



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 324 935**

51 Int. Cl.:
A61F 2/38 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **02780907 .8**

96 Fecha de presentación : **21.06.2002**

97 Número de publicación de la solicitud: **1399099**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **24.03.2004**

54 Título: **Prótesis de rodilla acoplada con cojinete de rotación.**

30 Prioridad: **27.06.2001 EP 01115511**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
20.08.2009

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
20.08.2009

73 Titular/es: **WALDEMAR LINK GmbH & Co. KG.**
Barkhausenweg 10
22339 Hamburg, DE

72 Inventor/es: **Keller, Arnold**

74 Agente: **Lehmann Novo, María Isabel**

ES 2 324 935 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 acoplada con cojinete de rotación.

5 Se conocen prótesis de rodilla cuyos componentes femoral y tibial presentan diferentes grados de libertad de movimiento entre ellos. Cuanto más pequeña sea la estabilidad remanente de la rodilla a equipar con la prótesis, tanto más fuertemente hay que estabilizar la prótesis y tanto más pequeño es el número de grados de libertad que pueden asignarse al movimiento relativo entre los dos componentes, y viceversa. La limitación de los grados de libertad se consigue por medio de un dispositivo de acoplamiento que actúa entre el componente femoral y el componente tibial.
10 La invención se refiere, según el preámbulo de la reivindicación 1, al tipo de prótesis de rodilla que está equipado con un dispositivo de acoplamiento que forma un cojinete de flexión con el componente del fémur y un cojinete de rotación con el componente de la tibia. El cojinete de flexión determina el movimiento de los componentes alrededor del eje transversal durante la flexión. El cojinete de rotación, cuyo eje discurre en dirección aproximadamente paralela a la de la tibia, hace posible cierta rotación alrededor del eje vertical.

15 Las fuerzas axiales son transmitidas de las superficies de deslizamiento condilares del componente femoral a superficies de deslizamiento tibiales cooperantes con ellas en el lado superior del plato de la tibia. Entre estas prótesis se pueden diferenciar dos grupos. En las prótesis del primer grupo el cojinete de rotación comprende un plato giratorio con respecto al componente de la tibia y cuya superficie de deslizamiento superior coopera solamente para el movimiento de flexión con las superficies de deslizamiento condilares del componente del fémur (documentos DE-B-2334265, DE-A-2636816, EP-A-716839, US-A-4888021, US-A-5370701). En las prótesis del segundo grupo el plato de la tibia está unido en forma no giratoria con el componente de la tibia (documentos US-A-5139521, EP-B-410237, EP-B-539654, EP-A-791343). La invención se refiere al segundo grupo. En este caso, se produce un movimiento relativo entre las superficies de deslizamiento condilares femorales y las superficies de deslizamiento tibiales no sólo durante el movimiento de flexión, sino también durante el movimiento de rotación. Para que, durante el movimiento de rotación, ambas superficies de deslizamiento condilares femorales conserven el contacto transmisor de fuerza con las zonas correspondientes de la superficie de deslizamiento tibial, se considera necesario en el estado de la técnica que estas zonas de la superficie de deslizamiento tibial estén orientadas en dirección sustancialmente perpendicular al eje de rotación. Esto se aplica al menos para la zona de flexión en la que tiene lugar principalmente la transmisión de carga. Ésta es en general la posición de extensión o una posición de flexión próxima a la posición de extensión.
30 La condición de la orientación sustancialmente vertical de las superficies de deslizamiento tibiales en esta zona de transmisión de carga con respecto al eje de rotación se ha considerado hasta ahora aun cuando la dirección del eje de rotación esté inclinada con respecto al eje de la tibia, de modo que este eje no está dirigido hacia la articulación tibiotarsiana, sino hacia la superficie del pie (documento EP-B-410237). La superficie de deslizamiento tibial tiene aquí la misma inclinación que el eje de rotación. Desciende hacia atrás. Esto adolece de considerables inconvenientes para el esfuerzo del cojinete de rotación. En efecto, la inclinación de la superficie de deslizamiento tibial hacia atrás conduce a una componente de fuerza horizontal que carga el cojinete de rotación con un par de fuerza alrededor del eje horizontal y, por tanto, lo expone a un desgaste incrementado.

40 La invención pretende evitar este inconveniente y lo consigue mediante las características de la reivindicación 1.

Aunque el eje de rotación discurre inclinado, se tiene que, según la invención, la superficie de deslizamiento tibial no es provista de una inclinación correspondiente, lo que parece cinemáticamente contradictorio, puesto que excluye, en caso de rotación, la transmisión de fuerza simétrica a través de ambas superficies condilares. Se consigue así, por un lado, que se eviten la componente de fuerza horizontal mencionada y el esfuerzo suplementario originado por ésta en el cojinete de rotación. Por otro lado, la invención tiene la ventaja de que un movimiento de rotación de los componentes de la prótesis está ligado siempre a la generación de una fuerza de reposición. Durante la rotación, uno de los dos puntos de contacto de los cóndilos femorales se desliza sobre la superficie de deslizamiento tibial hacia delante y el otro se desliza hacia atrás. Dado que la superficie de deslizamiento tibial no es perpendicular al eje de rotación, uno de los dos contactos condilares gana altura, durante este desplazamiento, con respecto al cojinete de rotación en comparación con el estado anterior. Su tendencia a retornar bajo la carga al estado anterior más bajo genera la fuerza de reposición.

55 Se prefiere una realización en la que la superficie de deslizamiento tibial discurre en sentido aproximadamente perpendicular a la dirección de la tibia. Dicho con más precisión, la dirección de la normal a la superficie de deslizamiento tibial es paralela a la dirección de la tibia. Importa aquí el sitio de la superficie de deslizamiento tibial en el que tiene lugar principalmente la transmisión de carga de la superficie de deslizamiento condilar a la superficie de deslizamiento de la tibia en el estado extendido de la prótesis. Sin embargo, la idea de la invención se materializa aun cuando la superficie de deslizamiento tibial discorra con una débil inclinación, especialmente aun cuando el ángulo entre la normal citada y la dirección de la tibia ya no sea la mitad de grande que el ángulo entre el eje del cojinete de rotación y la dirección de la tibia.

65 El hecho de que, debido a la diferencia angular entre la dirección del cojinete de rotación y la normal citada, se ejerza una fuerza de reposición sobre el componente rotado de la prótesis, no dice que tenga que prescindirse de otros medios para generar esta fuerza de reposición. En particular, entre las dos zonas de la superficie de deslizamiento tibial que cooperan con las dos partes de superficie de deslizamiento condilar puede estar previsto un nervio central elevado, tal como es conocido (documento DE 2744710).

ES 2 324 935 T3

Se explica seguidamente la invención con más detalle haciendo referencia al dibujo, que ilustra un ejemplo de realización ventajoso. Muestran:

La figura 1, una vista dorsal,

La figura 2, una vista en sección y

La figura 3, un alzado lateral de la prótesis.

La prótesis comprende una parte femoral 1 y una parte tibial 2 que han de anclarse por medio de clavos 3 y 4 en el fémur y en la tibia, respectivamente. La dirección 5 del clavo 4 indica la dirección de la tibia. La carga se transmite de la parte femoral 1 a la parte tibial 2, en cualquier posición de flexión, a través de patines femorales 6 y un plato tibial 7. A fines de estabilización, la parte femoral y la parte tibial están unidas una con otra por medio de una parte intermedia 10 que, como dispositivo de acoplamiento, forma con la parte femoral 1 una bisagra cuyo eje 11 coincide con el eje de flexión, y que forma con la parte tibial 2 un cojinete de rotación con eje de rotación 12. El cojinete de rotación está constituido por una espiga 15 de la parte intermedia 10 y un taladro 13 de la parte tibial que contiene un manguito de deslizamiento 14, por ejemplo de polietileno, que acoge a la espiga 15 con ajuste de deslizamiento. El eje de rotación 12 incluye con la dirección 5 de la tibia de la prótesis, en el plano sagital, un ángulo α que en el ejemplo representado es de 9° (en general comprendido entre 4° y 15°).

Los patines 6 de la parte femoral sustituyen a los cóndilos laterales. Por este motivo, las superficies de deslizamiento 20 formadas por ellos se denominan superficies de deslizamiento condilares. Éstas pueden estar conformadas, en vista lateral, según un arco de círculo. En este caso, su eje de curvatura coincide con el eje de flexión 11. Pueden estar concebidas también como policéntricas a fin de aproximarse mejor a las condiciones naturales.

El plato 7 de la tibia está sujeto rígidamente sobre una placa 17 de la parte tibial. Ésta está asegurada también sobre dicho plato preferiblemente contra separación (por ejemplo, por medio de tornillos). Contiene un entrante socavado 18 que, en cooperación con un collar 19 de la parte intermedia 10, asegura la permanencia de la espiga 12 en el cojinete de rotación.

El plato 7 de la tibia forma por el lado superior una superficie de deslizamiento tibial 21. Ésta forma, para cada superficie de deslizamiento condilar 20, una zona de superficie de deslizamiento. El plato de la tibia forma entre ellas una zona 22 realzada a manera de cumbrera de tejado que penetra en la ranura intercondilar 23 de la parte femoral.

La superficie de deslizamiento tibial 21 del plato 7 de la tibia está convenientemente ahondada en forma cóncava en alzado lateral o en sección sagital para aproximarse más o menos a la forma de las superficies de deslizamiento condilares 20. Se aminora así la compresión superficial. Es ciertamente posible una congruencia completa, pero ésta no es necesaria ni deseada en la mayoría de los casos. Por el contrario, se desea una amplia coincidencia de forma en sección frontal entre las superficies de deslizamiento condilar y tibial 20, 21, presuponiéndose que éstas ocupan su posición neutra con respecto al eje de rotación 12, que corresponde al estado de extensión de la pierna.

Cuando el plato 7 de la tibia está fijamente dispuesto en la parte tibial 2, el movimiento relativo de las superficies de deslizamiento condilar y tibial 20, 21 viene determinado por el eje de flexión 11. Cuando el radio de curvatura de la superficie de deslizamiento tibial 21 es mayor que el de la superficie de deslizamiento condilar 20, se eligen entonces las condiciones geométricas de modo que el punto de contacto teórico geométrico en el estado no rotado de las partes de la prótesis esté situado en un sitio de la superficie de deslizamiento tibial cuya normal (es decir, una línea perpendicular a la superficie del sitio en cuestión) discorra en dirección aproximadamente paralela a la dirección 5 de la tibia. Este sitio y la normal correspondiente se han designado con los números 24 y 25 en la figura 3.

Cuando (a diferencia de la forma de realización representada) los radios de curvatura de las superficies de deslizamiento condilar y tibial 20, 21 son iguales en sección sagital, la transmisión de carga no se distribuye por toda la superficie de contacto teórica. Por el contrario, se desarrolla también un sitio de transmisión de fuerza principal. Éste tiene en general una situación aproximadamente horizontal en la posición de extensión y en la posición en pie. Por tanto, se cumple para ello que la normal discurre en dirección aproximadamente paralela a la dirección de la tibia.

Cuando (a diferencia de la forma de realización representada) el plato 7 de la tibia puede moverse hacia delante y hacia atrás con respecto a la parte tibial 1 sobre un plano de guía durante el movimiento de flexión, el plato se ajusta cada vez de modo que la superficie de deslizamiento tibial discorra aproximadamente paralela al plano de guía del plato de la tibia en el punto de la máxima transmisión de fuerza. Por tanto, la normal a la zona principalmente transmisora de fuerza es perpendicular a la superficie de guía.

En todos los casos la invención requiere que la construcción esté configurada de modo que la normal al sitio principalmente transmisor de fuerza esté menos inclinada con respecto a la dirección de la tibia, en alzado lateral, que el eje del cojinete de rotación. Por tanto, si se imagina vertical la dirección de la tibia, la superficie de deslizamiento tibial deberá ser aproximadamente horizontal en este sitio.

ES 2 324 935 T3

Cuando los componentes 1 y 2 de la prótesis no están girados con respecto al eje 12 (posición neutra), tal como ocurre generalmente en la posición de extensión, ambas superficies de deslizamiento condilares descansan con transmisión de fuerza sobre las zonas correspondientes de la superficie de deslizamiento tibial. En caso de que tenga lugar una rotación alrededor del eje 12 entre las partes 1 y 2 de la prótesis y las superficies de deslizamiento 20, resulta un desplazamiento relativo, en dirección adelante o atrás, de las zonas de superficie de deslizamiento que descansan una sobre otra en el punto 24. Si la normal a esta zona discurriera paralelamente al eje de rotación 12, tal como es conocido, no resultaría entonces una variación importante de la altura del punto correspondiente de la superficie de deslizamiento condilar 20 con respecto al cojinete de rotación. Sin embargo, dado que, según la invención, la normal 25 a esta zona tiene una dirección distinta de la del eje de rotación 12, las superficies de deslizamiento 20, 21 están inclinadas en el sitio correspondiente con respecto a la dirección periférica. Se sigue de esto que en un lado de los cóndilos se impone una elevación de la superficie de deslizamiento condilar 20 con relación al componente tibial de la prótesis. Por tanto, la disposición tiende bajo la carga a retornar a la posición de rotación neutra.

La invención tiene también la ventaja de que la dirección de la normal 25 en la mayoría de los casos de carga coincide aproximadamente con la dirección de carga. Por tanto, la producción de fuerzas transversales a dicha dirección y de momentos flectores resultantes de ellas sobre el cojinete de rotación 13, 14, 15 se mantiene más pequeña de lo que sería si la zona correspondiente de las superficies de deslizamiento estuviera tan inclinada como el eje de rotación.

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

REIVINDICACIONES

1. Prótesis de rodilla constituida por un componente de fémur (1) con superficies de deslizamiento condilares (20) rígidamente unidas una con otra, un componente de tibia (2) con un plato de tibia (7) que está unido con éste en forma no giratoria y que presenta superficies de deslizamiento tibiales (21) que cooperan con las superficies de deslizamiento condilares (20), y un dispositivo de acoplamiento (10) que forma con el componente de fémur (1) un cojinete de flexión (11) y con el componente de tibia (2) un cojinete de rotación (12 a 14) cuyo eje (12) está inclinado con respecto a la dirección (5) de la tibia, **caracterizada** porque la normal (25) a la zona (24) de las superficies de deslizamiento tibiales (21) que, en la posición de extensión, coopera principalmente bajo transmisión de carga con la superficie de deslizamiento condilar (20) está menos inclinada con respecto a la dirección (5) de la tibia, en alzado lateral o en sección sagital, que el eje (12) del cojinete de rotación.

2. Prótesis de rodilla según la reivindicación 1, **caracterizada** porque el ángulo entre la normal citada (25) y la dirección (5) de la tibia ya no es más de la mitad de grande que el ángulo (α) entre el eje (12) del cojinete de rotación y la dirección (5) de la tibia.

3. Prótesis de rodilla según la reivindicación 2, **caracterizada** porque la normal citada (25) discurre aproximadamente paralela a la dirección de la tibia.

4. Prótesis de rodilla según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, **caracterizada** porque la superficie de deslizamiento tibial (21) está realizada en la zona intercondilar (22).

