

CAPITULO 8

BIOMECANICA DE LAS PROTESIS POR DEBAJO DE LA RODILLA

La comodidad, estabilidad y función de una prótesis se logran mediante la aplicación de ciertos principios biomecánicos. En el pasado, la aplicación de estos principios se basaba en las experiencias prácticas fundamentadas en éxitos y fracasos. En los últimos años, las contribuciones en un cierto número de algunos han dado como resultado un claro entendimiento de algunos de estos factores biomecánicos. El propósito de este capítulo es estudiar los principios biomecánicos relacionados con la forma del encaje y la alineación de la prótesis por debajo de la rodilla, con una referencia especial a la prótesis por debajo de la rodilla (PTB).

La presión como determinante de la comodidad

La magnitud de la presión entre el muñón y el encaje es uno de los mayores determinantes de la comodidad de una prótesis. La presión es directamente proporcional a la fuerza aplicada. Esto se expresa en la fórmula $P = \frac{F}{A}$, en la cual P representa la presión, y F y A representan, respectivamente, la fuerza aplicada y el área sobre la cual se aplica la presión.

Para disminuir la incomodidad, es importante evitar que el muñón tenga una presión excesiva. Una manera de reducir la presión es aumentar el área sobre la cual se aplica la fuerza. En principio, parece una cosa sencilla reducir la presión en el muñón, incrementando las áreas de contacto entre el muñón y el encaje. En la práctica no es tan fácil, pues los tejidos del muñón no son igual de firmes y algunas áreas del muñón toleran la presión bastante bien, mientras que otras son bastante sensibles. De todas formas, ambos factores pueden combinarse por medio de la forma apropiada que se le da al encaje.

Contornos y forma del encaje relacionados con la distribución de la presión

Las figuras 1 y 2 muestran los contornos de las paredes del encaje de dos tipos diferentes de prótesis por debajo de la rodilla. La figura 1 muestra un encaje PTB, mientras que la figura 2 es un tipo de encaje que se usaba antes de que la PTB fuera de uso general. Aunque el contorno del

encaje de la figura 2 se parece más a la forma del muñón por debajo de la rodilla, el encaje PTB es el más efectivo de los dos, desde el punto de vista de comodidad y función. Es importante conocer las razones para que esto sea así y, en general, entender los principios que relacionan los contornos y forma del encaje con la distribución de la presión. Una forma de conseguirlo es comprobar estos principios con algunos ejemplos sencillos, y después aplicar estos principios a la prótesis.

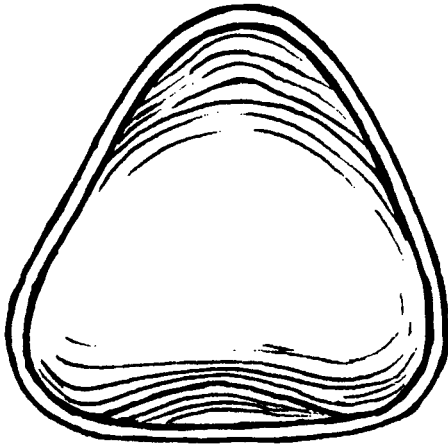


Figura 1

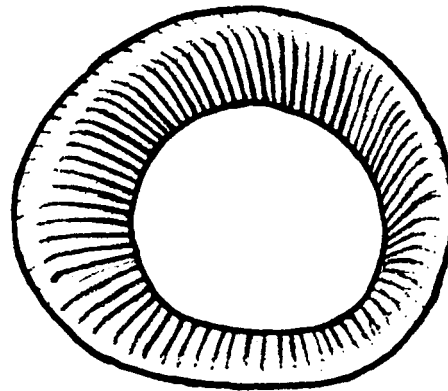


Figura 2

Empezaremos con un concepto general, veamos la figura 3, que representa una barra de acero apoyada en un cubo. La presión en la parte superior del cubo es igual al peso de la barra dividido por el área de la superficie superior del cubo. La figura 4 muestra la misma barra colocada no sólo sobre el primer cubo, sino sobre otros dos cubos idénticos al primero y a la misma distancia entre ellos. En este caso, la presión en el cubo del centro será sólo un tercio de lo que es en la figura 3, mientras que el área de apoyo es tres veces mayor. Estos dos ejemplos ilustran la aplicación de un principio básico en la construcción protésica, esto es, utilizar la mayor área posible para distribuir la fuerza aplicada por el encaje sobre el muñón.



Figura 3



Figura 4

Acomodación a las diferencias de consistencia

Como uno de los objetivos más importantes es distribuir la presión sobre los tejidos, a pesar de los diferentes grados de firmeza de los mismos, es necesario hacer modificaciones de la forma del encaje con respecto al muñón. Si los cubos de la figura 4 tuvieran las mismas dimensiones, pero no fueran iguales en la consistencia del material, la presión no estaría distribuida equitativamente. Por ejemplo, si el cubo del centro fuera de acero y los otros dos de goma blanda, el cubo de acero soportaría la mayor parte del peso.

Haciendo una muesca o relieve en la barra de acero, como se muestra en la figura 5, se obtendría una distribución de presión más uniforme, a pesar de las diferencias en la dureza relativa de los cubos de acero y goma.

Si los cubos de goma fueran muy blandos, no sería suficiente sólo el relieve para producir la distribución de peso. Para explicarlo vamos a suponer que la barra de acero pesa 200 lbs. y que los cubos de goma fueran tan blandos que una fuerza de 15 lbs. los comprimiese, y así la barra de acero quedaría sobre el cubo de acero del centro. Entonces el cubo de acero soportaría sobre su superficie una fuerza de 170 lbs. comparadas con las 15 lbs. aplicadas a la superficie de cada uno de los cubos de goma.

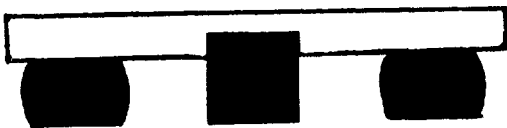


Figura 5



Figura 6

La distribución del peso se puede mejorar haciendo una muesca en la barra de acero. Como esto debilita la barra, se puede usar una solución alterna. En vez de hacer una muesca muy profunda se pueden añadir a la barra dos tacos, como se muestra en la figura 6. Si se hace la muesca a una profundidad exacta y se aplican tacos del grosor apropiado, se obtendrá una distribución equitativa de la presión.

Ahora vamos a aplicar esto a una prótesis. El diagrama de la figura 7 es una representación esquemática de un muñón que es esencialmente circu-

lar en su sección, encerrado en un encaje que se adapta exactamente a la forma externa del muñón. Si el muñón fuera de firmeza uniforme la presión del encaje sobre el muñón también sería uniforme. El diagrama de la figura_ 8 es similar al de la figura 7, excepto en que el muñón no es de firmeza

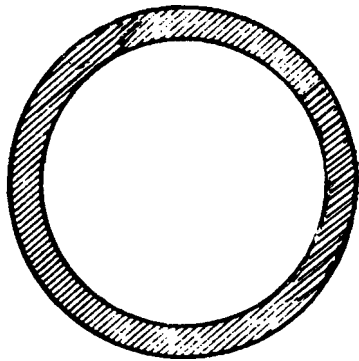


Figura 7

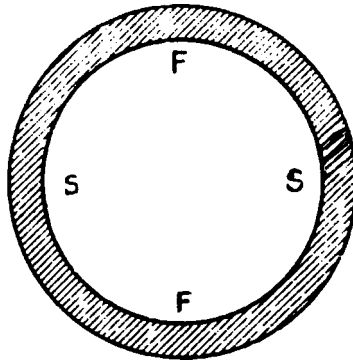


Figura 8

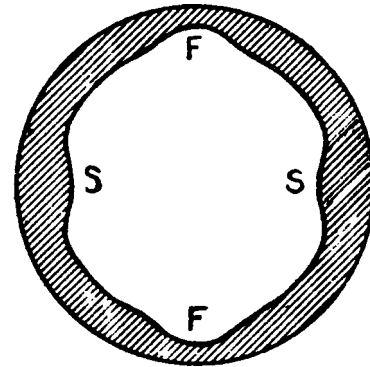


Figura 9

uniforme. Las áreas indicadas con la letra F son relativamente firmes, mientras que las áreas blandas están indicadas con la letra S. Desde luego, éste es un diagrama esquemático y las áreas indicadas representan, pero no indican, las zonas de firmeza y las áreas blandas del muñón. Si el encaje estuviera conformado según la forma externa del muñón, la presión no estaría distribuida equitativamente. Las áreas firmes, designadas por la letra F, soportarán relativamente la mayor parte del peso, mientras que las designadas con S soportarán menos peso. Se puede obtener una distribución de la presión más uniforme modificando el encaje, haciendo huecos en las áreas firmes y engrosando la pared interior en las áreas blandas, como se muestra en la figura 9.

Acomodación de la diferente tolerancia a la presión

La misma estrategia descrita antes, esto es, utilizar muescas y engrosamientos en el encaje, se puede utilizar para compensar la diferente tolerancia de presión en las variadas áreas del muñón. En este caso, el propósito es diferente. En vez de producir una distribución de presión equitativa, el objetivo es producir una carga de los tejidos selectiva, y así la mayoría del peso lo soportarán las áreas tolerantes a la presión y menos las áreas más sensitivas a la presión.

Para explicarlo, los tres cubos de la figura 10 tienen las mismas dimensiones y el mismo grado de firmeza. El cubo del medio es **sensible a la presión (S)**, y los otros dos cubos son **tolerantes a la presión (T)**. El objetivo es cargar el peso en los cubos de los extremos y así el cubo del centro soportará un peso mínimo. Si se pusiera sobre los cubos una barra pesada, como se muestra en la figura 10, cada cubo soportaría la misma cantidad de peso. Esto no es lo que deseamos. Haciendo una muesca en la barra

de acero, como se muestra en la figura 11, se obtiene una distribución de peso mejor. Si no es suficiente la muesca, se puede adicionar tacos como se muestra en la figura 12. Haciendo muescas y poniendo tacos de dimensiones apropiadas, se puede obtener casi siempre una distribución proporcional de la carga.

Ahora vamos a explicar la aplicación de este principio. La figura 13 es un diagrama esquemático de un muñón teórico de firmeza uniforme, encerrado en un encaje. El encaje tiene muescas sobre las áreas sensibles a la presión, que se señalan con una S, y engrosamientos sobre las áreas tolerantes a la presión, marcadas con una T. Dichos engrosamientos sobre las áreas tolerantes a la presión hacen que los tejidos de estas zonas soporten la mayor parte del peso, dejando una pequeña parte de éste a las áreas sensibles. Las muescas en el encaje ayudan a reducir la presión en las áreas sensibles.

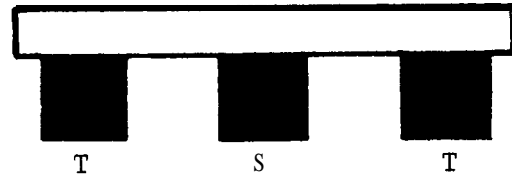


Figura 10

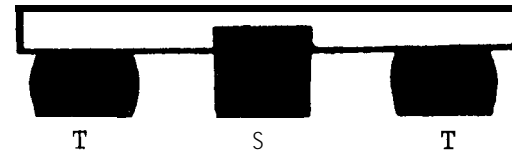


Figura 11

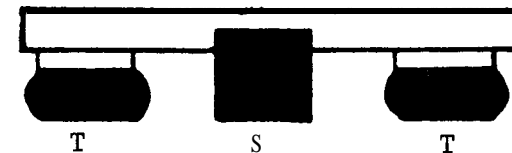


Figura 12

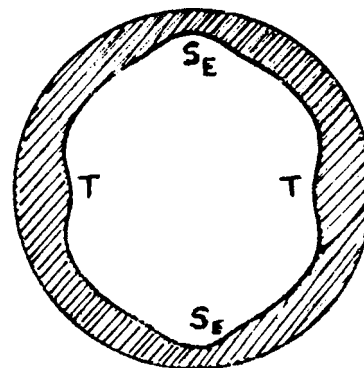


Figura 13

Los encajes de las prótesis por debajo de la rodilla deben diseñarse de forma que se puedan aplicar los principios que hemos explicado. Incorporando relieves y contornos apropiados, los encajes se pueden conformar para que se acomoden a los diferentes grados de firmeza del muñón y a las diferentes tolerancias a la presión.

Hasta aquí hemos discutido la compresibilidad de los tejidos y su tolerancia a la presión externa. Vamos a tratar ahora de cómo les afectan los cambios en la inclinación de la superficie de apoyo en el encaje, la longitud del muñón y la alineación geométrica de la pierna y el montaje pie-tobillo.

Efecto de la inclinación relativa de la superficie de apoyo

Las presiones en el muñón están muy influidas por la inclinación relativa de las superficies de apoyo que están en contacto con el muñón. De nuevo usaremos una serie de ilustraciones, e indicaremos la aplicación de estos conceptos a las relaciones de presión entre el muñón y la glena.

La figura 14 muestra dos hombres sosteniendo una caja que pesa 200 Kg. Si suponemos que el peso de la caja está distribuido por igual, cada hombre tiene que ejercer una fuerza hacia arriba de 100 Kg., y así el empuje combinado igualará el peso de la caja.

En la figura 15 el peso de la caja es el mismo, al no empujar los hombres hacia arriba directamente, sólo serán efectivas para sostener la caja las componentes verticales de las fuerzas que ejercen. Vamos a suponer que la superficie de apoyo en la figura 15 tiene una inclinación de 30° con respecto a la horizontal. La dirección de las fuerzas AB y $A'B'$, que están aplicadas perpendicularmente a la superficie de apoyo, están inclinadas 60° con respecto a la horizontal. Si el valor de las componentes verticales de VB y $V'B'$ es igual cada una a 100 Kg., y si los ángulos BAV y $B'A'V'$ son iguales a

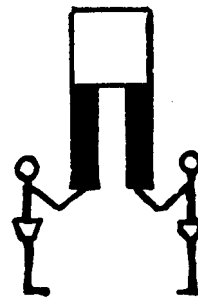


Figura 14

60°, es posible calcular la magnitud de las fuerzas que tendrían que ejercerse como sigue:

$$\frac{VB}{AB} = \text{sen } 60^\circ$$

$$AB = \frac{VB}{\text{sen } 60^\circ}$$

$$AB = \frac{100}{0,866}$$

$$AB = 115,5 = A'B'$$

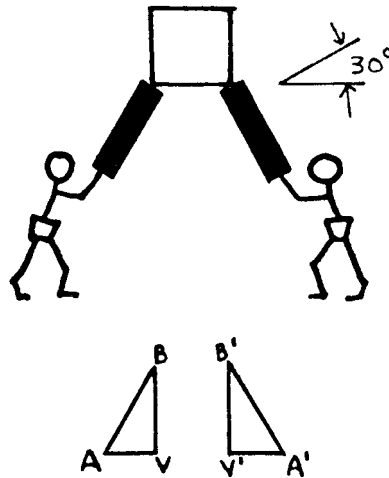


Figura 15

Del cálculo precedente se puede deducir que dos hombres juntos deben ejercer una fuerza total de 230 Kg. para sostener una caja de 200 Kg. de peso.

Vamos a considerar la figura 16 que es igual a la figura 15, excepto en que la superficie de apoyo tiene una inclinación de 70° con respecto a la horizontal. La dirección de las fuerzas ejercidas por los hombres tiene una inclinación de 20° con respecto a la horizontal.

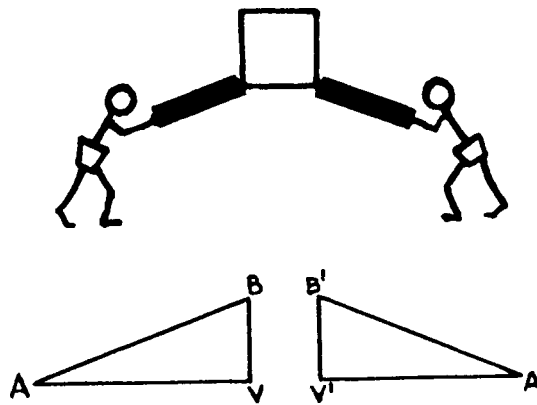


Figura 16

Las componentes verticales de las fuerzas ejercidas por los hombres deberán ser iguales al peso de la caja. Como antes, cada hombre debe ejercer una fuerza lo suficientemente grande como para que las componentes verticales, representadas por VB y V'B' sean iguales a 100 Kg. cada una. Siguiendo el mismo procedimiento, es posible calcular que la fuerza total que deben ejercer los dos hombres para sostener la caja es de 584 Kg.

$$\frac{VB}{AB} = \text{sen } 20^\circ$$

$$AB = \frac{100}{\text{sen } 20^\circ} = \frac{100}{0,3420}$$

$$AB = 292,4 = A'B'$$

Resumiendo, con una superficie de apoyo que tenga una inclinación de 30° con respecto a la horizontal, la fuerza total aplicada es el 15% mayor que el peso soportado. Con una superficie de apoyo inclinada 70° con respecto a la horizontal, la fuerza aplicada será 2,5 veces mayor que el peso soportado. En conclusión, cuanto más se aproximan las superficies de apoyo a la vertical, mayores tendrán que ser las contrafuerzas que se deben aplicar a un peso dado. Inversamente, cuanto más se aproxime la superficie de apoyo a la horizontal, mayor será la fuerza que se deberá aplicar a una cantidad de peso dada.

Aplicando este principio, se ve que es preferible una superficie de apoyo horizontal en un encaje, que una superficie de apoyo inclinada. En el caso de un encaje para una prótesis por debajo de la rodilla, excepto en el amputado de Syme, no hay una superficie horizontal que pueda soportar la mayor parte del peso. Mientras que el fondo de un encaje en una amputación a media pierna puede ser aproximadamente horizontal, el extremo del muñón no puede tolerar una gran carga. Si el muñón por debajo de la rodilla se fija a un encaje en el cual las paredes inclinadas proporcionan la mayor superficie de apoyo, normalmente es necesario descargar parte del peso por medio de un corselete de muslo, a causa de la excesiva presión que se generaría si toda la fuerza de apoyo tuviera que aplicarse al muñón por medio de las paredes del encaje. El corselete de muslo transmite parte del peso por las barras laterales a la articulación de la rodilla y a la pantorrilla de la prótesis, con la reducción correspondiente en la cantidad de peso que debe soportar el encaje en contacto con el muñón. Aunque el corselete de muslo tiene una función muy útil para descargar parte del peso y reducir la presión del muñón, abulta y tiende a producir atrofia en el muslo.

Se puede conseguir una superficie de apoyo efectiva, como se muestra en la figura 17, fijando el muñón en una ligera flexión inicial y modificando intencionadamente el contorno del encaje, haciendo una prominencia interna para apoyar en el área del tendón de la rótula. Aunque esta área de apoyo no es horizontal, es mucho menos inclinada que otras áreas de apoyo en la pared del encaje. El área del tendón de la rótula puede soportar una parte substancial del peso total. La reducción correspondiente del peso que debe soportar las paredes inclinadas del encaje hace que sea posible

en muchos casos suprimir el corselete de muslo y suspender este tipo de prótesis con una correa supracondílea.

Aunque el área de apoyo del tendón de la rótula está menos inclinada que otras áreas de apoyo, tiene todavía una pendiente hacia abajo y hacia atrás. Para prevenir esto se requiere una fuerza dirigida hacia adelante. Esta fuerza dirigida hacia adelante se produce por la pared posterior de la prótesis. La pared posterior debe ser lo suficientemente alta como para conseguir la mayor cantidad de área posible, sobre la cual distribuir la fuerza, pero no tan alta que moleste al sentarse. No es suficiente que la pared posterior cubra la cara posterior del muñón. La pared posterior del encaje debe aplanarse, o tener un abultamiento hacia dentro, y así los tejidos con los cuales está en contacto estarán bajo una compresión inicial. Si no se hace así el muñón tiende a deslizarse hacia abajo y hacia atrás hasta que los tejidos de la cara posterior del muñón estén lo suficientemente comprimidos para proporcionar una contrafuerza que frene el movimiento.

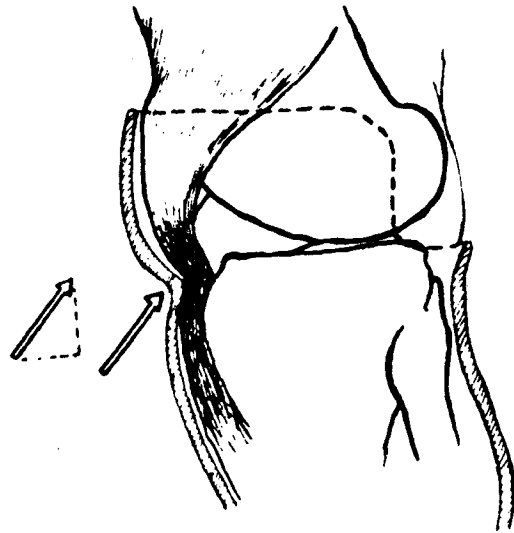


Figura 17

Puede proporcionar una área de apoyo efectiva la forma hacia dentro del encaje en el área medial de la tibia. Para mantener el muñón en esa superficie inclinada la pared lateral del encaje debe producir una contrafuerza en la parte lateral del muñón. La mayor parte de esta fuerza se ejercerá en la mitad distal o tercio distal del muñón.

Contacto total

El encaje de la prótesis PTB ha sido estudiado para que proporcione un contacto total al muñón. Antes del desarrollo de la prótesis PTB la mayoría de los encajes por debajo de la rodilla no tenían contacto con el final del muñón. Desde un punto de vista biomecánico, es preferible el di-

seño del contacto total, pues ofrece las siguientes ventajas:

1. Ayuda a prevenir el edema ayudando a la circulación venosa de retorno. Esta es la ventaja más importante. En un miembro intacto, la acción de bombeo de los músculos es un factor importante para mover la sangre venosa hacia el corazón. En el miembro amputado, queda reducida esta importante acción de bombeo. En el muñón hay una gran tendencia al desarrollo del edema, a no ser que se aplique presión a todo el muñón.
2. El encaje de contacto total tiene una gran área sobre la cual distribuir el peso. Aunque el peso que soporta el extremo del muñón de tercio medio de pierna no es muy grande, reduce el peso que debe soportar otras áreas del muñón.
3. A causa de que está en contacto con una gran área del muñón, el encaje de contacto total produce también una mejor reacción sensorial.

La alineación y la distribución de presión

La alineación es la posición relativa de las variadas partes de la prótesis, unas con respecto a otras, particularmente del encaje y pie en el caso de la prótesis por debajo de la rodilla. La alineación de una prótesis influye en la magnitud y distribución de fuerzas que se aplican al muñón, y así la mayor presión se aplica en las áreas del muñón que están mejor preparadas y son más efectivas para recibirla, y se reduce en las áreas sensibles a la presión.

La prótesis está sujeta a fuerzas transmitidas por el muñón desde arriba, y contrafuerzas aplicadas por el suelo desde abajo. Si, en cualquier momento, la resultante de las fuerzas hacia abajo, aplicadas por el muñón a las prótesis y las contrafuerzas opuestas aplicadas por el suelo estuvieran actuando a lo largo de la misma línea recta, no habría tendencia del encaje para cambiar su relación angular con respecto al muñón (figura 18). Si las resultantes de las fuerzas opuestas no son colineales, hay una tendencia a cambiar su relación angular con respecto al muñón. Esta tendencia está compensada por la íntima adaptación del muñón al encaje. Con ello los tejidos de las caras opuestas del muñón están comprimidos mientras tiende

a producirse el angular. Las contrafuerzas desarrolladas por la compresión de los tejidos establece un equilibrio dinámico.

Longitud del muñón en relación con la presión en el mismo

La longitud del muñón tiene una marcada importancia en la magnitud de las presiones que se aplican cuando el encaje tiende a cambiar su relación angular.

La figura 19 muestra las resultantes de las fuerzas aplicadas por la prótesis, desde arriba, y por el suelo desde abajo. Estas fuerzas opuestas, que son colineales, constituyen una pareja de fuerzas que tienden a rotar la prótesis en sentido opuesto a las agujas del reloj, como se indica en las flechas curvas. En un momento dado, supongamos que la rotación tiene lugar alrededor del eje "O" dibujado en el diagrama. El momento de fuerza generado por las fuerzas representadas por AB y CD viene dado por la fórmula:

$$M_1 = (AB \cdot d_1) + (CD \cdot d_2)$$

en la cual:

M_1 = al momento de fuerza debido a AB y CD.

AB = fuerza aplicada por el cuerpo sobre la prótesis desde arriba.

CD = contrafuerza aplicada por el suelo a la prótesis.

d_1 = distancia perpendicular desde O a la línea de acción de la fuerza AB.

d_2 = distancia perpendicular desde O a la línea de acción de la fuerza CD.

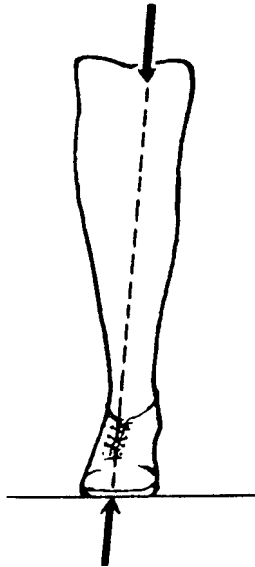
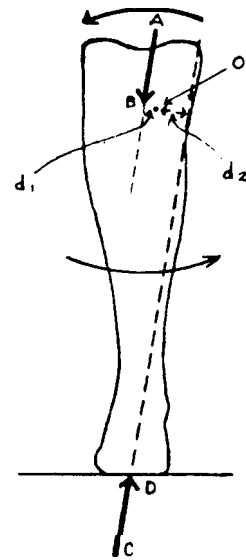


Figura 18

Figura 19



La figura 20 representa las contrafuerzas aplicadas a los aspectos proximal-medial y distal-lateral del encaje. Los tejidos en las áreas correspondientes están comprimidos a causa del incipiente movimiento del encaje. El movimiento incipiente se detiene cuando el movimiento de resistencia en el sentido de las agujas del reloj desarrollado por las fuerzas representadas por LL y MM es igual al momento en sentido contrario desarrollado por las fuerzas AB y CD. El momento en el sentido de las agujas del reloj, debido a LL y MM, está representado por la fórmula:

$$M_2 = (LL \cdot dL) + (MM \cdot dM)$$

en la cual:

M_2 = momento resultante en sentido opuesto a las agujas del reloj.

LL = contrafuerza en la pared lateral del encaje que se desarrolla mientras se comprimen los tejidos.

MM = contrafuerza de la pared medial del encaje mientras se comprimen los tejidos.

dL = distancia perpendicular desde 0 a la línea de acción de LL.

dM = distancia perpendicular desde 0 a la línea de acción de MM.

En un momento determinado, si no tiene lugar ningún cambio en la relación angular entre el encaje y el muñón, es porque las resultantes AB y CD son colineales, o hay un equilibrio dinámico entre los momentos desarrollados por las fuerzas representadas por AB, CD, LL y MM. En el último caso, la relación entre estas fuerzas y momentos viene dada por la fórmula:

$$(AB \cdot d_1) + (CD \cdot d_2) - (LL \cdot dL) - (MM \cdot dM) = 0$$

La figura 21 es igual a la figura 20, excepto en que el muñón es más corto. Con la fuerza LL se reduce? por ejemplo dL en la figura 21 es menor

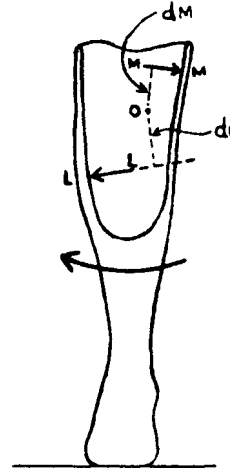


Figura 20

que dL en la figura 20.

Para que haya un equilibrio dinámico en la figura 21, el valor combinado de LL y MM debe aumentar proporcionalmente para compensar la disminución en longitud de los brazos de palanca. Por esta razón, cuando el encaje tienda a cambiar su relación angular con respecto al muñón, estará sujeto a una presión mayor de los que estaría uno más largo bajo las mismas circunstancias.

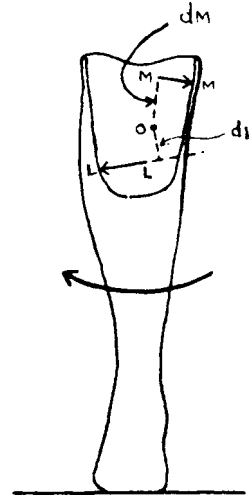


Figura 21

Alineación mediolateral

Alineando la prótesis, el protésico puede desplazar el pie hacia la línea media, produciendo una base de apoyo más estrecha. O puede desplazar el pie lateralmente dando como resultado una base de marcha más ancha. Estos desplazamientos son relativamente pequeños en magnitud, pero pueden tener un efecto importante en la presión aplicada al muñón, así como el modelo de marcha. La figura 22 muestra una prótesis alineada con una base estrecha.

El desplazamiento medial del pie está exagerado en la ilustración. En la práctica, el desplazamiento no es tan grande como se muestra en el dibujo. Para hacer más evidente el efecto de la distribución de presión, el desplazamiento medial del pie tiende a que el encaje cambie su relación con el muñón en la dirección que indica la flecha curvada, con el resultado de un aumento de presión de los tejidos en la parte lateral distal y en la medial proximal del muñón. Cuando una prótesis por debajo de la rodilla PTB es-



Figura 22

tá alineada con una base para andar relativamente estrecha, es esencial que el encaje tenga la forma y adaptación apropiadas y para que la mayor parte de las fuerzas mediolaterales se distribuyan sobre la parte distal lateral o tercio distal del muñón, y en la curva superior medial de la tibia y el área de contacto con las caras superior y media del encaje.

La figura 23 muestra un desplazamiento lateral exagerado del pie para explicar el efecto de la distribución de la presión. Con esta alineación, el encaje tiende a rotar de forma que la mayor presión se aplica a los aspectos lateral-proximal y medial-distal del muñón.

En las dos ilustraciones se puede ver que mientras el pie se desplaza hacia el centro desde una posición inicial lateral, aumenta la presión del muñón, con una disminución relativa de la presión en los aspectos lateral-proximal y medial-distal del muñón. Esto es lo que tenemos que conseguir ya que el área lateral proximal es sensible a la presión (cabeza del peroné), mientras que el área medial-proximal tolera bien la presión.

Si la prótesis está alineada con una base substancialmente más ancha que la base normal de marcha, el amputado debe recurrir a curvar lateralmente el tronco hacia el lado amputado mientras anda. Hace esto para reducir su tendencia a caer hacia

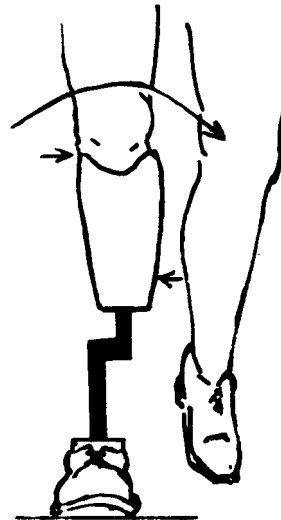


Figura 23

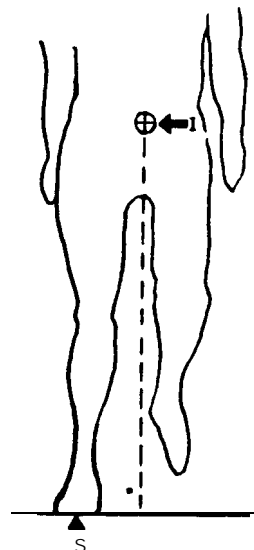


Figura 24

el lado opuesto. La gravedad y la inercia actúan durante la fase de apoyo. En la figura 24, S indica el punto de apoyo del pie, que es un punto teórico en el cual se concentran las fuerzas que actúan en el área de apoyo. Cuando, durante la fase de apoyo la proyección del centro de gravedad está medial con respecto al punto de apoyo, la gravedad hace que el cuerpo caiga hacia el lado que no apoya en el suelo.

Inmediatamente después del apoyo del talón y de que los dedos del pie se levantan del suelo, se opone a la tendencia a caer sobre el lado sin apoyo en el suelo, el efecto de inercia que genera el movimiento de lado a lado del cuerpo al andar. Como hemos descrito antes, el centro de gravedad sigue un camino sinusoidal. Siguiendo esta línea, el centro de gravedad cambia con respecto a la línea de progresión.

Un principio básico en Física es que un cuerpo en movimiento tiende a permanecer en movimiento con velocidad uniforme en línea recta, a no ser que actúe una fuerza que cause un cambio de dirección o de velocidad. El efecto de inercia está representado por la flecha horizontal, llamada I en la figura 24. Por este diagrama se puede ver que la dirección del componente horizontal del efecto de inercia es tal que se opone a la tendencia del cuerpo a caer hacia arriba durante la fase de apoyo.

Con una base de marcha ancha, la distancia entre la línea de carga y el punto de apoyo del pie será mayor que lo normal, y la tendencia del cuerpo para caer hacia el lado que no apoya en el suelo aumenta proporcionalmente, a menos que el amputado adopte movimientos compensatorios del cuerpo. Por esta razón, un individuo que anda con una base un poco más ancha que lo normal andará aumentando el movimiento de lado a lado del cuerpo o recurrirá al balanceo lateral del tronco para desplazar el centro de gravedad hacia el punto de apoyo.

Alineación anteroposterior

Cuando un amputado que lleva una prótesis por debajo de la rodilla anda de una forma que se acerca bastante a la marcha normal, su rodilla se flexiona un poco después del apoyo del talón. La acción de los extensores de la rodilla controla la velocidad y el grado de flexión. A medida que el antepié protésico se acerca al suelo las fuerzas hacia abajo y hacia

adelante aplicadas al muñón de la prótesis producen una tendencia a cambiar la relación angular entre el encaje y el muñón en la dirección indicada por la flecha curva de la figura 25. Contra esta tendencia actúan las contrafuerzas que se desarrollan mientras el encaje incrementa su presión en las caras anterior distal y posterior proximal del muñón.

Si el amputado controla la velocidad y cantidad de flexión de la rodilla por contracción de sus músculos extensores, la forma del encaje debe adaptarse en relación con las presiones muñón-encaje que se crean en estas áreas. Esto lleva consigo la necesidad de una pared posterior alta, que presiones con fuerza sobre los tejidos de la parte posterior del muñón y un hueco en la cara anterior distal del muñón.

A medida que el amputado se acerca al final de la fase de apoyo medio en el ciclo de la marcha, el muslo toma una posición de inclinado hacia abajo y hacia atrás, con respecto al suelo. En ese momento, la contrafuerza aplicada por el suelo al pie protésico restringe la inclinación hacia delante de la prótesis, y tiende a cambiar su relación angular con respecto al muñón, como se muestra en la figura 26. Este cambio relativo en la relación angular tiende a aumentar la presión en las caras antero-superior y postero-distal del muñón. En la prótesis PTB una

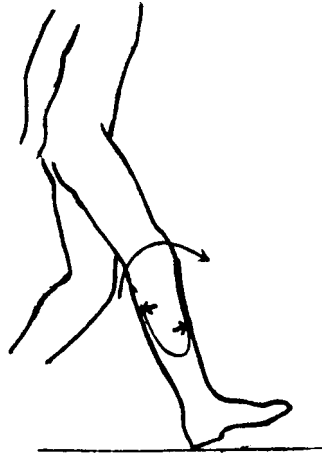


Figura 25

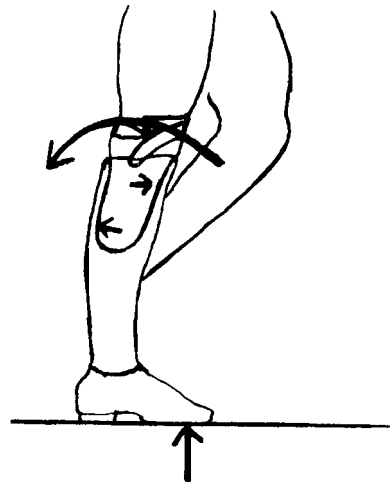


Figura 26

correa supracondilea bien colocada ayuda a reducir la presión en el muñón, ya que el movimiento incipiente en la dirección indicada en la figura 26 está resistido por las contrafuerzas desarrolladas al comprimir la correa los tejidos por encima de la rótula.

Si el amputado anda de una forma que se aproxima a la marcha normal, durante la última parte de la fase de despegue, la reacción del suelo tenderá a que la prótesis cambie su relación angular con respecto al muñón en la dirección indicada por la flecha curva de la figura 27. Los tejidos de las caras postero-proximal y antero-distal del muñón están sujetos a un aumento de presión, y la contrafuerza que se produce al comprimirse estos tejidos se opone al movimiento. De nuevo, una pared posterior alta y una forma apropiada de la cara anterior distal del encaje ayudan a evitar que estas presiones sean excesivas.

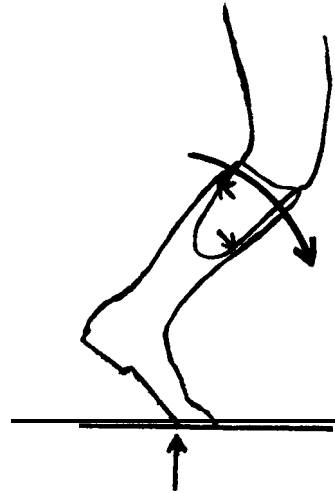


Figura 27

En la alineación de la prótesis, el protésico debe tratar de llegar a una alineación óptima antero-posterior del encaje con respecto al pie. Si el encaje está demasiado desplazado hacia adelante, el muñón del amputado puede estar sujeto a excesivas fuerzas en las áreas antero-distal y postero-proximal en el momento del apoyo del talón y durante el final de la fase de despegue. Si el encaje está demasiado atrás, la rodilla puede estar sometida a fuerzas que tienden a producir hiperextensión, justo antes de llegar a la posición de levantamiento del talón.

Métodos de suspensión y presiones muñón-encaje

Las mayores fuerzas de carga en el encaje PTB están aplicadas al tendón de la rótula y al área de la parte medial de la tibia; un muñón relativamente corto no tiene desventajas en lo que concierne al apoyo. Pero las fuerzas aplicadas al muñón no se deben sólo al peso del cuerpo. También

se aplican fuerzas adicionales cada vez que la prótesis tiende a cambiar su relación angular con respecto al muñón. Como antes se indicó, al tratar de la alineación, la tendencia del encaje a cambiar su relación angular con respecto al muñón, está frenada por las contrafuerzas ejercidas sobre el encaje al comprimirse los tejidos. En este caso, la longitud del muñón tiene una gran importancia, ya que se distribuyen más las presiones. Los sistemas de suspensión están diseñados para sostener la prótesis en el muñón. Además, los sistemas de suspensión pueden reducir la presión encaje-muñón. Esto es bastante útil en el tratamiento de muñones cortos.

Hay dos variantes de suspensión en la prótesis básica PTB, que son el sistema **supracondilar** y el sistema **supracondilar/suprarrotuliano**. Ambas variantes tienen las paredes medias y laterales más altas que envuelven los condilos. Además de esto, el sistema supracondilar/suprarrotuliano tiene también la pared anterior alta. Estas paredes no sólo sirven para sostener la prótesis, sino también para producir los brazos de palanca. Refiriéndose a la figura 20, se puede ver una extensión hacia arriba de las paredes de la prótesis que incrementa la longitud del brazo hacia arriba, desde el centro instantáneo de rotación 0. Las presiones encaje-muñón generadas cuando la prótesis y el encaje tienden a cambiar su relación angular se reducirá en proporción al aumento de longitud del brazo de palanca que se extiende sobre el punto 0.

Cuando se usa para la suspensión un corselete de muslo y barras laterales, hay dos razones que reducen la presión muñón-encaje. El corselete de muslo soporta algo del peso, con una reducción del peso aplicado al muñón. Además, la tendencia del encaje a cambiar su relación angular con respecto al muñón, las barras de los lados y corselete de muslo, producen contrafuerzas estabilizadoras a una distancia relativamente grande del eje, alrededor del cual tiene lugar la rotación y, por tanto, reduce substancialmente las fuerzas que se requieren para establecer el equilibrio mecánico y controlar el cambio angular.

El corselete de muslo tiene desventajas biomecánicas: por sus efectos de constricción tiende a producir atrofia en el muslo, porque da calor en épocas de verano y produce abultamiento y aumento de peso de la prótesis.

Ejes de la rodilla mecánico y anatómico

Cuando se usa un corselete de muslo, es un factor importante la alineación de los ejes mecánicos de la articulación de la rodilla de la prótesis con el eje anatómico del amputado, para conseguir una mayor comodidad y función. La razón fundamental para esto se explica en las figuras 28 y 29.

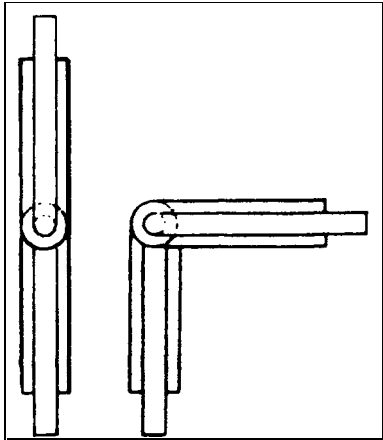


Figura 28

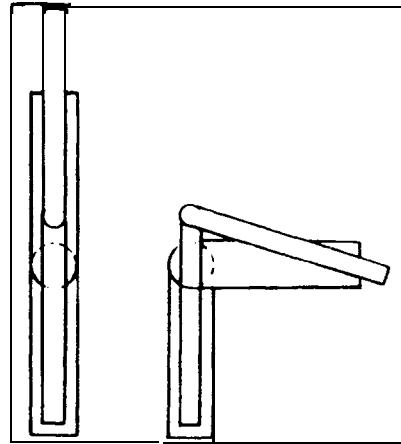


Figura 29

Si dos articulaciones de bisagra tienen ejes congruentes, como se muestra en la figura 28, no hay desplazamiento relativo en el movimiento de las articulaciones. Por otra parte, si los ejes de la articulación no son congruentes, figura 29, hay un desplazamiento relativo de los dos conjuntos articulares.

El eje anatómico de la rodilla humana es policéntrico. El eje de rotación cambia cuando la rodilla realiza los movimientos flexión y extensión. La articulación mecánica de la rodilla es de tipo bisagra, con un eje simple de rotación, y no es posible mantener una congruencia exacta de los ejes mecánicos y anatómicos cuando la rodilla realiza los movimientos de flexión y extensión. Hay que conseguir una posición óptima del eje mecánico con respecto al eje anatómico de la rodilla del amputado, y así disminuir cualquier problema relacionado con el desplazamiento relativo entre el muñón del amputado, el encaje y el corselete de muslo.

Los detalles de la colocación y alineación de la articulación de la rodilla están fuera de la esfera de este capítulo. Estos detalles se tratarán en el capítulo de fijación y alineación de la prótesis por debajo de la rodilla.