

CAPITULO 13

BIOMECANICA DE LA PROTESIS DE MUSLO

Los principios biomecánicos básicos que condicionan la forma del encaje y el alineamiento, se aplican tanto a las prótesis por debajo, como por encima de la rodilla. Este capítulo trata de las prótesis por encima de la rodilla que utilizan el encaje cuadrangular diseñado en base a unos principios fundamentales.

Consideraciones generales

La figura 1, es la vista superior de un encaje por encima de la rodilla, conocido como tapón. **ES** esencialmente redondo en su corte horizontal y tiene una configuración interna similar a la forma cilíndrica del muñón por encima de la rodilla. El muñón del amputado se inserta en el encaje como un tapón a un cilindro.

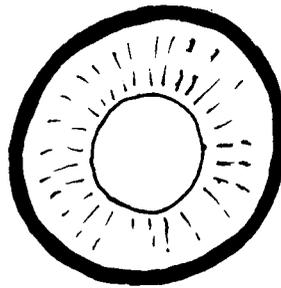


Figura 1

Como se explica en el capítulo de biomecánica por debajo de la rodilla, si los tejidos del muñón tuvieran todos igual dureza, las presiones muñón-encaje serían uniformes. Pero éste no es el caso, especialmente cuando los músculos están activos durante la fase de apoyo. Por ejemplo, el área del recto anterior es, generalmente, mucho más firme que el área del triángulo de Scarpa. En consecuencia, un encaje que tenga aproximadamente la forma del muñón del paciente, produce mayor presión en las áreas firmes y menor en las blandas.

De lo dicho, no debe concluirse que todos los encajes tapón sean necesariamente incómodos. Muchos pacientes han llevado con éxito tales encajes con una suspensión auxiliar, ya que al ser la superficie del muñón de muslo relativamente grande, las presiones muñón-encaje se mantienen por debajo del nivel crítico.

En contraste, las figuras 2 y 3, muestran un encaje cuadrilateral cuya forma difiere de la del muñón de amputación. Estas diferencias son el resultado de unas modificaciones realizadas deliberadamente para conseguir una mejor distribución de la presión. La superficie interna de este tipo de encaje está compuesta por cuatro paredes distintas, así como entrantes y salientes; los salientes evitan las presiones excesivas sobre los tendones, los músculos contraídos y las prominencias óseas, mientras que los entrantes presionan en áreas determinadas de tejido blando, de forma que estas zonas asuman una parte importante de la carga. Como se ha dicho antes, otra característica del encaje cuadrilateral es el contacto total. Los encajes de contacto total con el muñón, incluso en el extremo distal, ofrecen tres ventajas:

1. Ayudan al retorno venoso, evitando el edema y los problemas dermatológicos.
2. Aumentan el área de carga del peso del cuerpo.
3. Aumentan las reacciones sensoriales, lo que ayuda al amputado a controlar su prótesis.

De las tres ventajas mencionadas, la primera es la más importante, ya que las presiones aplicadas por el encaje evitan la acumulación de líquido en los tejidos del muñón. Las características más importantes de este tipo de encajes están ilustradas en la figura 3.

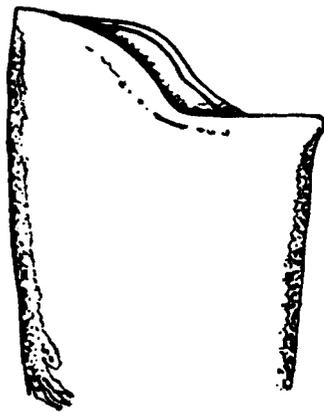


Figura 2

Exterior del encaje cuadrilateral.

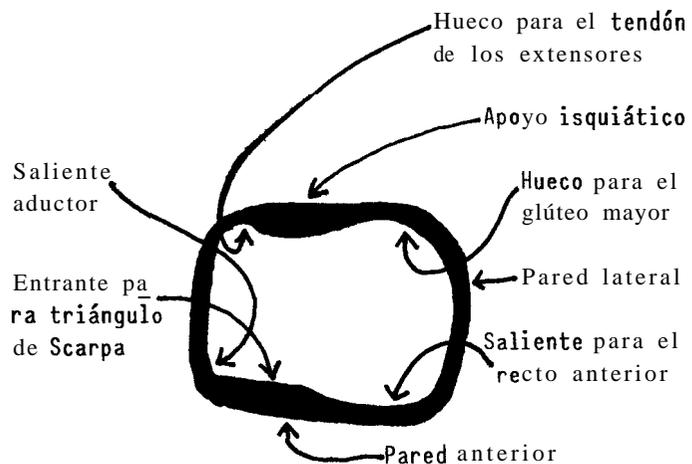


Figura 3

Interior del encaje cuadrilateral.

Los principios biomecánicos en que se basa el diseño del encaje cuadrilateral están en relación con las características de cada una de las cuatro paredes, los efectos de la posición en flexión y aducción y la alineación medio-lateral y antero-posterior de la prótesis.

Características del encaje

Pared posterior

Es evidente que los componentes verticales de las fuerzas aplicadas al muñón por el encaje, deben ser iguales al peso del cuerpo soportado por la prótesis. En la figura 4a, las fuerzas aplicadas al muñón por las paredes del encaje están representadas por f_1, f_2, f_3, f_4, f_5 y f_6 . Sólo los componentes verticales de estas fuerzas serán eficaces, oponiéndose a la fuerza descendente (W) ejercida por el muñón. En la figura 4b, las componentes verticales están representadas por a_1, a_2, a_3, a_4, a_5 y a_6 . Si la suma $a_1+a_2+a_3+a_4+a_5+a_6$ es igual y opuesta al peso (W), se puede ver por el diagrama, que la suma de $f_1+f_2+f_3+f_4+f_5+f_6$ debe ser sustancialmente mayor que el peso representado por W .

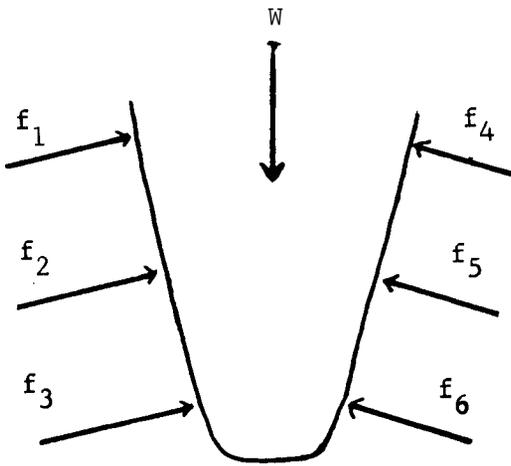


Figura 4a

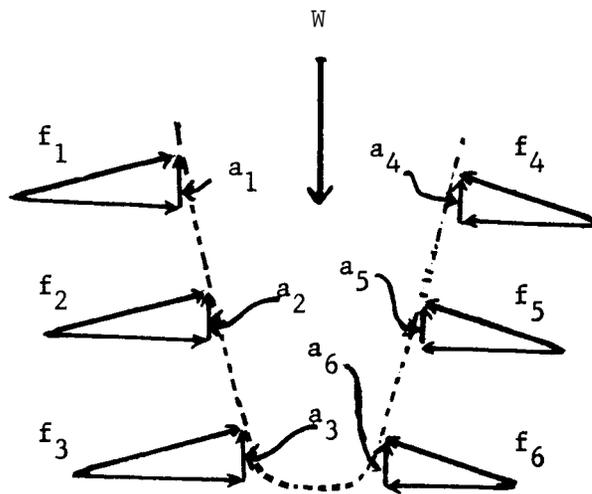


Figura 4b

En contraste, consideremos la magnitud de las fuerzas de sostén que actúan sobre el muñón, cuando estas fuerzas se ejercen por una superficie esencialmente horizontal. En la figura 5, la suma de $f_1+f_2+f_3+f_4+f_5+f_6$ es igual y opuesta al peso W , y no mayor, como en el caso de la figura 4b.

En las desarticulaciones de la rodilla y en algunas amputaciones supracondileas, es posible cargar una gran parte del peso sobre una superficie relativamente horizontal en el final del muñón. Sin embargo, las amputaciones de muslo están hechas a través de la parte medial del muslo y el extremo distal del muñón no tolera grandes fuerzas de carga de peso. Afortunadamente, se puede conseguir una superficie horizontal capaz de soportar la mayor parte del peso del cuerpo construyendo una plataforma horizontal en el borde posterior del encaje, por debajo de la tuberosidad isquiática y el glúteo mayor (plataforma glútea). Como una gran parte del peso lo soporta el borde posterior, disminuye mucho el apoyo que deben hacer las restantes paredes del encaje.

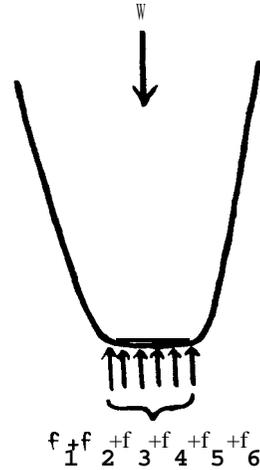


Figura 5

La pared posterior es también una superficie sobre la cual actúa el muñón estabilizando el tronco, manteniéndolo derecho por la acción de los extensores de la cadera. Esta misma fuerza posterior, ejercida por el muñón, ayuda también a controlar la flexión, así como a estabilizar la rodilla protésica. Por último, se deben dar unas formas apropiadas para alojar al glúteo mayor y el tendón de los isquiotibiales, durante la contracción.

Pared anterior

Para la utilización del apoyo isquiático, se requiere que la pared anterior del encaje sea relativamen-

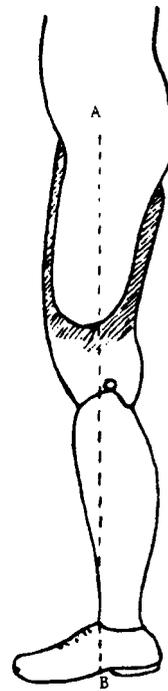


Figura 6

te alta, para mantener la tuberosidad isquiática en su sitio. Dado que la línea de peso AB, en la figura 6, pasa por delante del apoyo isquiático, la pelvis tiende a rotar hacia adelante, deslizándose sobre el apoyo isquiático. Para corregir esta tendencia se necesita una contrafuerza que se dirija hacia atrás. Con una pared anterior baja, se puede proporcionar suficiente contrafuerza para resistir al movimiento de traslación anterior de la pelvis, pero sería de eficacia muy limitada para resistir la tendencia de la pelvis a moverse hacia adelante; una pared anterior, 5 a 6 cm. más alta que la pared posterior, produce una contrafuerza a nivel del apoyo isquiático, resistiendo a la tendencia a la rotación de la pelvis. También ofrece una mayor superficie sobre la que distribuir las fuerzas que actúan sobre el muñón.

Desde luego hay un límite en la altura de la pared anterior. El amputado debe ser capaz de flexionar suavemente la cadera más de 90 grados, para poder sentarse cómodamente. Si la pared anterior es demasiada alta, el borde del encaje tropieza con el abdomen o la espina ilíaca antero-superior, produciendo molestias al sentarse.

La protuberancia interna de la pared anterior, en el área del triángulo de Scarpa, ayuda a conseguir una contrafuerza más eficaz. Si el encaje estuviera conformado de forma que la pared anterior coincidiera con la forma del muñón en vez de estar abultada hacia adentro, la tuberosidad isquiática no se mantendría en la posición adecuada. A causa de la blandura relativa de los tejidos del área del triángulo de Scarpa, la pelvis tendería a moverse hacia adelante, hasta que estos tejidos se comprimieran lo suficiente como para detener el movimiento. La protuberancia interior de la pared anterior de esta área produce una compresión inicial de los tejidos, de forma que se detiene cualquier movimiento incipiente de la pelvis antes de producirse un cambio importante en su posición, y por fin hay que dar forma a la pared para alojar el tendón aductor largo y al recto anterior durante la contracción.

Pared lateral

Durante la fase de balanceo en la marcha normal, la pelvis tiende a caer un poco hacia el lado que balancea. A esta tendencia se opone, princi-

palmente, la acción del glúteo mediano. En la figura 7, la línea de carga pasa por dentro de la articulación de la cadera. El momento de fuerza (M_1), igual al producto del peso (W) y la distancia (D_w), perpendicular a la articulación de la cadera, tiende a que la pelvis caiga sobre el lado sin apoyo. El momento de fuerza (M_2) en la dirección opuesta resiste esta tendencia. Este momento de fuerza es igual al producto de la fuerza desarrollada por el glúteo mediano (F_g) por la distancia perpendicular (D_f) de la articulación de la cadera a la línea de acción de la fuerza. La relación entre estos factores viene dada por la fórmula:

$$M_1 = W \cdot D_w$$

$$M_2 = F_g \cdot D_f$$

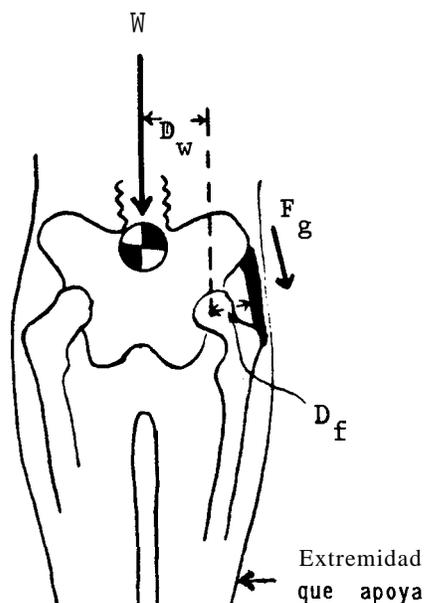


Figura 7

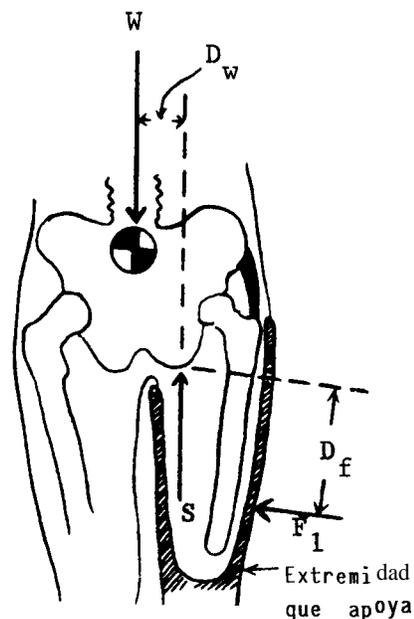


Figura 8

La pared lateral del encaje juega un papel importante en la estabilidad de la pelvis. En la figura 8, la línea de carga del peso pasa medial en relación al punto de apoyo que está situado cerca del apoyo isquiático. Cuando el miembro sano está en la fase de balanceo, la pelvis tiende a caer hacia el lado sin apoyo, produciendo un movimiento lateral del muñón, mientras que el glúteo mediano está estabilizando la articulación de la cadera y mantiene el fémur en una posición fija relativa, en relación con la pelvis. Si la pared lateral está bien conformada en posición correcta, ejerce una contrafuerza de resistencia sobre la superficie lateral del muñón,

aceptemos que la fuerza F_1 representa el efecto neto de estas fuerzas, actuando a distancia perpendicular (D_1) desde el punto de apoyo. La magnitud de la contrafuerza que se necesita para estabilizar la pelvis, viene dada por la fórmula: $W \cdot D_w = F_1 \cdot D_f$, en la cual W es igual al peso del cuerpo, D_w es la distancia perpendicular desde el punto de apoyo a la línea de acción del peso, F_1 es la contrafuerza aplicada por la pared lateral del encaje cuando el muñón se apoya contra la pared, D_f es la distancia perpendicular del punto de apoyo de la línea de acción F_1 .

Según puede verse en la fórmula, la contrafuerza estabilizadora que se necesita con un muñón excesivamente largo, es menor que con uno corto. En este caso, no sólo se necesita una contrafuerza mayor sobre la pared lateral del muñón para estabilizar la pelvis, sino que además se distribuye sobre un área mucho menor. Estos dos factores producen una mayor presión en el muñón, haciendo que tenga gran importancia la forma y adaptación de la pared lateral del encaje. Con muñones muy cortos, a pesar de una buena adaptación, el amputado puede tener que recurrir a la inclinación lateral del tronco hacia el lado de la prótesis, en la fase de apoyo. Esta maniobra reduce el valor de D_w en la fórmula anterior, con la correspondiente reducción del valor de F_1 .

Cuando la pelvis tiende a caer hacia el lado opuesto, durante la fase de apoyo, en la prótesis se produce un movimiento lateral del muñón hasta que los tejidos de la cara lateral del muñón se comprimen lo suficiente como para generar la contrafuerza necesaria. Como el muñón empuja contra la pared por la contracción de los abductores de la cadera en la fase de apoyo, se produce una presión excesiva en el extremo lateral distal del muñón, que se puede reducir dejando un ligero hueco en ese punto.

Antes dijimos que, para que la pared lateral de la prótesis realice su acción estabilizadora, el glúteo mediano debía ejercer la fuerza suficiente para estabilizar la articulación de la cadera y mantener el fémur en una posición relativamente fija con respecto a la pelvis. Para ello debemos aducir la pared lateral del encaje, que sea tan alta o más que la pared anterior, y darle la forma necesaria para distribuir la presión sobre la unidad distal del muñón, y así el fémur tiene una inclinación normal hacia abajo y hacia adentro. Esto coloca al glúteo mediano en una posición

favorable para que ejecute su función estabilizando la pelvis.

Pared medial

La pared medial se diseña para que produzca una ligera presión sobre los músculos aductores y aloje los tejidos para evitar cualquier acción aductora. Para seguir la línea de progresión, la pared se alinea paralela al plano sagital y tiene la misma altura o un poco menos que el apoyo isquiático. Se debe tener cuidado de que el borde proximal no presione sobre el perineo.

No debe disminuirse si hay un rollo de grasa cerca del periné, a la altura de la pared, sino que se debe ensanchar el encaje inmediatamente por debajo del borde, para poder acomodar el tejido.

Flexión inicial

Generalmente, es ventajoso alinear el encaje de la prótesis de muslo en posición de ligera flexión, por las siguientes razones:

1. Ayuda al glúteo mayor y a los isquiotibiales a producir la extensión de la cadera con más fuerza, lo cual es un factor importante para controlar la acción de la rodilla protésica. La acción extensora de la cadera es particularmente importante cuando se apoya el talón en el suelo, que es cuando la rodilla protésica tiende a flexionarse.
2. Facilita la inclinación hacia abajo y atrás del muslo protésico, que debe conseguirse durante la última parte de la fase de apoyo si el paciente se acerca al modelo de marcha normal. En la marcha normal, el muslo consigue la posición de hiperextensión justo antes de que el talón se levante del suelo. Para que el amputado de muslo se acerque a este modelo de marcha, el segmento de muslo de la prótesis debe adaptar una posición similar.

Si el amputado trata de dar un paso con la pierna normal, con tirones de los flexores de la cadera, habrá una tendencia de la pelvis a inclinarse hacia adelante, produciendo lordosis lumbar, a menos que el muñón haya sido colocado en flexión inicial por medio del encaje en flexión.

3. La flexión inicial ayuda a mantener la tuberosidad isquiática en el apoyo isquiático, reduce la tendencia de los isquiotibiales y de la masa posterior del muslo a forzar la tuberosidad isquiática hacia adelante, cuando la cadera se extiende.

Alineación

Como es lógico, la posición relativa del encaje, con respecto al eje de la rodilla, pierna y pie, influye en la posición, magnitud y dirección de las fuerzas que se producen en el muñón.

Si las fuerzas aplicadas a la prótesis por el amputado, y las contra-fuerzas producidas desde el suelo, actúan en la misma línea, como se indica en la figura 9a, la prótesis tiende a mantener su relación angular con respecto al muñón. En la práctica, cuando el paciente anda, las fuerzas resultantes y contrafuerzas no son colineales. El encaje tiende a cambiar su relación angular con respecto al muñón. Si se produce ese cambio angular, el encaje comprime selectivamente los tejidos del muñón, produciendo contrafuerzas que resisten al cambio angular, y finalmente lo paran. Con un encaje bien alineado, solamente se produce un cambio angular muy ligero, antes de que se detenga el movimiento.

Alineación mediolateral

La orientación relativa **interna** o **externa** del pie con respecto al encaje, es uno de los factores de alineación básicos que afecta a la comodidad y estabilidad del amputado. La **interna** se refiere al desplazamiento del pie hacia la línea media; la **externa** al desplazamiento hacia fuera de la línea media. En el proceso actual de alineamiento, los desplazamientos medio-laterales son de una magnitud relativamente pequeña, pero

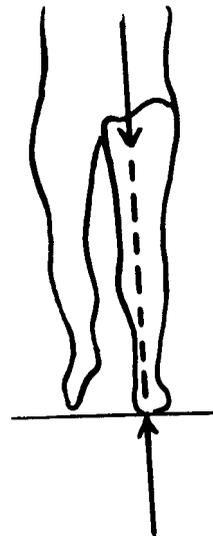


Figura 9a

con propósitos didácticos, hemos exagerado los desplazamientos en las figuras 9b y 9c.

La figura 9b, ilustra el cambio angular que tiende a producirse entre el encaje y el muñón, cuando el pie se desplaza hacia la línea media. Como se ve en el diagrama, el encaje tiende a rotar en la misma dirección que las agujas del reloj. Cuando empieza este movimiento, el encaje produce un aumento de presión en los aspectos próximo-medial y distal-lateral del muñón.

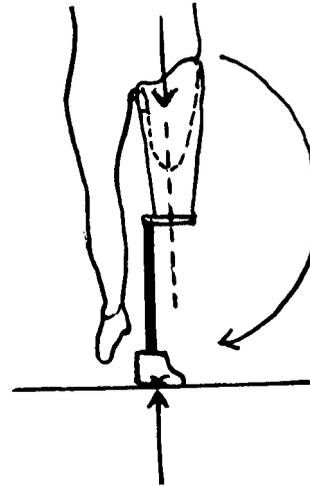


Figura 9b

En contraste, el diagrama de la figura 9c, indica el cambio angular que tiende a ocurrir cuando el pie se desplaza hacia afuera de la línea media. En este caso, el encaje comprime los tejidos de los aspectos próximo-lateral y distal-medial del muñón. Cuanto mayor sea la posición interna o externa del pie, mayor será la tendencia del encaje a cambiar su relación angular con el muñón en la dirección indicada en el diagrama.

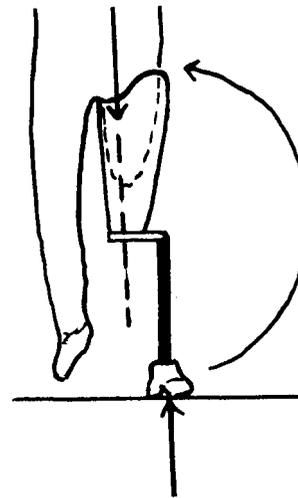


Figura 9c

Normalmente, la fuerza resultante aplicada al encaje no es colineal con la reacción del suelo, y la prótesis tiende a cambiar su relación angular con respecto al muñón, en una dirección u otra. De los dos cambios angulares indicados en las figuras 9a y 9b, es preferible el primero, que tiende a aplicar presión lateral en el aspecto distal del muñón, y no el último, que tiende a aplicar presión en el aspecto proximal. Como se ha dicho antes, respecto a la pared lateral, si no se consigue una fuerza es-

tabilizadora, el movimiento lateral resultante del fémur, durante la fase de apoyo, no evita que la pelvis caiga al otro lado, a menos que el amputado recurra a la inclinación lateral del tronco.

Alineamiento anteroposterior

El alineamiento anteroposterior es de particular importancia, pues es un factor esencial para controlar la estabilidad de la rodilla protésica. Si el alineamiento anteroposterior del encaje está en la línea de acción de la fuerza aplicada al encaje por el cuerpo, pasa por delante del eje de la rodilla, se genera un **momento** de fuerza que tiende a mantener la rodilla en extensión. El tope mecánico del mecanismo de la rodilla evita que la rodilla se fuerce en hiperextensión. Si la línea de acción de la fuerza pasa por detrás del eje de la rodilla, se crea un **momento** de flexión. Consecuentemente, el desplazamiento relativo del encaje hacia adelante tiende a que la rodilla sea más estable, y el desplazamiento posterior tiende a que sea menos estable.

En la marcha normal, el peso y el movimiento del cuerpo actúan flexionando la rodilla después del despegue del talón del suelo. La velocidad y cantidad de la flexión se controlan por la acción del cuádriceps y los extensores de la cadera. Como los amputados de muslo carecen de cuádriceps, la flexión invertida de la rodilla artificial se debe controlar por medio del alineamiento protésico y por la fuerza muscular producida por los extensores de la cadera.

Poco después del despegue del talón, la línea de acción de la fuerza aplicada a la prótesis pasa por delante del eje de la rodilla y mantiene la rodilla protésica en extensión. La línea de acción también pasa por delante de la articulación del tobillo y tiende a que la piernarote. Si la prótesis tiene un sistema pie-tobillo articulado, la contrafuerza desarrollada, así como la abundante dorsiflexión, se comprime, y resiste y controla su tendencia. Con el pie SACH, la pierna no rota hacia adelante, con respecto al pie durante el período de apoyo medio, pues la quilla rígida en el pie no permite que haya ningún cambio angular entre la pierna y pie.

A medida que el amputado continúa hacia la fase de apoyo, la línea de acción de las fuerzas que actúan en el pie pasa enfrente de los dedos

o la quilla del pie SACH. La localización antero-posterior de la articulación de los dedos o el final de la quilla tienen que ver con el tiempo en que se produce la flexión. El desplazamiento anterior de la articulación de los dedos o una quilla más larga, retrasarán la flexión de la rodilla, ya que tardará más tiempo para que las fuerzas resultantes que actúan en el pie pasen enfrente del eje de rotación. El desplazamiento posterior de la articulación de los dedos o una quilla más corta son causa de que las fuerzas que actúan en el pie pasen antes frente al eje, con la consiguiente flexión precoz de la rodilla.

Control de la fase de balanceo

A medida que la prótesis entra en la fase de balanceo, las fuerzas que actúan en la pierna tienden a causar una flexión continua de la rodilla. Esto ocurre particularmente en cadencias rápidas, porque el movimiento rápido hacia adelante del muslo aplica una fuerza rígida hacia delante de la pierna y eje de la rodilla. El extremo inferior de la pierna tiende a quedar donde está, a

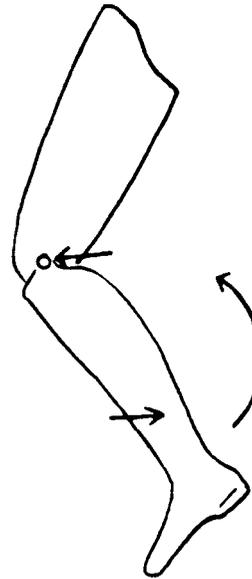


Figura 10

causa de su inercia. La fuerza dirigida hacia adelante, en el extremo proximal de la pierna, y el efecto de inercia dirigido hacia atrás, en el extremo distal, tienden a flexionar la pierna, como se indica en la figura 10. Se usa una ayuda de extensión para resistir cualquier tendencia de flexión excesiva.

En una marcha normal, los isquio-tibiales se activan hacia el final de la fase de balanceo, para desacelerar el rápido movimiento de la pierna. En la articulación de la rodilla, el movimiento hacia adelante de la pierna puede resistirse parcialmente por un mecanismo de fricción, con un tope a la extensión que absorba la energía que le queda, conforme la rodilla llega a la extensión completa.