

Encaje

B. Grundmann

Modificación de un encaje KBM para mejorar la comodidad en posición sentada

Modification of a KBM Socket to Improve Sitting Comfort

Entre otros factores, la calidad de un encaje protésico se mide por lo bien que este se ajusta, por una parte, estando sentado y, por otra, estando de pie. Esto es importante, en particular, cuando las personas con amputación transtibial requieren flexionar la rodilla aprox. a 90° durante un periodo de tiempo prolongado, por ejemplo al viajar en medios de transporte público. Los modelos actuales de encajes que abarcan los cóndilos no suelen tener en cuenta este problema lo suficiente ya que, desde el punto de vista técnico, es difícil adaptarse a la forma cambiante del muñón extendido y flexionado con un sistema de encaje rígido. En relación con este problema, se ha diseñado un encaje protésico KBM que es elástico en la zona que abarca los cóndilos para poder adaptarse mejor a estos cambios de forma.

Palabras clave: encaje KBM, montura para cóndilos, comodidad de uso, amputación transtibial

Among other factors, the quality of a prosthetic socket can be assessed by how well it fits when sitting on the one hand and when standing on the other hand. This is especially important for transtibial amputees when they have to flex their knees by approx. 90° for a long period, for example when using public transportation. Previous types of sockets that encompass the condyles do not address this problem adequately because it is technically difficult for a rigid socket system to adapt to the changing shape of the flexed and extended residual limb. Regarding this problem, a KBM prosthetic socket was designed that is elastic in the area encompassing the condyles in order to be able to adapt better to the changing shape.

Key words: KBM socket, condyle socket, wearer comfort, transtibial amputation

Introducción

Debido a diferentes contraindicaciones, así como al rechazo de protetizaciones con liners por parte de algunos pacientes, en la actualidad aún se siguen empleando las prótesis KBM [1]. El objetivo de una protetización adecuada es ofrecerle al paciente la máxima comodidad al usar la prótesis. No obstante, esto significa que, en posición sentada, también debe existir la máxima compatibilidad entre el encaje y el muñón para alcanzar este objetivo incluso con la pierna flexionada.

Planteamiento del problema

El problema consiste en que, cuando se efectúa una protetización, existen dos formas completamente distintas en la zona supracondílea dependiendo de si se está de pie o sentado. Esta incongruencia reduce inevitablemente la comodidad para el paciente ya que, hasta la fecha, en la mayoría de los casos solo se tiene en cuenta la posición de pie para la forma del encaje. En la zona supracondílea, al estar de pie se da una forma triangular en el plano transversal que, si aumenta la flexión, adquiere una forma casi redonda.

Este cambio de forma se debe, entre otros, al movimiento del cóndilo femoral sobre la superficie articular tibial. Si en el encaje no se dispone del espacio necesario para este movimiento, este tiende a desplazarse hacia la parte anterior, lo que genera una incompatibilidad entre la forma del encaje y la del muñón. Dependiendo de lo pronunciada que esté la masa muscular del paciente, es posible que cuando esté sen-

tado con la pierna flexionada en ángulo recto aumente notablemente la anchura del muñón en esta zona del encaje protésico y, con ello, también la presión en el encaje. Para compensar esta molestia, el paciente flexiona la prótesis lo menos posible por la articulación de la rodilla cuando está sentado.

Modificación del encaje

Ante este problema, se ha modificado la montura supracondílea medial en la zona anterior para que se abra durante la flexión y deje suficiente espacio para el músculo vasto medial (vastus medialis). Gracias al diseño elástico de la sujeción medial tipo pinza del cóndilo (fig. 1 y 2), ahora es posible adaptar la forma del encaje tanto en dirección medial como lateral, por una parte, estando de pie (fig. 3) y, por otra, estando sentado (véase fig. 1 y 2). La adaptación original del encaje mediante el cuadrante trasero medial de la montura de los cóndilos (fig. 4) se mantiene com-



Fig. 1 Pierna derecha flexionada a 90°.



Fig. 2 Con una flexión a 90°, el músculo vasto medial (rojo) abre la montura supracondílea y el encaje protésico no se desplaza.

pletamente intacta y plenamente operativa. Un problema similar se observa en la pared lateral del encaje: aquí la montura supracondílea del encaje rota al andar alrededor de la banda iliotibial (tractus iliotibialis) así como del tendón del bíceps femoral (biceps femoris) y causa continuos cambios recíprocos de posición entre el muñón y el encaje. A menudo, estos se manifiestan de forma muy marcada en personas mayores con amputaciones, debido a la atrofia muscular y a la pérdida de grasa. Como consecuencia, el muñón roza con la pared lateral del encaje. Además, los dos tendones mencionados requieren espacio libre en el encaje protésico, debido a su situación profunda en la zona del platisma tibial lateral en estado flexionado para permitir que el paciente se siente cómodamente. Si la pared lateral del encaje también es elástica, mejora notablemente la comodidad para el paciente, ya que el encaje también puede adaptarse a este cambio en la forma (fig. 5 y 6). Aunque ahora quedan al descubierto las zonas medial delantera y lateral trasera del encaje protésico, este permanece estable en la diagonal gracias a los cuadrantes medial trasero y lateral delantero restantes (fig. 7) y, de esta forma, se garantiza su adaptación al muñón.

Si se consideran las fuerzas al andar (fig. 8), básicamente existe una fuerza en la dirección de marcha y otra, en dirección lateral. La fuerza resultante



Fig. 3 En posición estirada, se cierra con la sujeción tipo pinza.

[3] actúa en la dirección de la línea de unión de las barras rígidas que quedan en diagonal en la montura en el encaje KBM modificado. Sin duda, estas fuerzas deberían controlarse en la zona de control de la prótesis, pero esto resulta difícil en los casos en los que hay un gran recubrimiento de las partes blandas, muñones cortos o inestabilidades en la rodilla. En dichos casos, el apoyo de la montura supracondílea es de gran ayuda para controlar mejor las fuerzas que actúan sobre el muñón. El embudo interior está hecho de termoplástico elástico parcialmente acolchado con propiedades similares a la silicona. Para



Fig. 4 En el cuadrante posterior aprieta la montura supracondílea.

la prototización expuesta en este artículo, se efectuaron aberturas en el molde de carbono para garantizar el movimiento muscular y permitir una descarga específica para el paciente en un punto sensible al dolor. Para controlar la movilidad en estas zonas, después se colocó una malla reforzada con fibra de vidrio (véase fig. 6).

En la práctica se ha demostrado que, con estas medidas, la comodidad en posición sentada aumenta notablemente sin que ello perjudique la adaptación durante la marcha (gracias a la montura supracondílea diagonal de la prótesis en la pierna). Para esta prototización se



Fig. 5 y 6 Lateralmente, la sujeción flexible tipo pinza deja espacio suficiente para el tendón del bíceps femoral (cabeza larga), así como para la banda iliotibial, que ahora se encuentra más abajo.

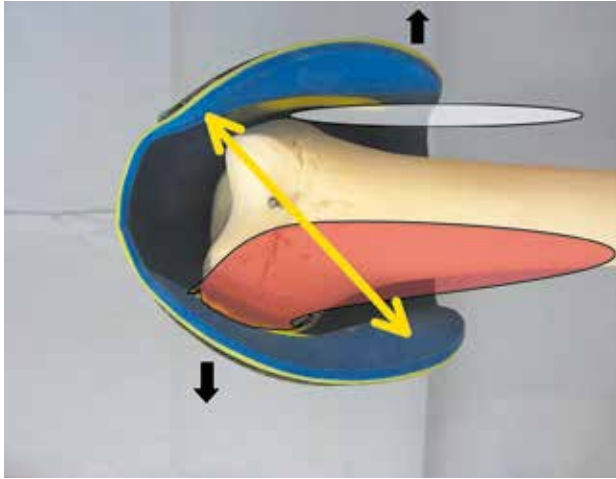


Fig. 7 El músculo vasto medial (rojo) se coloca sobre el cóndilo femoral, la banda iliotibial así como el tendón de la cabeza larga del bíceps femoral (blanco). El control de encaje se efectúa mediante la sujeción diagonal (amarillo).

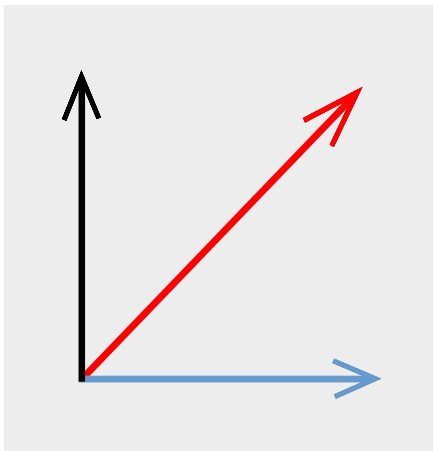


Fig. 8 Fuerzas que actúan al caminar, conocidas como el paralelogramo de fuerzas. Flecha negra: fuerza en sentido de la marcha; flecha azul: fuerza de efecto lateral; flecha roja: fuerza resultante.

ha empleado un prototipo que, hasta la fecha, se ha probado con éxito en un paciente. Para una mejor comprensión, las fotografías se han tomado sin la media para el muñón, por lo que se formaban ligeras arrugas en la piel dado el aumento de adhesión al encaje.

Conclusión

El empleo de materiales de alta tecnología permite volver a combinar propiedades como rígido/fijo/blando/flexible.

De esta forma, es posible adaptarse a los cambios en la forma del muñón y apretarlo menos.

Con ello, se ha demostrado que basta con absorber de forma específica las fuerzas que son necesarias para garantizar la estabilidad y la adaptación. Gracias a la solución elegida, no se bloquea la posible rotación axial automática en-

tre el fémur y la tibia sobre los recubrimientos de los cóndilos, ya que el encaje permite este movimiento en el plano transversal.

Cuanto menos note la prótesis la persona amputada en las distintas facetas de la vida, mayor es la comodidad. Según ha demostrado la primera prueba, la modificación realizada en un KBM contribuye notablemente a aumentar este confort.

Autor:

*Bernd Grundmann
Profesor especialista en la Escuela de
Técnica Ortopédica
Liebherrstraße 13
80538 Múnich
bernd.grundmann@bsz-liebherr.
muenchen.musin.de*

Aportación revisada / reviewed paper

Bibliografía:

- [1] Baumgartner R, Greitemann B. Grundkurs Technische Orthopädie. 2., überarbeitete Auflage. Stuttgart, New York: Thieme, 2007
- [2] Benninghoff A, Drenckhahn D. Taschenbuch Anatomie. Hrsg. von Detlev Drenckhahn und Jens Waschke. München, Jena: Elsevier, Urban & Fischer, 2008
- [3] Brinckmann P, Frobin W, Leivseth G. Orthopädische Biomechanik. Stuttgart, New York: Thieme, 2000