.
6. FLORES, R.: *Il dispendio energetico della marcia*. Actualités de Médecine et Chirurgie du Pied, XII, pg. 163, 1979.
7. HOYOS, F. J. V.: *Aportación al estudio de la marcha humana mediante el diseño y construcción de un sistema automatizado de análisis*. Tesis doctoral presentada en la Univ. Politécnica de Valencia. Febrero del 1974.
8. HUTTON, W. C. and DHANENDRAN, M.: *A study of the Distribution of Load Under the Normal Foot During Walking*. International Othopaedics (SICOT) 3, 153-157, 1979.
9. LEAVITT *et al.*: *Gait Analysis of Normal Subjects*. Southern Med. Journal. 29-1, Jan 1947.
10. MARTORELL MARTORELL, J.: *El antepié en la marcha, su relación con la estática*. Ann. de la Soc. Esp. de Med. y Cirugía del Pie. Núm. monográfico, 1975.
11. MURRAY, M. P. *et al.*: *Walking Patterns of Normal Men*. J. of B. & J. Surg., 46-A, 2, March, 1964.

12. PLAS, F., VIEL, E., et BLANC, Y.: *La marcha humana*. Masson S.A. Barcelona, 1984.
13. PEIZER, E., WRIGHT, D. W. and MASON, C.: *Human Locomotion*. Bull. of Prosthetics Research 48-105, 1969.
14. RAINAUT, J. J. et LOTTEAU, J.: *Télémétrie de la marche*. Rev. Chir. Orthopéd., 59, 5-20, 1973.
15. SAUNDERS, J. B. D. M. *et al.*: *The Major Determinants in Normal and Pathological Gait*. J. of B. & J. Surg. 35-A, 3, 543-558, 1953.
16. SCHIAVI, R. *et al.*: *Variability of EMG Pattern for Level-Surface Walking through a Range of self-selected Speeds*. Bull. Pros. Res., 10, 35, 5-14, 1981.
17. SCHWARTZ, R. P. and HEATH, A. L.: *The Definition of Human Locomotion on the Basis of Measurement*. J. of B. & J. Surg., 29-1, January, 1947.
18. SCHWARTZ, R. P. and HEATH, A. L.: *Preliminary Finding from Roengenographic Study of the Influence of Heel Height & Empirical Shank Curvature on Osteo-articular Relationships in the Normal Female Foot*. J. of B. & J. Surg. 41-A, 6, 1065-1076, September, 1959.
19. SCHWARTZ, R. P. and HEATH, A. L. *et al.*: *Some Factors which Influence the Balance of the Foot in Walking*. J. of B. & J. Surg. 19-2, 431-442, April, 1937.
20. SCHWARTZ, R. P. and HEATH, A. L. *et al.*: *A Quantitative Analysis of Recorded Variables in the Walking Pattern of «Normal» Adults*. J. of B. & J. Surg., 2, 323-334, March, 1964.
21. SIMKIN, A.: *The Dynamic Vertical Force Distribution during Level Walking under Normal and Rheumatic Feet*. Rheumatology & Rehabilitation, 20, 88-97, 1981.
22. SIMKIN, A. and STOKES, A. F.: *Characterisation of the Dynamic Vertical Force Distribution under the Foot*. Med. & Biol. Eng. & Comput., 20, 12, 18, 1982.
23. STOTT, J. R. R., HUTTON, W. C. and STOKES, I. A.: *Forces under the Foot*. J. of B. & J. Surg., 55-B, 2, 335-344, 1973.
24. SUTHERLAND, D. H. *et al.*: *The Development of Mature Gait*. J. B. & J. Surg., 62-A, 336-353, 1980.
25. SUTHERLAND, D. H. *et al.*: *The Role of the Angle Plantar Flexors in Normal Walking*. J. B. & J. Surg., 62, 3, 354-363, 1980.

Nota: El lector interesado puede obtener actualización de referencias sobre la marcha y su reeducación, puede hacerlo por el banco de datos informatizado BLDOC, Sta. Tisson, documentalista, B. P. 12, 60260 Lamorlaye.