

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 727 837**

51 Int. Cl.:

A61F 2/38 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **25.07.2003 PCT/EP2003/008196**

87 Fecha y número de publicación internacional: **12.02.2004 WO04012633**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **25.07.2003 E 03766292 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **27.02.2019 EP 1524954**

54 Título: **Prótesis de rodilla**

30 Prioridad:

26.07.2002 EP 02016768

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:

21.10.2019

73 Titular/es:

**WALDEMAR LINK GMBH & CO. KG (100.0%)
Barkhausenweg 10
22339 Hamburg, DE**

72 Inventor/es:

KELLER, ARNOLD

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 727 837 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Prótesis de rodilla

5 Para la sustitución de la articulación de la rodilla humana se utilizan tipos de prótesis cuyas partes femoral y tibial presentan, en función del estado de conservación del aparato ligamentario, un guiado forzado mutuo más o menos pronunciado. Éste se refiere a los grados esenciales de libertad de movimiento de la rodilla, es decir, el movimiento de flexión sobre un eje transversal, el movimiento de rotación sobre un eje de rotación que se desarrolla aproximadamente paralelo a la dirección de la tibia y un movimiento de traslación en dirección AP (AP = anteroposterior). El grado de guiado forzado mutuo más bajo lo presentan las llamadas prótesis desacopladas, que consisten únicamente en un par de cóndilos femorales y una superficie de deslizamiento tibial. Se utilizan cuando el aparato ligamentario está bien conservado. El otro extremo lo forman las prótesis de bisagra, que se utilizan cuando el aparato ligamentario está en mal estado y que limitan las posibilidades de movimiento de la rodilla al movimiento de flexión (EP-A-42 04 60, DE-OS-29 01 009). Entre estos extremos existen sistemas parcialmente acoplados en diferentes grados, que presentan una parte intermedia entre la parte femoral y la tibial, que mediante la formación de un apoyo de rotación, asume las tareas de guiado para el movimiento de rotación.

Entre las prótesis parcialmente acopladas que permiten un movimiento de rotación, hay que distinguir dos tipos. En el caso del primer tipo, toda la carga se transmite a través de la pieza articulada intermedia que, en relación con la parte tibial, forma un apoyo de rotación y, frente a la parte femoral, una articulación de bisagra de flexión (DE-C-26 60 623). Dado que en este caso las superficies de deslizamiento de cóndilo sólo se prevén para un movimiento de flexión, se pueden configurar de forma congruente con respecto a las contrasuperficies. Por consiguiente, las contrasuperficies se conforman de manera cóncava con el mismo radio de curvatura. El segundo tipo de prótesis parcialmente acopladas no transmite la carga a través de la pieza articulada intermedia, sino directamente desde las superficies de deslizamiento de cóndilo a las superficies de deslizamiento tibiales que interactúan con las mismas (EP-A-174 531). En este caso se produce entre las superficies de deslizamiento de cóndilo y las superficies de deslizamiento tibiales no sólo un movimiento de flexión, sino también un movimiento de rotación. Por esta razón, las superficies de deslizamiento tibial no deben ser congruentes con las superficies de deslizamiento de cóndilo. Para permitir un movimiento de rotación libre, las superficies de deslizamiento tibial deben ser planas. Sin embargo, como regla general, se les permite elevarse ligeramente hacia adelante delante del área en la que interactúan con las superficies de cóndilo con la misma alineación AP de la parte del fémur y la parte de la tibia (área de contacto normal). Esto tiene el efecto de que durante la rotación se levanta la superficie de deslizamiento del cóndilo que se mueve hacia adelante en relación con la superficie de deslizamiento tibial durante la rotación. Esto crea un par inverso bajo la carga transmitida por la articulación, lo que garantiza que las partes de la prótesis vuelvan a su posición normal de la misma alineación AP tan pronto como sea posible. Durante la rotación con respecto a la parte de la tibia y la consiguiente elevación de la parte femoral la superficie de deslizamiento hacia atrás del cóndilo pierde su contacto con la superficie de deslizamiento tibial. Toda la carga debe ser transferida al otro lado, lo que no conduce a un mayor desgaste, sino también a un momento de flexión indeseable en la zona del rodamiento giratorio. La invención se basa en este estado de la técnica, que se menciona en el término genérico de la reivindicación 1.

En una publicación conocida (DE-A-41 02 509) se explica una prótesis parcialmente acoplada en la que tanto el movimiento de flexión como el movimiento de rotación tienen lugar entre las superficies de deslizamiento femoral y tibial. Las superficies de deslizamiento femoral se redondean de forma convexa en los planos sagital y frontal. Las superficies de deslizamiento tibial son cavidades idénticas que se complementan con la forma de las superficies de deslizamiento femoral. En caso de rotación, las superficies de deslizamiento femoral se levantan de las depresiones tibiales y se apoyan únicamente en los bordes anterior o posterior de estas cavidades y no en las superficies internas de las cavidades. Esto conduce a elevadas cargas puntuales y a deformaciones, así como al desgaste. La resistencia a la rotación es muy alta al comienzo de la rotación comienza y disminuye a medida que avanza. Esto supone un inconveniente porque contradice las condiciones naturales. Se desea, en cambio, un aumento uniforme de las fuerzas que contrarresten la rotación y reconduzcan la articulación con suavidad a su posición normal al final de la rotación. De la publicación no se puede desprender ninguna indicación acerca de cómo se tienen que diseñar las superficies de deslizamiento para que garanticen tanto la posibilidad de rotación como una estabilización suave de la rotación y para que, en el caso de la rotación, se pueda producir una transmisión de fuerza que proteja la prótesis.

Partiendo del estado de la técnica mencionado en el preámbulo de la reivindicación 1, la invención se plantea la tarea de mejorar la transmisión de fuerza entre los componentes de la prótesis en caso de rotación sobre el eje longitudinal tibial. La solución está en la característica de la reivindicación 1.

55 Por consiguiente, las superficies de deslizamiento tibial también se elevan detrás de las regiones de contacto normal, por lo que en caso de rotación cada una de las dos superficies de deslizamiento del cóndilo permanece en contacto con la superficie de deslizamiento tibial correspondiente; una superficie de deslizamiento del cóndilo está en contacto con la parte ascendente de la superficie de deslizamiento tibial delante de la región de contacto normal, la otra con la región ascendente hacia atrás.

60 Las condiciones geométricas son especialmente simples y claras cuando el radio de curvatura de la parte de las superficies de deslizamiento del cóndilo que interactúa con la superficie de deslizamiento tibial es fundamentalmente

constante en el plano de curvatura, es decir, cuando las superficies de deslizamiento del cóndilo se configuran de forma circular. No obstante, la invención también se puede aplicar en el caso de que no sea así. Sin embargo, si el desarrollo de las superficies del cóndilo es irregular, conviene prever un movimiento relativo de las partes femoral y tibial en la dirección AP. Esto no es necesario si las superficies de deslizamiento del cóndilo se forman según una espiral de Arquímedes. Se considera aconsejable que el perfil de las superficies de deslizamiento del cóndilo sea en general constante.

La invención se explica a continuación con mayor detalle con referencia al dibujo, que ilustra un ejemplo de ejecución ventajoso. Se muestra en la:

Figura 1 una vista lateral de la prótesis;

Figura 2 una vista sobre las superficies de deslizamiento tibiales;

Figura 3 un corte a través de las superficies de deslizamiento tibiales y

Figuras 4 y 5 dos vistas laterales desde lados opuestos con la parte del fémur girada.

La prótesis presenta una pieza de fémur 1 y una pieza de tibia 2, que se anclan de manera conocida por medio de pernos 3, 4 en el extremo inferior del hueso del muslo (fémur) o en el extremo superior de la parte anterior de la pierna (tibia). La pieza de fémur 1 presenta un par de superficies de deslizamiento de cóndilo 5, que se unen hacia la parte delantera formando una superficie de deslizamiento patelar 6. La pieza de tibia 2 forma en la parte superior una placa de apoyo 7, en la que se ancla la llamada meseta de la tibia 8 de un material que favorece el deslizamiento, por ejemplo polietileno, que constituye las superficies de deslizamiento de la tibia 9, sobre las que se deslizan las superficies de deslizamiento del cóndilo 5 formadas preferiblemente de metal pulido. La pieza de fémur 1 y la pieza de tibia 2 se acoplan la una a la otra por medio de una pieza intermedia 10 que, por una parte, forma con la pieza de fémur 1 un apoyo de flexión con el eje 11 y, por otra parte, con la pieza de tibia, un apoyo de rotación con el eje 12. Los detalles de esta construcción se explican en las solicitudes de patente europea 1 110 261 y 1 111 551, a las que se hace referencia y cuyo contenido se hace objeto de la presente solicitud.

En la posición no girada (figura 1), las superficies de deslizamiento femoral 5 con su zona 13, cuya dirección se desarrolla aproximadamente perpendicular al radio, descansan sobre la zona 14 de contacto normal de las superficies de deslizamiento tibial 9, cuya dirección se desarrolla aproximadamente perpendicular al eje 12. En el movimiento de flexión, la sección que se encuentra entre la zona 13 y el extremo posterior 15 de las superficies de deslizamiento femoral puede entrar en contacto con la superficie de deslizamiento tibial 9. En el ejemplo mostrado, esta sección se desarrolla en forma de arco circular con un radio constante respecto al eje de curvatura 11. El perfil de la superficie de deslizamiento es constante en esta sección.

La zona 14 de la superficie de deslizamiento tibial 9 tiene el mismo perfil (en la sección frontal) que la sección 13-15 de la superficie de deslizamiento femoral correspondiente que interactúa con la misma. Esto significa que en estado no girado existe un contacto lineal teórico. En la práctica, el contacto con la superficie resulta como consecuencia de la elasticidad del material de las superficies de deslizamiento tibial 9.

La sección 6 de las superficies de deslizamiento de cóndilo y la superficie de deslizamiento patelar situada delante de la zona 13 carece de importancia para la transmisión de las fuerzas de carga a la pieza de tibia 2 de la prótesis de la prótesis.

La superficie de deslizamiento tibial 9 es ligeramente cóncava en el plano sagital, como se muestra en la figura 3. El radio de curvatura es considerablemente mayor que el radio de la superficie de deslizamiento femoral de la sección de la superficie de deslizamiento 13-15. Esto es necesario para que, en caso de rotación, las superficies de deslizamiento femoral se puedan mover libremente hacia adelante y hacia atrás en una distancia reducida, partiendo de la zona de contacto normal 14. En el caso de una rotación fuerte, las superficies de deslizamiento de cóndilo 5 se salen de la zona de contacto normal 14. Por un lado (véase figura 4), se mueven en la sección ascendente 16 de las superficies de deslizamiento tibial, que se encuentra delante de la zona de contacto normal 14. Por el otro lado (figura 5), se mueven en la sección ascendente 17 posterior de las superficies de deslizamiento tibial 9.

Las superficies de deslizamiento tibial se diseñan de manera que, en caso de una rotación de estas características, las superficies de deslizamiento de cóndilo 5 mantengan por ambos lados el contacto con la superficie de deslizamiento tibial 9, es decir, por un lado con la sección anterior 16 y por el otro lado con la sección posterior 17.

Si se debe mantener el contacto lineal entre las superficies de deslizamiento cóndilo 5 y las superficies de deslizamiento tibial 9 en estas secciones, las superficies de deslizamiento tibial 9 deben tener el mismo perfil que las superficies de deslizamiento cóndilo 5 en la dirección de los arcos circulares 20 alrededor del eje de rotación 12 en un plano seccional que contenga este eje de rotación. Esto se puede hacer fácilmente utilizando una herramienta que tenga el perfil de las caras del cóndilo y que gire alrededor del eje 12. Sin embargo, esto es relativamente costoso. Es más fácil fresar las superficies de deslizamiento tibial 9 con herramientas que se mueven en la dirección AP 20. En este caso, el contacto lineal ideal entre las superficies de deslizamiento cóndilo 5 y las superficies de deslizamiento de la tibia 9 se suprime durante la rotación cuanto más se aleja el punto de contacto respectivo de la zona de contacto normal 14. Sin embargo, esto es inofensivo porque una rotación tan fuerte es comparativamente rara y los períodos de transferencia de carga larga se limitan al rango de 14 contactos normales. Es crucial que en

una rotación tan fuerte no sólo una de las dos superficies de deslizamiento de cóndilo interactúe con la superficie de deslizamiento de la tibia, sino que lo hagan las dos.

REIVINDICACIONES

- 5 1. Prótesis de rodilla que comprende una parte de prótesis femoral (1) que forma un par de superficies deslizantes de cóndilo (5), una parte tibial (2) que presenta superficies deslizantes de tibia (9) que interactúan con las superficies deslizantes de cóndilo (5), así como una parte de acoplamiento (10) que conecta las partes femoral y tibial (1, 2) mediante la formación de una articulación de flexión con la parte femoral (1) y de una articulación de rotación con la parte tibial (2), estando la articulación de rotación provista un eje de rotación (12) aproximadamente paralelo a la tibia y dispuesto de forma fija en dirección AP con respecto a las partes de prótesis femoral y tibial (1, 2), presentando las superficies deslizantes tibiales presentan una zona de contacto normal (14), que interactúa con la superficie de deslizamiento de cóndilo correspondiente (5) con la misma orientación AP de las partes femoral y tibial (1, 2) y que delante de la zona de contacto normal (14) ascienden con un radio de curvatura, caracterizada por que este radio de curvatura es mucho más grande que el radio de curvatura de la parte (13-15) de la superficie de deslizamiento de cóndilo (5) que interactúa con la superficie de deslizamiento tibial, y por que las superficies deslizantes tibiales (9) también ascienden también detrás de la zona de contacto normal (14) con un radio de curvatura mucho más grande que el radio de curvatura de la parte (13-15) de la superficie deslizante de cóndilo que interactúa con la superficie deslizante de la tibia, de modo que en caso de rotación, cada una de las dos superficies deslizantes de cóndilo (5) mantenga el contacto con la superficie deslizante tibial correspondiente (9) delante y detrás de la zona de contacto normal (14).
- 10
- 15
- 20 2. Prótesis según la reivindicación 1, caracterizada por que el radio de curvatura de la parte (13-15) de la superficie de deslizamiento de cóndilo (5) que interactúa con la superficie de deslizamiento tibial (9) es fundamentalmente constante en el plano de flexión.

