

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 587 830**

51 Int. Cl.:

A61F 2/38 (2006.01)

A61F 2/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **13.01.2011** **E 11150863 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **25.05.2016** **EP 2345391**

54 Título: **Prótesis de articulación de rodilla**

30 Prioridad:

13.01.2010 DE 102010000067

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

27.10.2016

73 Titular/es:

**AESULAP AG (100.0%)
Am Aesculap-Platz
78532 Tuttlingen, DE**

72 Inventor/es:

HAGEN, THOMAS

74 Agente/Representante:

CARPINTERO LÓPEZ, Mario

ES 2 587 830 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 articulación de rodilla

La invención se refiere a una prótesis de articulación de rodilla con una parte de fémur, una parte de tibia y una parte de menisco, montada entre la parte de fémur y la parte de tibia.

5 Las prótesis de articulación de rodillas de la clase citada al comienzo se emplean en especial si las articulaciones de rodilla naturales están dañadas, a causa de traumas o desgastes permanentes, de tal manera que la calidad de vida de los afectados se ha reducido permanentemente. Se conocen ejemplos de prótesis de articulación de rodillas de la clase descrita al comienzo por ejemplo de los documentos EP 0 519 873 A2, EP 1 378 216 A2, DE 20 2009 012 704 U1 y DE 100 12 060 A1.

10 El documento EP 0 519 873 A2 muestra las características del preámbulo de la reivindicación 1.

Las prótesis de articulación de rodillas conocidas presentan diferentes deficiencias, de tal manera que la presente invención se ocupa de mejorar las prótesis de articulación de rodillas de la clase descrita al principio, en especial en cuanto a su funcionalidad.

15 Esto se consigue en una prótesis de articulación de rodilla de la clase descrita al comienzo, en especial por medio de que la parte de menisco está montada de forma que puede rotar en la parte de tibia alrededor de un eje de rotación que discurre en el lado medial, en donde está previsto un dispositivo de guiado de rotación para forzar un movimiento de rotación de la parte de menisco con relación a la parte de tibia alrededor del eje de rotación, como consecuencia de un movimiento basculante de la parte de fémur y de la parte de tibia, una con relación a la otra, alrededor de un eje de basculamiento que discurre transversalmente al eje de rotación, en donde el dispositivo de guiado de rotación comprende unos elementos de guiado primero y segundo que cooperan que, como se muestra en la Figura 1, están dispuestos o configurados, por un lado, en la parte de fémur y, por otro lado, en la parte de tibia.

20 Una prótesis de articulación de rodilla de este tipo hace posible una rotación excéntrica de la parte de menisco con relación a la parte de tibia, en donde aún así se obtiene en total una mejor estabilización mediante el dispositivo de guiado de rotación previsto. El guiado se consigue en especial mediante los elementos de guiado primero y segundo que cooperan que están dispuestos, por un lado, en la parte de fémur y, por otro lado, en la parte de tibia. Opcionalmente pueden estar también previstos, como es natural, otros elementos de guiado, aunque también es posible prever solamente dos elementos de guiado en la forma indicada. La prótesis de articulación de rodilla propuesta permite, como consecuencia de una doblez de la rodilla, forzar al mismo tiempo una rotación de la parte de menisco con relación a la parte de tibia alrededor del eje de rotación. De este modo puede reconstruirse con la 25 prótesis de articulación de rodilla propuesta aproximadamente una cinemática de rodilla fisiológica. El dispositivo de guiado de rotación es especialmente apropiado para simular la función de ligamentos cruzados ausentes, con lo que el componente de fémur sobre el componente de menisco, durante una doblez, puede moverse hacia atrás y la articulación también se estabiliza en flexión. En total puede aumentarse de este modo el rendimiento dinámico de la mecánica de pierna y conseguirse un mejor rendimiento de cuádriceps. Según la configuración puede guiarse en especial también la rótula. De este modo pueden reducirse las complicaciones de rótula en el caso de un implante de una prótesis de articulación de rodilla. Además de esto, en función de su conformación, puede conseguirse también una mayor capacidad flexora de la prótesis de articulación de rodilla.

30 Es favorable que la parte de fémur comprenda un cóndilo medial y otro lateral, que presenten una superficie de cóndilo medial y otra lateral, en donde la parte de menisco presenta una superficie de articulación medial y otra lateral, con las que hacen contacto al menos parcial las superficies de cóndilo medial y lateral. Mediante una configuración de los cóndilos y superficies de articulación descritos puede conseguirse un movimiento de deslizamiento y/o rodadura, según la conformación de la forma de los cóndilos y superficies de articulación, entre la parte de fémur y la parte de menisco.

35 Un guiado especialmente favorable de la parte de fémur sobre la parte de menisco puede conseguirse, por ejemplo, por medio de que las superficies de cóndilo medial y/o lateral comprendan una zona superficial de cóndilo curvada cóncavamente y las superficies de articulación medial y/o lateral una zona superficial de articulación curvada convexamente, correspondiente a las superficies de cóndilo medial y/o lateral.

40 Conforme a otra forma de realización de la invención puede estar previsto que los radios de curvatura de las superficies de articulación medial y/o lateral sean mayores que los radios de curvatura de las superficies de cóndilo medial y/o lateral. De este modo es posible superponer a un movimiento de deslizamiento entre las partes de la prótesis también un movimiento de rodadura. De este modo puede moverse en especial la parte de fémur, como consecuencia de una doblez de la rodilla con relación a la parte de menisco, en dirección hacia atrás, como es el caso con una articulación de rodilla natural.

Es ventajoso que el eje de rotación se defina mediante un cojinete giratorio configurado entre la parte de tibia y la parte de menisco. De este modo puede producirse una estructura de la prótesis de articulación de rodilla especialmente sencilla y compacta.

5 La estructura del cojinete giratorio se hace especialmente sencilla si comprende unos elementos de cojinete primero y segundo que cooperan, que están dispuestos y configurados, por un lado, en la parte de tibia y, por otro lado, en la parte de menisco. Los elementos de cojinete pueden unirse de forma desmontable a la parte de tibia y/o a la parte de menisco, o estar unidos a las mismas de forma permanente. En especial pueden estar configurados también de forma enteriza con las partes respectivas de la prótesis de articulación de rodilla.

10 Un guiado especialmente sencillo y seguro lo hace posible un cojinete giratorio, si los elementos de cojinete primero y segundo están configurados en forma de un resalte y de un rebajo correspondiente. El resalte puede estar configurado a elección sobre la parte de tibia o sobre la parte de menisco. De forma correspondiente el rebajo puede estar configurado sobre otra parte respectiva. El rebajo puede estar practicado en forma de una depresión o también de un orificio pasante sobre una de las dos partes de la prótesis de articulación de rodilla.

15 El eje de rotación puede definirse de forma sencilla, por medio de los elementos de cojinete primero y segundo estén configurados con simetría rotacional con relación al eje de rotación.

20 Para conseguir un movimiento rotacional definido alrededor del eje de rotación es favorable que los elementos de cojinete primer y segundo presenten unas superficies de guiado primera y segunda, que cooperen, con simetría rotacional con relación al eje de rotación. De este modo puede impedirse en especial que la parte de menisco y la parte de tibia se muevan una con relación a la otra en una dirección transversal al eje de rotación, cuando los elementos de cojinete primero y segundo cooperan entre ellos, es decir, en especial engranan uno con el otro.

25 De forma preferida uno de los elementos de cojinete está moldeado de forma cilíndrica y el otro elemento de cojinete de forma cilíndrica hueca. De este modo pueden insertarse uno en el otro en especial en unión positiva de forma o parcialmente en unión positiva de forma. También es concebible configurar el elemento de cojinete moldeado cilíndricamente sólo por segmentos cilíndricamente, es decir, prever sobre el elemento de cojinete unos rebajos que se extiendan en dirección radial con relación a la superficie de guiado cilíndrica. Una conformación así no limita la función en cooperación con un elemento de cojinete moldeado correspondientemente de forma cilíndrica hueca. Para limitar un ángulo de rotación los elementos de cojinete pueden estar también moldeados de forma cilíndrica o cilíndrica hueca, solamente en una determinado margen angular, para de este modo configurar unos topes de rotación. A este respecto un margen angular prefijado de un elemento de cojinete moldeado por segmentos de forma cilíndrica hueca es mayor que el de un elemento de cojinete, moldeado solo parcialmente de forma cilíndrica.

30

35 De forma favorable las superficies de guiado primera y segunda están configuradas coaxialmente respecto al eje de rotación. También pueden estar previstas a elección dos o más superficies de guiado sobre el elemento de guiado respectivo, con diferentes radios de curvatura o diámetros para, además de una limitación de movimiento en una dirección transversal al eje de rotación, definir también al mismo tiempo unos topes axiales en una dirección paralela al eje de rotación.

40 Conforme a otra forma de realización puede estar previsto que el cojinete giratorio esté configurado en forma de un cojinete de articulación esférica. Un cojinete de articulación esférica define básicamente varios ejes de rotación. La limitación a un eje de rotación correspondiente puede conseguirse en especial por medio de que un movimiento de la parte de menisco y de la parte de tibia, una con relación a la otra, se limite en un o solo a un plano, es decir, que se haga posible un movimiento solamente bidimensional de la parte de tibia y la parte de menisco, una con relación a la otra.

45 Un cojinete de articulación esférica puede configurarse de forma especialmente sencilla si comprende unas superficies de articulación esférica primera y segunda, si una de las superficie de articulación esférica está moldeada como esfera hueca y la otra superficie de articulación esférica como esfera y si uno de los elementos de cojinete comprende una de las superficies de articulación esférica y el otro elemento de cojinete la otra superficie de articulación esférica. Las superficies de articulación esférica primera y segunda pueden estar configuradas a elección sobre la parte de menisco o sobre la parte de tibia. No es necesaria ninguna limitación con la finalidad, por ejemplo, de prever la superficie de articulación en forma de esfera hueca sobre la parte de menisco. Podría estar también configurada o prevista en especial sobre la parte de tibia.

50

Para asegurar un guiado seguro y definido de la parte de menisco y de la parte de fémur, una con relación a la otra, alrededor de un eje de giro definido por el cojinete giratorio, es favorable que las superficies de articulación esférica primera y segunda presenten unos radios de curvatura idénticos o fundamentalmente idénticos.

El dispositivo de guiado de rotación está configurado de forma preferida para forzar un movimiento de rodadura de

la parte de fémur y de la parte de menisco, una respecto a la otra. El dispositivo de guiado de rotación puede influir de este modo directamente en un movimiento de la parte de fémur y de la parte de menisco, una con relación a la otra.

5 Asimismo puede ser ventajoso que el dispositivo de guiado de rotación esté configurado de tal manera que haga posible un movimiento de deslizamiento de la parte de fémur y de la parte de menisco, una con relación a la otra. De este modo la parte de fémur y la parte de menisco pueden estar configuradas en especial de forma congruente, una respecto a la otra, para conseguir un guiado mejor de un movimiento relativo entre la parte de fémur y la parte de menisco.

10 Conforme a otra forma de realización preferida de la invención puede estar previsto, que el dispositivo de guiado de rotación esté configurado de tal manera, que haga posible un movimiento de deslizamiento/rodadura superpuesto de la parte de fémur y de la parte de menisco, una con relación a la otra. De esta manera puede hacerse posible además como consecuencia de una doblez de la rodilla, por ejemplo alrededor de un eje de basculamiento que discurra transversalmente al eje de rotación, un movimiento de traslación de la parte de fémur con relación a la parte de menisco en dirección hacia atrás. De este modo puede reproducirse todavía mejor una
15 cinemática de una rodilla natural.

Es ventajoso que los elementos de guiado primero y segundo estén configurados para definir un ángulo de rotación de un movimiento rotacional de la parte de menisco y de la parte de tibia alrededor del eje de rotación, en función de un ángulo de flexión entre la parte de fémur y la parte de tibia. Con el dispositivo de guiado de rotación es posible hacer rotar de forma definida la parte de menisco con relación a la parte de tibia alrededor del eje de
20 rotación, y precisamente en función de un ángulo de flexión o doblez entre la parte de fémur y la parte de tibia. Por ejemplo el ángulo de flexión puede definirse mediante un ángulo entre los ejes longitudinales de la tibia y del fémur del paciente, en los que están ancladas la parte de tibia y la parte de fémur.

El dispositivo de guiado de rotación está configurado de forma preferida para hacer posible exclusivamente un movimiento de rodadura entre las superficies de cóndilo medial y/o lateral y las superficies de articulación medial y/o lateral. De esta forma la articulación de rodilla puede estabilizarse especialmente bien, lo que es de ayuda en especial en pacientes con ligamentos cruzados ausentes, para reducir un riesgo de luxación.

El modo de funcionamiento del dispositivo de guiado de rotación puede mejorarse de forma sencilla por medio de que el primer y el segundo elemento de guiado comprendan unas superficies de guiado primera y segunda, que hagan contacto mutuo al menos en parte. Mediante el deslizamiento o el rodamiento de las superficies de guiado
30 primera y segunda, una respecto a la otra, puede forzarse de este modo, como consecuencia de un movimiento de la prótesis de articulación de rodilla, un movimiento deseado entre la tibia y el fémur alrededor del eje de rotación.

Puede conseguirse un guiado especialmente bueno si el segundo elemento de guiado está configurado en la zona posterior de la parte de fémur. De este modo puede influirse en el mismo mediante un primer elemento de guiado, que esté dispuesto o configurado por ejemplo en la zona anterior, es decir delantera, de la parte de tibia. De esta
35 forma pueden aplicarse durante un movimiento de doblez, de forma especialmente sencilla y segura, las fuerzas que actúan en dirección hacia atrás desde la parte de tibia a la parte de fémur.

La prótesis de articulación de rodilla puede configurarse de forma especialmente sencilla y compacta si el segundo elemento de guiado está configurado sobre la parte de fémur en la zona entre los cóndilos. La funcionalidad de los cóndilos no se limita de este modo o solo de forma insignificante. En especial no es necesario reducir su tamaño
40 en comparación con las prótesis de articulación de rodillas convencionales.

La segunda superficie de elemento de guiado presenta favorablemente al menos una zona superficial convexa dirigida en dirección a la parte de tibia. Una zona superficial de este tipo puede cooperar de forma deseada, en especial, con una zona superficial cóncava correspondiente de la primera superficie de elemento de guiado.

Es ventajoso que la primera superficie de elemento de guiado presente al menos una zona superficial cóncava, dirigida en dirección a la parte de fémur. Dirigida en dirección a la parte de fémur significa en especial que la zona superficial cóncava puede llevarse a hacer contacto con una zona superficial correspondiente, para en especial forzar un movimiento rotacional de la parte de fémur con relación a la parte de tibia alrededor del eje de rotación, como consecuencia de un doblez de la rodilla.
45

La prótesis de articulación de rodilla puede configurarse de forma especialmente sencilla si las superficies de elemento de guiado primera y segunda están configuradas en forma de superficies de deslizamiento. A este respecto son posibles todas las clases de superficies de deslizamiento.
50

Para forzar un movimiento de rotación definido de la parte de fémur y de la parte de tibia, una con relación a la otra, es ventajoso que las superficies de elemento de guiado primera y/o segunda estén configuradas

asimétricamente con relación a un plano sagital.

Pueden aplicarse de forma sencilla fuerzas en dirección hacia atrás desde el primer elemento de guiado al segundo elemento de guiado, si el primer elemento de guiado está configurado en la zona anterior de la parte de tibia.

5 La parte de menisco puede montarse de forma especialmente sencilla y segura sobre la parte de tibia, si la parte de tibia presenta una superficie de tibia dirigida en dirección a la parte de menisco.

La parte de tibia puede producirse de forma especialmente sencilla, si la superficie de tibia define un plano de tibia.

La estructura de la prótesis de articulación de rodilla puede simplificarse todavía más, si el eje de rotación discurre perpendicularmente al plano de tibia.

10 Para un movimiento de deslizamiento optimizado de la parte de menisco y de la parte de tibia, una con relación a la otra, es favorable que la parte de menisco presente un lado inferior, que presente al menos una zona superficial plana. Como es natural puede presentar también dos, tres, cuatro o más zona superficiales planas, que estén separadas o sin embargo también unidas entre ellas.

La parte de menisco presenta de forma preferida dos zonas superficiales planas separadas una de la otra.

15 Es favorable que cada zona superficial plana esté asociada a una de las dos superficies de articulación de la parte de menisco. Esto puede conseguirse en especial por medio de que la parte de menisco presente dos zonas de parte de menisco, en donde respectivamente una zona de parte de menisco comprende una de las dos superficies de articulación de la parte de menisco.

20 Es ventajoso que la parte de menisco comprenda una zona de parte de menisco medial y una zona de parte de menisco lateral, y que las zonas de parte de menisco lateral y medial estén unidas entre sí mediante un elemento de unión. En especial pueden estar unidas entre sí rígidamente, con lo que se aumenta claramente una estabilidad de la prótesis de articulación de rodilla.

25 Una unión entre la zona de parte de menisco lateral y la medial se hace especialmente sencilla si el elemento de unión está configurado en forma de un alma. La propia alma puede presentar cualquier forma de sección transversal. De forma preferida está configurado paralelepípedicamente y presenta unas aristas redondeadas. Sin embargo, también es concebible configurar el alma con una sección transversal por ejemplo circular u oval.

30 Conforme a otra forma de realización preferida de la invención puede estar previsto que el elemento de unión presente una superficie de elemento de unión que haga contacto con la superficie de tibia al menos parcialmente. La superficie de elemento de unión puede formar de este modo también una parte de un lado inferior de la parte de menisco, en especial una zona superficial plana que esté unida a otras zonas superficiales de la parte de menisco o limite con la misma. De este modo puede maximizarse una superficie completa de la parte de menisco que haga contacto con la parte de tibia, con lo que puede mejorarse claramente una estabilidad de la prótesis de articulación de rodilla.

35 Básicamente sería concebible integrar el primer elemento de guiado en la superficie de tibia. El primer elemento de guiado está configurado sobresaliendo de la superficie de tibia. En especial puede unirse de forma desmontable o estar unido fijamente de forma permanente a la parte de tibia. En especial puede estar configurado formando una pieza con la parte de tibia.

40 Conforme a otra forma de realización preferida de la invención puede estar previsto un dispositivo de seguridad para asegurar la parte de menisco sobre la parte de tibia en una posición de unión, en la que la parte de menisco y la parte de tibia están montadas de forma que pueden rotar alrededor del eje de rotación. El dispositivo de seguridad se usa por lo tanto con la finalidad de impedir que se separe la parte de menisco de la parte de tibia, en especial si las dos partes adoptan la posición de unión, en la que pueden rotar de forma definida alrededor del eje de rotación, como consecuencia de un doblez de la rodilla.

45 Puede conseguirse una estructura especialmente sencilla del dispositivo de seguridad, si comprende unos elementos de seguridad primero y segundo que cooperen, que estén configurados, por un lado, sobre la parte de menisco y, por otro lado, sobre la parte de tibia.

50 Es favorable que los elementos de seguridad primero y segundo presenten unas superficies de tope que discurran transversalmente respecto al eje de rotación, para impedir un movimiento de la parte de menisco hacia fuera de la parte de tibia en la posición de unión. Las superficies de tope impiden en especial que la parte de menisco y la parte de tibia pueden moverse una con relación a la otra en una dirección paralela al eje de rotación, y a saber opcionalmente una hacia la otra y/o una hacia fuera de la otra.

5 Es favorable que el primer elemento de seguridad comprenda un primer resalte de retención, dispuesto o configurado sobre la parte de tibia, y que el segundo elemento de seguridad comprenda un segundo resalte de retención dispuesto sobre la parte de menisco. Los resaltes de retención primero y segundo pueden hacer contacto mutuo en especial en la posición de unión. Asimismo los resaltes de retención pueden comprender o presentar también las superficies de tope descritas anteriormente.

10 Puede conseguirse en especial una estructura particularmente compacta de la prótesis de articulación de rodilla, por medio de que el primer resalte de retención esté dispuesto o configurado sobre o en un rebajo del primer elemento de guiado. El rebajo puede estar realizado por ejemplo en forma de un retranqueo o de una ranura sobre el primer elemento de guiado. El rebajo puede estar limitado en especial parcialmente mediante la superficie de tibia de la parte de tibia.

El primer elemento de guiado comprende de forma preferida el primer resalte de retención. De este modo puede conseguirse una estructura especialmente compacta de la prótesis de articulación de rodilla.

15 El primer resalte de retención comprende favorablemente una primera superficie de tope, que está distanciada del plano de tibia. De este modo el elemento de unión puede implantarse por ejemplo entre la primera superficie de tope y al superficie de tibia total o parcialmente, para impedir un movimiento de la parte de menisco y de la parte de tibia, una con relación a la otra, en una dirección paralela al eje de rotación.

El elemento de unión comprende o forma de forma preferida el segundo resalte de retención. El elemento de unión puede cooperar de este modo en especial directamente con el primer resalte de retención, que está previsto o configurado por ejemplo sobre el primer elemento de guiado.

20 Es especialmente favorable que un lado superior del elemento de unión comprenda o forme una segunda superficie de tope del dispositivo de seguridad. De este modo puede configurarse de forma especialmente compacta la prótesis de articulación de rodilla, respectivamente su dispositivo de seguridad.

25 La primera superficie de elemento de guiado está dispuesta o configurada de forma preferida, con respecto a la primera superficie de tope, desplazada en dirección hacia atrás. De esta manera puede conseguirse en especial separar espacialmente entre sí la función del dispositivo de seguridad y del dispositivo de guiado de rotación.

30 Conforme a una forma de realización preferida puede estar previsto que la parte de menisco y la parte de tibia puedan llevarse, desde la posición de unión a una posición de montaje en la que las superficies de tope primera y segunda están desengranadas, mediante la rotación alrededor del eje de rotación en un ángulo de separación. Esto puede conseguirse en especial por medio de la parte de menisco y la parte de tibia se hagan rotar una con relación a la otra alrededor del eje de rotación, hasta que las superficies de tope del dispositivo de seguridad ya no estén engranadas mutuamente o puedan cooperar.

35 Es ventajoso que las superficies de tope primera y segunda definan en la posición de unión un segmento superficial, definido mediante un solape al menos parcial de proyecciones perpendiculares de las mismas sobre la superficie de tibia. En otras palabras, las superficies de tope primera y segunda pueden llevarse a hacer directamente contacto mutuo en la posición de unión, mientras que en la posición de montaje no.

40 Es además ventajoso que la prótesis de articulación de rodilla comprenda un tope limitador de rotación para limitar un movimiento de la superficie de articulación lateral en dirección hacia delante. El tope limitador de rotación puede estar configurado en especial de tal manera que limite un movimiento de la parte de menisco con relación a la parte de tibia alrededor del eje de rotación, de tal manera que quede limitado un movimiento de la superficie de articulación lateral en dirección hacia delante. De forma preferida el primer elemento de guiado forma o comprende el tope limitador de rotación. De este modo la prótesis de articulación de rodilla puede configurarse de forma todavía más compacta.

Es ventajoso que la parte de fémur y/o la parte de menisco y/o la parte de tibia estén configuradas de forma enteriza. Pueden estar configuradas a elección o todas de forma enteriza.

45 Es especialmente ventajoso que la parte de fémur y/o la parte de tibia estén configuradas en forma de partes de prótesis modulares. Por ello hay que entender en especial que la parte de fémur y/o la parte de tibia puedan presentar respectivamente un vástago, que puedan insertarse en cavidades preparadas de forma correspondiente sobre el fémur o la tibia del paciente y fijarse a las mismas, por ejemplo mediante tornillos o cemento óseo. Los vástagos pueden estar configurados a elección con una o varias partes y estar configurados, a elección, de manera que puedan unirse de forma desmontable o al menos en parte de forma enteriza a la parte de fémur o a la parte de tibia. Una conformación modular de la parte de fémur y la parte de tibia tiene la ventaja de que las mismas pueden adaptarse individualmente a la fisiología del paciente.

50

5 La parte de fémur y la parte de tibia están fabricadas de forma preferida con diferentes materiales. La parte de fémur, al igual que la parte de tibia, están formadas de forma preferida a partir de un acero de implante o de otro metal tolerado por el cuerpo, por ejemplo titanio. La parte de menisco está formada de forma preferida a partir de un material plástico resistente a la abrasión, por ejemplo polietileno o polietileno con una elevada densidad y un elevado peso molecular.

La siguiente descripción de unas formas de realización preferidas se usa, con relación a los dibujos, para una explicación más detallada. Aquí muestran:

la figura 1: una vista lateral anterior de un ejemplo de realización de una prótesis de articulación de rodilla;

la figura 2: una vista en perspectiva del ejemplo de realización de la figura 1, en una posición desdoblada;

10 la figura 3: una vista fragmentaria del ejemplo de realización de la figura 2;

la figura 4: una vista del ejemplo de realización análoga a la de la fig. 2, en una posición de doblez; y

la figura 5: una vista en planta sobre el ejemplo de realización, en la posición de doblez representada en la fig. 4.

15 En las figuras 1 a 5 se ha representado esquemáticamente un primer ejemplo de realización de una prótesis de articulación de rodilla dotada en conjunto del símbolo de referencia 10, la cual comprende una parte de fémur 12, una parte de tibia 14 y una parte de menisco 16, montada de forma que puede moverse entre la parte de fémur 12 y la parte de tibia 14.

20 La parte de fémur 12 comprende un cóndilo medial 18 y un cóndilo lateral 20, que presentan una superficie de cóndilo medial 22 o una superficie de cóndilo lateral 24. Las superficies de cóndilo medial y lateral 22, 24 de la parte de menisco 16 están curvadas fundamentalmente de forma convexa, alejándose de la parte de fémur 12, y configuradas para deslizarse o rodar sobre las superficies de articulación medial y lateral 26, 28 de la parte de menisco 16, con las que hacen contacto al menos parcialmente.

25 Para un mejor guiado de un movimiento relativo entre la parte de fémur 12 y la parte de menisco 16, las superficies de cóndilo medial y lateral 22, 24 presentan de forma preferida respectivamente una zona superficial de cóndilo 30, 32 curvada cóncavamente, que fundamentalmente de forma correspondiente están configuradas para cooperar con zonas de superficie de cóndilo medial y lateral 34, 36 curvadas convexamente de las superficies de articulación medial y lateral 26, 28, curvadas cóncavamente y por lo demás dirigidas fundamentalmente hacia fuera de la parte de menisco 16. Los radios de curvatura de las superficies de articulación medial y/o lateral 26, 28 son de forma preferida mayores que los radios de curvatura de las superficies de cóndilo medial y/o lateral 22, 24, de tal manera que no solo puede realizarse un movimiento de deslizamiento entre la parte de fémur 12 y la parte de menisco 16, sino al mismo tiempo también un movimiento de rodadura, que puede estar en especial superpuesto al movimiento de deslizamiento.

30 Los cóndilos 18 y 20 están unidos entre sí por su extremo delantero o anterior 38. Entre su extremo anterior 38 y un extremo posterior 40 está configurada una rendija o un espacio intermedio 42, entre los dos cóndilos 18 y 20 distanciados uno del otro. En la zona de sus extremos posteriores 40, los cóndilos 18 y 20 están unidos fijamente entre sí a través de un elemento de unión 44.

35 Las superficies de cóndilo 22 y 24 forman fundamentalmente un lado delantero o exterior de la parte de fémur 12. Dirigidas en sentido contrapuesto, es decir en un lado trasero o lado interior de los cóndilos 18 y 20 están configuradas respectivamente unas superficies de asiento 46, las cuales pueden presentar en especial varias zonas de superficie de asiento 48 planas, inclinadas unas con relación a las otras. Para fijar la parte de fémur 12 a un fémur 50 de un paciente el fémur 50 se prepara de forma correspondiente al lado trasero de la parte de fémur 12, es decir, se preparan unas superficies de asiento no representadas con más detalle en las figuras sobre el fémur 50, que se corresponden con las superficies de asiento 46, para inmovilizar la parte de fémur 12 por ejemplo con cemento óseo sobre el fémur 50. Opcionalmente pueden emplearse también unos tornillos óseos no representados, para asegurar la parte de fémur 12 alternativa o adicionalmente sobre el fémur 50.

40 En las figuras tampoco se han representado unas formas de realización de partes de fémur 12 alternativas, que presentan adicionalmente uno o varios segmentos de vástago que sobresalen de la parte de fémur 12, pueden insertarse en unos rebajos correspondientes que se han preparado previamente sobre el fémur 50 e inmovilizarse mediante cemento óseo y/o elementos de fijación, como por ejemplo tornillos óseos. Los vástagos o segmentos de vástago de este tipo pueden estar configurados en especial modularmente, para poder adaptarse, con su longitud optimizada de forma correspondiente, a una fisiología del paciente.

45 La parte de tibia 14 comprende una placa 52, que presenta una superficie de tibia 54 dirigida hacia la parte de menisco 16 y que define un plano de tibia 56. De este modo la superficie de tibia 54 es plana. La superficie de tibia

54 forma un lado superior 58 de la placa 52, que en una vista en planta está moldeada fundamentalmente en forma de riñón. Un vástago o segmento de vástago 62 está dispuesto o configurado sobresaliendo de un lado inferior 60 de la placa 52. Un extremo distal 64 del mismo puede unirse opcionalmente a unos elementos de alargamiento, que pueden insertarse en una cavidad 68 preparada de forma correspondiente de una tibia 66. Para instalar la placa 52 la tibia 66 se practica una resección parcial de la tibia 66 y se prepara una superficie de asiento 70 plana, con la que hace contacto el lado inferior 60 fundamentalmente con una gran superficie.

La parte de menisco 16 comprende una zona de parte de menisco medial 72 y una zona de parte de menisco lateral 74. Las zonas de parte de menisco lateral y medial 72, 74 están configuradas fundamentalmente paralelepídicamente y se unen entre sí rígidamente a través de un elemento de unión 76 en forma de alma. La superficie de articulación medial 26 forma un lado superior de la zona de parte de menisco medial 72, y la superficie de articulación lateral 28 un lado superior de la zona de parte de menisco lateral 74. El elemento de unión 76 configurado en forma de un alma 78 presenta una superficie de elemento de unión 80, que hace contacto con la superficie de tibia 54.

La parte de menisco 16 comprende un lado inferior 82, que presenta dos zonas superficiales 84 u 86 planas, separadas una de la otra. Las zonas superficiales 84 y 86 forman respectivamente unos lados inferiores de las zonas de parte de menisco 72 y 74. Las zonas superficiales 84 y 86 están separadas una de la otra mediante la superficie de elemento de unión 80, pero forman junto con la misma el lado inferior plano 82, que se extiende de forma continua, de la parte de menisco 16.

La parte de menisco 16 está montada en el lado medial de forma que puede girar, con relación a la parte de tibia 14, alrededor de un eje de rotación 88. El eje de rotación 88 discurre perpendicularmente al plano de tibia 56. Se define mediante un cojinete giratorio 90 configurado entre la parte de tibia 14 y la parte de menisco 16. El cojinete giratorio 90 comprende unos elementos de cojinete primero y seguro 92, 94 que cooperan, en donde uno está dispuesto o configurado sobre la parte de tibia 14 y el otro sobre la parte de menisco 16. Uno de los elementos de cojinete 92, 94 está configurado en forma de un resalte 96, y el otro elemento de cojinete en forma de un rebajo 98 correspondiente. En el ejemplo de realización representado en las figuras de la prótesis de articulación de rodilla 10 el resalte 96 está configurado de forma que sobresale de la zona superficial 84 en forma de un cilindro plano, que engrana fundamentalmente en unión positiva de forma en el rebajo 98 plano, cilíndrico hueco. Los elementos de cojinete 92, 94 están configurados de este modo con simetría rotacional respecto al eje de rotación 88. El resalte 96 y el rebajo 98 presentan unas superficies de guiado primera y segunda 100, 102, configuradas con simetría rotacional con relación al eje de rotación 88 y que cooperan para guiar un movimiento relativo entre la parte de tibia 14 y la parte de menisco 16. La primera superficie de guiado 100 se define mediante una superficie de pared anular y cerrada en sí misma del rebajo 98, la segunda superficie de guiado 102 mediante una superficie exterior anular y cerrada en sí misma del resalte cilíndrico 96. Las superficies de guiado 100 y 102 están configuradas de este modo también coaxialmente respecto al eje de rotación. Mediante la conformación descrita del resalte y del rebajo se impide que la parte de menisco 16 y la parte de tibia 14 puedan desplazarse en paralelo al plano de tibia, una con relación a la otra. En el ejemplo de realización representado en las figuras solo es posible un giro alrededor del eje de rotación 88 de la parte de menisco 16 y de la parte de tibia 14, una con relación a la otra.

Alternativamente el cojinete giratorio 90 puede estar configurado también en forma de un cojinete de articulación esférica no representado en las figuras, que comprende unas superficies de articulación esférica primera y segunda, en donde una de las superficies de articulación esférica está moldeada en forma de esfera hueca y la otra superficie de articulación esférica en forma de esfera. De forma preferida uno de los elementos de cojinete 92, 94 comprende después la superficie de articulación esférica en forma de esfera hueca y el otro la superficie de articulación esférica en forma de esfera. Por ejemplo la superficie de articulación esférica en forma de esfera hueca podría estar configurada sobre la parte de tibia 14, aunque también sería concebible configurar la superficie de articulación esférica en forma de esfera hueca sobre la parte de menisco 16. Para obtener un guiado óptimo de los elementos de cojinete 92 y 94, uno con respecto al otro, en el caso de un cojinete de articulación esférica las superficies de articulación esférica primera y segunda están configuradas de tal manera, que presentan unos radios de curvaturas idénticos o fundamentalmente idénticos.

La prótesis de articulación de rodilla 10 comprende además un dispositivo de guiado de rotación 104 para forzar un movimiento de rotación de la parte de menisco 16 con relación a la parte de tibia 14 alrededor del eje de rotación 88, como consecuencia de un movimiento basculante de la parte de fémur 12 y de la parte de tibia 14, una con relación a la otra, alrededor de un eje de basculamiento 106 que discurre transversalmente al eje de rotación 88. El dispositivo de guiado de rotación 104 comprende unos elementos de guiado primero y segundo 108, 110 que cooperan y que están dispuestos o configurados, por un lado, sobre la parte de tibia 14 y, por otro lado, sobre la parte de fémur 12. Los elementos de guiado primer y segundo 108, 110 comprenden unas superficies de elemento de guiado primera y segunda 112, 114, que hacen al menos parcialmente contacto mutuo al menos a partir de un determinado ángulo de doblez entre el fémur 50 y la tibia 66.

El segundo elemento de guiado 110 está configurado en la zona posterior de la parte de fémur 12. Está formado fundamentalmente por el elemento de unión 44. La segunda superficie de elemento de guiado 114 está dirigida fundamentalmente en una dirección hacia dentro del espacio intermedio 42. Por lo demás está configurado sobre la parte de fémur 12 en la zona entre los cóndilos 18, 20. La segunda superficie de elemento de guiado presenta al menos una zona superficial convexa 116, dirigida en dirección a la parte de tibia 14.

El primer elemento de guiado 108 está configurado en la zona anterior de la parte de tibia 14. Está configurado en forma de un resalte 118 que sobresale de la superficie de tibia 54, el cual define sobre la superficie de tibia 54 una zona superficial rectangular 120. La primera superficie de guiado 112 está distanciada de la superficie de tibia 54 y curvada cóncavamente. En la zona inferior, en especial en la zona de la zona superficial 120, el primer elemento de guiado 108 está configurado en sí mismo con simetría especular con relación a un plano de simetría 122, que define de forma preferida un plano sagital y que define al mismo tiempo un plano de simetría de la placa 52. El plano de simetría 122 está orientado perpendicularmente al plano de tibia 56. En el plano posterior, es decir, en la zona de la primera superficie de elemento de guiado 112, el primer elemento de guiado 108 está configurado sin embargo de forma asimétrica con respecto al plano de simetría 122. Un extremo medial 124 del resalte 118 sobresale más en dirección hacia atrás que un extremo lateral 126. De este modo la primera superficie de elemento de guiado está configurada también asimétricamente con respecto al plano de simetría 122.

Las superficies de guiado primera y segunda 112 y 114 están configuradas en forma de superficies de deslizamiento. La primera superficie de elemento de guiado 112 presenta además una zona superficial 128 cóncava dirigida en dirección a la parte de fémur 12, que hace contacto con la segunda superficie de elemento de guiado 114 al menos parcialmente si los elementos de guiado 108 y 110 primer y segundo están en contacto y cooperan.

Mediante la conformación especial de los elementos de guiado primero y segundo 108 y 110, el dispositivo de guiado de rotación 104 está configurado en conjunto para forzar un rotación de la parte de menisco 12 con relación a la parte de tibia 14 alrededor del eje de rotación 88, si la parte de fémur 12 se hace bascular con relación a la parte de menisco 16 alrededor del eje de basculamiento 106, es decir, si el fémur 50 y la tibia 66 se lleva desde una posición de desdoblamiento o extensión, en la que sus ejes longitudinales están orientados fundamentalmente uno en paralelo al otro, a una posición de doblez. Aquí se habla también de un movimiento de flexión. El dispositivo de guiado de rotación 104 puede estar configurado en especial para forzar un movimiento de rodadura de la parte de fémur 12 y de la parte de menisco 16, una con relación a la otra. Esto puede conseguirse en especial por medio de que una curvatura de las superficies de articulación medial y/o lateral 26, 28 sea mayor que una curvatura de las superficies de cóndilo medial y lateral 22, 24. Si los radios de curvaturas de estas superficies se adaptan uno al otro, el dispositivo de guiado de rotación 104 puede configurarse también de tal manera, que haga posible un movimiento de deslizamiento o incluso solamente uno de la parte de fémur con relación a la parte de menisco 16. Además de esto el dispositivo de guiado de rotación 104 también puede estar configurado de tal manera, que haga posible un movimiento de superficie/rodadura superpuesto de la parte de fémur 12 y de la parte de menisco 16, una con relación a la otra. Esto puede conseguirse por ejemplo mediante unos radios de curvatura no idénticos, previstos de forma correspondiente, de las superficies de cóndilo 22, 24 y de las superficies de articulación 26, 28.

Los elementos de guiado primero y segundo 108, 110 están configurados, a causa de superficies de elemento de guiado 112, 114 conformadas de manera especial, para definir un ángulo de rotación de un movimiento de rotación o giro de la parte de menisco 16 y de la parte de tibia 14, una con relación a la otra alrededor del eje de rotación 88, en función de un ángulo de flexión entre la parte de fémur 12 y la parte de tibia 14. En otras palabras, esto significa que la parte de menisco 16 con su zona de parte de menisco lateral 74 se hace girar más en dirección hacia atrás, cuanto mayor sea un ángulo de doblez o flexión entre la parte de fémur 12 y la parte de tibia 14, en donde el ángulo de doblez puede medirse por ejemplo partiendo de una articulación de rodilla desdoblada. A causa de la distancia entre las superficies de elemento de guiado primera y segunda 112 y 114 en el ejemplo de realización representado en las figuras, en la posición de desdoblamiento o extensión, se inicia una rotación forzada alrededor del eje de rotación 88 solo a partir de un ángulo de doblez determinado o mínimo. El ángulo de doblez mínimo o necesario está situado de forma preferida dentro de un margen de entre 30° y 60°.

Para asegurar la parte de menisco 16 sobre la parte de tibia 14, en una posición de unión en la que la parte de menisco 16 y la parte de tibia 14 están montadas de forma que pueden rotar alrededor del eje de rotación 88 y no pueden separarse una de la otra, está previsto un dispositivo de seguridad dotado en conjunto del símbolo de referencia 130. Este comprende unos elementos de seguridad primer y segundo 132 y 134 que cooperan y que, por un lado, están configurados sobre la parte de menisco 16 y, por otro lado, sobre la parte de tibia 14. Los elementos de seguridad primer y segundo 132 y 134 presentan unas superficies de tope 136 y 138 que discurren transversalmente al eje de rotación 88, para impedir un movimiento de la parte de menisco 16 y de la parte de tibia 14 en la posición de unión, una hacia fuera de la otra. El primer elemento de seguridad 132 comprende un primer resalte de retención 140, dispuesto o configurado sobre la parte de tibia 14. El segundo elemento de seguridad 134

comprende un segundo resalte de retención 142, dispuesto sobre la parte de menisco 16. El primer resalte de retención 140 está configurado de forma adyacente a un rebajo 144 del primer elemento de guiado 108. En total el elemento de guiado 108 comprende el primer resalte de retención 140. Este comprende la primera superficie de tope 136, que está distanciada de la superficie de tibia 154 o del plano de tibia 56.

5 El elemento de unión 76 forma el segundo resalte de retención 142. Un lado superior del elemento de unión 76 forma la segunda superficie de tope 138 del dispositivo de seguridad 130.

El rebajo 144 sobre el primer elemento de guiado 108 está dimensionado de tal manera, que el elemento de unión 76 pueda engranar en el rebajo 144. Una superficie lateral 146 del primer elemento de guiado 108, dirigida en dirección hacia atrás y que delimita el rebajo 144, forma un tope limitador de rotación 148 para limitar un movimiento de la zona de parte de menisco lateral 74 en dirección hacia delante. En la posición de extensión el elemento de unión 76 discurre después de forma preferida perpendicularmente al plano de simetría 122 y está configurado y orientado de forma preferida, en esta posición, con simetría especular respecto al plano de simetría 122. Si el elemento de unión 76 penetra o engrana al menos parcialmente en el rebajo 144, la parte de menisco 16 y la parte de tibia 14 adoptan la posición de unión ya descrita. Después no pueden moverse una con relación a la otra en una dirección paralela al eje de rotación 88. La parte de menisco 16 y la parte de tibia 14, sin embargo, pueden llevarse desde la posición de unión a una posición de montaje, en la que las superficies de tope primera y segunda 136 y 138 están desengranadas. Esto se consigue mediante la rotación de la parte de menisco 16 con relación a la parte de tibia 14 alrededor del eje de rotación 88 en un ángulo de separación. En la posición de unión unas proyecciones perpendiculares de las superficies de tope 136, 138 se solapan mutuamente sobre la superficie de tibia 4 y definen de este modo un segmento superficial proyectado sobre la superficie de tibia 54. Mientras el contenido superficial de este segmento superficial sea superior a cero, la parte de menisco 16 y la parte de tibia 14 adoptan la posición de unión. En la posición de unión, sin embargo, pueden moverse libremente una respecto a la otra alrededor del eje de rotación 88.

25 Asimismo cabe destacar que la primera superficie de elemento de guiado 112 está configurada desplazada en dirección hacia atrás con relación a la primera superficie de tope 136. En el caso del primer elemento de guiado 108 representado en las figuras, la primera superficie de elemento de guiado 112 y la primera superficie de tope 136 forman una arista común 150.

Tanto la parte de fémur 12 como la parte de tibia 14 están configuradas preferiblemente de forma entera. También la parte de menisco 16 está configurada en el ejemplo de realización descrito de forma entera. En especial la parte de fémur 12 y la parte de tibia 14 pueden estar configuradas opcionalmente también en forma de partes protésicas modulares. Como ya se ha descrito anteriormente, tanto la parte de fémur 12 como la parte de menisco 16 pueden estar equipadas en formas de realización alternativas con unos vástagos modulares, que pueden adaptarse a la respectiva fisiología del paciente en longitud y diámetro.

35 La parte de fémur 12 y la parte de tibia 14 están fabricadas de forma preferida con un acero instrumental, y la parte de menisco 16 con un material plástico altamente resistente a la abrasión.

24 de la parte de menisco 16 están curvadas fundamentalmente de forma convexa dirigidas hacia fuera de la parte de fémur 12 y configuradas para deslizarse o rodar sobre las superficies de articulación 26, 28 medial y lateral de la parte de menisco 16, con las que hacen contacto al menos parcialmente.

40 Para un mejor guiado de un movimiento relativo entre la parte de fémur 12 y la parte de menisco 16, las superficies de cóndilo medial y lateral 22, 24 presentan de forma preferida respectivamente una zona superficial de cóndilo 30, 32 curvada cóncavamente, que fundamentalmente de forma correspondiente están configuradas para cooperar con zonas de superficie de cóndilo medial y lateral 34, 36 curvadas convexamente de las superficies de articulación medial y lateral 26, 28, curvadas cóncavamente y por lo demás dirigidas fundamentalmente hacia fuera de la parte de menisco 16. Los radios de curvatura de las superficies de articulación medial y/o lateral 26, 28 son de forma preferida mayores que los radios de curvatura de las superficies de cóndilo medial y/o lateral 22, 24, de tal manera que no solo puede realizarse un movimiento de deslizamiento entre la parte de fémur 12 y la parte de menisco 16, sino al mismo tiempo también un movimiento de rodadura, que puede estar en especial superpuesto al movimiento de deslizamiento.

50 Los cóndilos 18 y 20 están unidos entre sí por su extremo delantero o anterior 38. Entre su extremo anterior 38 y un extremo posterior 40 está configurada una rendija o un espacio intermedio 42, entre los dos cóndilos 18 y 20 distanciados uno del otro. En la zona de sus extremos posteriores 40, los cóndilos 18 y 20 están unidos fijamente entre sí a través de un elemento de unión 44.

55 Las superficies de cóndilo 22 y 24 forman fundamentalmente un lado delantero o exterior de la parte de fémur 12. Dirigidas en sentido contrapuesto, es decir en un lado trasero o lado interior de los cóndilos 18 y 20 están configuradas respectivamente unas superficies de asiento 46, las cuales pueden presentar en especial varias

zonas de superficie de asiento 48 planas, inclinadas unas con relación a las otras. Para fijar la parte de fémur 12 a un fémur 50 de un paciente el fémur 50 se prepara de forma correspondiente al lado trasero de la parte de fémur 12, es decir, se preparan unas superficies de asiento no representadas con más detalle en las figuras sobre el fémur 50, que se corresponden con las superficie de asiento 46, para inmovilizar la parte de fémur 12 por ejemplo con cemento óseo sobre el fémur 50. Opcionalmente pueden emplearse también unos tornillos óseos no representados, para asegurar la parte de fémur 12 alternativa o adicionalmente sobre el fémur 50.

En las figuras tampoco se han representado unas formas de realización de partes de fémur 12 alternativas, que presentan adicionalmente uno o varios segmentos de vástago que sobresalen de la parte de fémur 12, pueden insertarse en unos rebajos correspondientes que se han preparado previamente sobre el fémur 50 e inmovilizarse mediante cemento óseo y/o elementos de fijación, como por ejemplo tornillos óseos. Los vástagos o segmentos de vástago de este tipo pueden estar configurados en especial modularmente, para poder adaptarse, con su longitud optimizada de forma correspondiente, a una fisiología del paciente.

La parte de tibia 14 comprende una placa 52, que presenta una superficie de tibia 54 dirigida hacia la parte de menisco 16 y que define un plano de tibia 56. De este modo la superficie de tibia 54 es plana. La superficie de tibia 54 forma un lado superior 58 de la placa 52, que en una vista en planta está moldeada fundamentalmente en forma de riñón. Un vástago o segmento de vástago 62 está dispuesto o configurado sobresaliendo de un lado inferior 60 de la placa 52. Un extremo distal 64 del mismo puede unirse opcionalmente a unos elementos de alargamiento, que pueden insertarse en una cavidad 68 preparada de forma correspondiente de una tibia 66. Para instalar la placa 52 la tibia 66 se practica una resección parcial de la tibia 66 y se prepara una superficie de asiento 70 plana, con la que hace contacto el lado inferior 60 fundamentalmente con una gran superficie.

La parte de menisco 16 comprende una zona de parte de menisco medial 72 y una zona de parte de menisco lateral 74. Las zonas de parte de menisco lateral y medial 72, 74 están configuradas fundamentalmente paralelepípedicamente y se unen entre sí rígidamente a través de un elemento de unión 76 en forma de alma. La superficie de articulación medial 26 forma un lado superior de la zona de parte de menisco medial 72, y la superficie de articulación lateral 28 un lado superior de la zona de parte de menisco lateral 74. El elemento de unión 76 configurado en forma de un alma 78 presenta una superficie de elemento de unión 80, que hace contacto con la superficie de tibia 54.

La parte de menisco 16 comprende un lado inferior 82, que presenta dos zonas superficiales 84 u 86 planas, separadas una de la otra. Las zonas superficiales 84 y 86 forman respectivamente unos lados inferiores de las zonas de parte de menisco 72 y 74. Las zonas superficiales 84 y 86 están separadas una de la otra mediante la superficie de elemento de unión 80, pero forman junto con la misma el lado inferior plano 82, que se extiende de forma continua, de la parte de menisco 16.

La parte de menisco 16 está montada en el lado medial de forma que puede girar, con relación a la parte de tibia 14, alrededor de un eje de rotación 88. El eje de rotación 88 discurre perpendicularmente al plano de tibia 56. Se define mediante un cojinete giratorio 90 configurado entre la parte de tibia 14 y la parte de menisco 16. El cojinete giratorio 90 comprende unos elementos de cojinete primero y seguro 92, 94 que cooperan, en donde uno está dispuesto o configurado sobre la parte de tibia 14 y el otro sobre la parte de menisco 16. Uno de los elementos de cojinete 92, 94 está configurado en forma de un resalte 96, y el otro elemento de cojinete en forma de un rebajo 98 correspondiente. En el ejemplo de realización representado en las figuras de la prótesis de articulación de rodilla 10 el resalte 96 está configurado de forma que sobresale de la zona superficial 84 en forma de un cilindro plano, que engrana fundamentalmente en unión positiva de forma en el rebajo 98 plano, cilíndrico hueco. Los elementos de cojinete 92, 94 están configurados de este modo con simetría rotacional respecto al eje de rotación 88. El resalte 96 y el rebajo 98 presentan unas superficies de guiado primera y segunda 100, 102, configuradas con simetría rotacional con relación al eje de rotación 88 y que cooperan para guiar un movimiento relativo entre la parte de tibia 14 y la parte de menisco 16. La primera superficie de guiado 100 se define mediante una superficie de pared anular y cerrada en sí misma del rebajo 98, la segunda superficie de guiado 102 mediante una superficie exterior anular y cerrada en sí misma del resalte cilíndrico 96. Las superficies de guiado 100 y 102 están configuradas de este modo también coaxialmente respecto al eje de rotación. Mediante la conformación descrita del resalte y del rebajo se impide que la parte de menisco 16 y la parte de tibia 14 puedan desplazarse en paralelo al plano de tibia, una con relación a la otra. En el ejemplo de realización representado en las figuras solo es posible un giro alrededor del eje de rotación 88 de la parte de menisco 16 y de la parte de tibia 14, una con relación a la otra.

Alternativamente el cojinete giratorio 90 puede estar configurado también en forma de un cojinete de articulación esférica no representado en las figuras, que comprende unas superficies de articulación esférica primera y segunda, en donde una de las superficies de articulación esférica está moldeada en forma de esfera hueca y la otra superficie de articulación esférica en forma de esfera. De forma preferida uno de los elementos de cojinete 92, 94 comprende después la superficie de articulación esférica en forma de esfera hueca y el otro la superficie de articulación esférica en forma de esfera. Por ejemplo la superficie de articulación esférica en forma de esfera hueca

5 podría estar configurada sobre la parte de tibia 14, aunque también sería concebible configurar la superficie de articulación esférica en forma de esfera hueca sobre la parte de menisco 16. para obtener un guiado óptimo de los elementos de cojinete 92 y 94, uno con respecto al otro, en el caso de un cojinete de articulación esférica las superficies de articulación esférica primera y segunda están configuradas de tal manera, que presentan unos radios de curvaturas idénticos o fundamentalmente idénticos.

10 La prótesis de articulación de rodilla 10 comprende además un dispositivo de guiado de rotación 104 para forzar un movimiento de rotación de la parte de menisco 16 con relación a la parte de tibia 14 alrededor del eje de rotación 88, como consecuencia de un movimiento basculante de la parte de fémur 12 y de la parte de tibia 14, una con relación a la otra, alrededor de un eje de basculamiento 106 que discurre transversalmente al eje de rotación 88. El dispositivo de guiado de rotación 104 comprende unos elementos de guiado primero y segundo 108, 110 que cooperan y que están dispuestos o configurados, por un lado, sobre la parte de tibia 14 y, por otro lado, sobre la parte de fémur 12. Los elementos de guiado primer y segundo 108, 110 comprenden unas superficies de elemento de guiado primera y segunda 112, 114, que hacen al menos parcialmente contacto mutuo al menos a partir de un determinado ángulo de doblez entre el fémur 50 y la tibia 66.

15 El segundo elemento de guiado 110 está configurado en la zona posterior de la parte de fémur 12. Está formado fundamentalmente por el elemento de unión 44. La segunda superficie de elemento de guiado 114 está dirigida fundamentalmente en una dirección hacia dentro del espacio intermedio 42. Por lo demás está configurado sobre la parte de fémur 12 en la zona entre los cóndilos 18, 20. La segunda superficie de elemento de guiado presenta al menos una zona superficial convexa 116, dirigida en dirección a la parte de tibia 14.

20 El primer elemento de guiado 108 está configurado en la zona anterior de la parte de tibia 14. Está configurado en forma de un resalte 118 que sobresale de la superficie de tibia 54, el cual define sobre la superficie de tibia 54 una zona superficial rectangular 120. La primera superficie de guiado 112 está distanciada de la superficie de tibia 54 y curvada cóncavamente. En la zona inferior, en especial en la zona de la zona superficial 120, el primer elemento de guiado 108 está configurado en sí mismo con simetría especular con relación a un plano de simetría 122, que define de forma preferida un plano sagital y que define al mismo tiempo un plano de simetría de la placa 52. El plano de simetría 122 está orientado perpendicularmente al plano de tibia 56. En el plano posterior, es decir, en la zona de la primera superficie de elemento de guiado 112, el primer elemento de guiado 108 está configurado sin embargo de forma asimétrica con respecto al plano de simetría 122. Un extremo medial 124 del resalte 118 sobresale más en dirección hacia atrás que un extremo lateral 126. De este modo la primera superficie de elemento de guiado está configurada también asimétricamente con respecto al plano de simetría 122.

25 Las superficies de guiado primera y segunda 112 y 114 están configuradas en forma de superficies de deslizamiento. La primera superficie de elemento de guiado 112 presenta además una zona superficial 128 cóncava dirigida en dirección a la parte de fémur 12, que hace contacto con la segunda superficie de elemento de guiado 114 al menos parcialmente si los elementos de guiado 108 y 110 primer y segundo están en contacto y cooperan.

30 Mediante la conformación especial de los elementos de guiado primero y segundo 108 y 110, el dispositivo de guiado de rotación 104 está configurado en conjunto para forzar un rotación de la parte de menisco 12 con relación a la parte de tibia 14 alrededor del eje de rotación 88, si la parte de fémur 12 se hace bascular con relación a la parte de menisco 16 alrededor del eje de basculamiento 106, es decir, si el fémur 50 y la tibia 66 se lleva desde una posición de desdoblamiento o extensión, en la que sus ejes longitudinales están orientados fundamentalmente uno en paralelo al otro, a una posición de doblez. Aquí se habla también de un movimiento de flexión. El dispositivo de guiado de rotación 104 puede estar configurado en especial para forzar un movimiento de rodadura de la parte de fémur 12 y de la parte de menisco 16, una con relación a la otra. Esto puede conseguirse en especial por medio de que una curvatura de las superficies de articulación medial y/o lateral 26, 28 sea mayor que una curvatura de las superficies de cóndilo medial y lateral 22, 24. Si los radios de curvaturas de estas superficies se adaptan uno al otro, el dispositivo de guiado de rotación 104 puede configurarse también de tal manera, que haga posible un movimiento de deslizamiento o incluso solamente uno de la parte de fémur con relación a la parte de menisco 16. Además de esto el dispositivo de guiado de rotación 104 también puede estar configurado de tal manera, que haga posible un movimiento de superficie/rodadura superpuesto de la parte de fémur 12 y de la parte de menisco 16, una con relación a la otra. Esto puede conseguirse por ejemplo mediante unos radios de curvatura no idénticos, previstos de forma correspondiente, de las superficies de cóndilo 22, 24 y de las superficies de articulación 26, 28.

35 Los elementos de guiado primero y segundo 108, 110 están configurados, a causa de superficies de elemento de guiado 112, 114 conformadas de manera especial, para definir un ángulo de rotación de un movimiento de rotación o giro de la parte de menisco 16 y de la parte de tibia 14, una con relación a la otra alrededor del eje de rotación 88, en función de un ángulo de flexión entre la parte de fémur 12 y la parte de tibia 14. En otras palabras, esto significa que la parte de menisco 16 con su zona de parte de menisco lateral 74 se hace girar más en dirección

5 hacia atrás, cuanto mayor sea un ángulo de doblez o flexión entre la parte de fémur 12 y la parte de tibia 14, en donde el ángulo de doblez puede medirse por ejemplo partiendo de una articulación de rodilla desdoblada. A causa de la distancia entre las superficies de elemento de guiado primera y segunda 112 y 114 en el ejemplo de realización representado en las figuras, en la posición de desdoblamiento o extensión, se inicia una rotación forzada alrededor del eje de rotación 88 solo a partir de un ángulo de doblez determinado o mínimo. El ángulo de doblez mínimo o necesario está situado de forma preferida dentro de un margen de entre 30° y 60°.

10 Para asegurar la parte de menisco 16 sobre la parte de tibia 14, en una posición de unión en la que la parte de menisco 16 y la parte de tibia 14 están montadas de forma que pueden rotar alrededor del eje de rotación 88 y no pueden separarse una de la otra, está previsto un dispositivo de seguridad dotado en conjunto del símbolo de referencia 130. Este comprende unos elementos de seguridad primer y segundo 132 y 134 que cooperan y que, por un lado, están configurados sobre la parte de menisco 16 y, por otro lado, sobre la parte de tibia 14. Los elementos de seguridad primer y segundo 132 y 134 presentan unas superficies de tope 136 y 138 que discurren transversalmente al eje de rotación 88, para impedir un movimiento de la parte de menisco 16 y de la parte de tibia 14 en la posición de unión, una hacia fuera de la otra. El primer elemento de seguridad 132 comprende un primer resalte de retención 140, dispuesto o configurado sobre la parte de tibia 14. El segundo elemento de seguridad 134 comprende un segundo resalte de retención 142, dispuesto sobre la parte de menisco 16. El primer resalte de retención 140 está configurado de forma adyacente a un rebajo 144 del primer elemento de guiado 108. En total el elemento de guiado 108 comprende el primer resalte de retención 140. Este comprende la primera superficie de tope 136, que está distanciada de la superficie de tibia 154 o del plano de tibia 56.

20 El elemento de unión 76 forma el segundo resalte de retención 142. Un lado superior del elemento de unión 76 forma la segunda superficie de tope 138 del dispositivo de seguridad 130.

25 El rebajo 144 sobre el primer elemento de guiado 108 está dimensionado de tal manera, que el elemento de unión 76 pueda engranar en el rebajo 144. Una superficie lateral 146 del primer elemento de guiado 108, dirigida en dirección hacia atrás y que delimita el rebajo 144, forma un tope limitador de rotación 148 para limitar un movimiento de la zona de parte de menisco lateral 74 en dirección hacia delante. En la posición de extensión el elemento de unión 76 discurre después de forma preferida perpendicularmente al plano de simetría 122 y está configurado y orientado de forma preferida, en esta posición, con simetría especular respecto al plano de simetría 122. Si el elemento de unión 76 penetra o engrana al menos parcialmente en el rebajo 144, la parte de menisco 16 y la parte de tibia 14 adoptan la posición de unión ya descrita. Después no pueden moverse una con relación a la otra en una dirección paralela al eje de rotación 88. La parte de menisco 16 y la parte de tibia 14, sin embargo, pueden llevarse desde la posición de unión a una posición de montaje, en la que las superficies de tope primera y segunda 136 y 138 están desengranadas. Esto se consigue mediante la rotación de la parte de menisco 16 con relación a la parte de tibia 14 alrededor del eje de rotación 88 en un ángulo de separación. En la posición de unión unas proyecciones perpendiculares de las superficies de tope 136, 138 se solapan mutuamente sobre la superficie de tibia 4 y definen de este modo un segmento superficial proyectado sobre la superficie de tibia 54. Mientras el contenido superficial de este segmento superficial sea superior a cero, la parte de menisco 16 y la parte de tibia 14 adoptan la posición de unión. En la posición de unión, sin embargo, pueden moverse libremente una respecto a la otra alrededor del eje de rotación 88.

40 Asimismo cabe destacar que la primera superficie de elemento de guiado 112 está configurada desplazada en dirección hacia atrás con relación a la primera superficie de tope 136. En el caso del primer elemento de guiado 108 representado en las figuras, la primera superficie de elemento de guiado 112 y la primera superficie de tope 136 forman una arista común 150.

45 Tanto la parte de fémur 12 como la parte de tibia 14 están configuradas preferiblemente de forma entera. También la parte de menisco 16 está configurada en el ejemplo de realización descrito de forma entera. En especial la parte de fémur 12 y la parte de tibia 14 pueden estar configuradas opcionalmente también en forma de partes protésicas modulares. Como ya se ha descrito anteriormente, tanto la parte de fémur 12 como la parte de menisco 16 pueden estar equipadas en formas de realización alternativas con unos vástagos modulares, que pueden adaptarse a la respectiva fisiología del paciente en longitud y diámetro.

50 La parte de fémur 12 y la parte de tibia 14 están fabricadas de forma preferida con un acero instrumental, y la parte de menisco 16 con un material plástico altamente resistente a la abrasión.

REIVINDICACIONES

- 1.- Prótesis de articulación de rodilla (10) con una parte de fémur (12), una parte de tibia (14) y una parte de menisco (16), montada entre la parte de fémur (12) y la parte de tibia (14), en donde la parte de menisco (16) está montada de forma que puede rotar en la parte de tibia (14) alrededor de un eje de rotación (88) que discurre en el lado medial, **caracterizada porque** está previsto un dispositivo de guiado de rotación (104) para forzar un movimiento de rotación de la parte de menisco (16) con relación a la parte de tibia (14) alrededor del eje de rotación (88), como consecuencia de un movimiento basculante de la parte de fémur (12) y de la parte de tibia (14), una con relación a la otra, alrededor de un eje de basculamiento (106) que discurre transversalmente al eje de rotación (88), y porque el dispositivo de guiado de rotación (104) comprende unos elementos de guiado primero y segundo (108, 110) que cooperan y que están dispuestos o configurados, por un lado, en la parte de fémur (12) y, por otro lado, en la parte de tibia (14).
- 2.- Prótesis de articulación de rodilla según la reivindicación 1, **caracterizada porque** la parte de fémur (12) comprende un cóndilo medial y otro lateral (18, 20), que presentan una superficie de cóndilo medial y otra lateral (22, 24), en donde la parte de menisco (16) presenta una superficie de articulación medial y otra lateral (26, 28), con las que hacen contacto al menos parcial las superficies de cóndilo medial y lateral (22, 24).
- 3.- Prótesis de articulación de rodilla según la reivindicación 2, **caracterizada porque** las superficies de cóndilo medial y/o lateral (22, 24) comprenden una zona superficial de cóndilo (30, 32) curvada cóncavamente y las superficies de articulación medial y/o lateral (26, 28) una zona superficial de articulación (34, 36) curvada convexamente, correspondiente a las superficies de cóndilo medial y/o lateral (22, 24).
- 4.- Prótesis de articulación de rodilla según la reivindicación 2 ó 3, **caracterizada porque** los radios de curvatura de las superficies de articulación medial y/o lateral (26, 28) son mayores que los radios de curvatura de las superficies de cóndilo medial y/o lateral (22, 24).
- 5.- Prótesis de articulación de rodilla según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizada porque** el eje de rotación (88) se define mediante un cojinete giratorio (90) configurado entre la parte de tibia (14) y la parte de menisco (16).
- 6.- Prótesis de articulación de rodilla según la reivindicación 5, **caracterizada porque** el cojinete giratorio (90) comprende unos elementos de cojinete primero y segundo (92, 94) que cooperan, que están dispuestos y configurados, por un lado, en la parte de tibia (14) y, por otro lado, en la parte de menisco (16).
- 7.- Prótesis de articulación de rodilla según la reivindicación 6, **caracterizada porque** uno de los elementos de cojinete (94) está moldeado de forma cilíndrica y el otro elemento de cojinete (92) de forma cilíndrica hueca
- 8.- Prótesis de articulación de rodilla según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizada porque** el dispositivo de guiado de rotación (104) está configurado para forzar un movimiento de rodadura de la parte de fémur (12) y de la parte de menisco (16), una respecto a la otra
- 9.- Prótesis de articulación de rodilla según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizada porque** los elementos de guiado primero y segundo (108, 110) están configurados para definir un ángulo de rotación de un movimiento rotacional de la parte de menisco (16) y de la parte de tibia (14) alrededor del eje de rotación (88), en función de un ángulo de flexión entre la parte de fémur (12) y la parte de tibia (14).
- 10.- Prótesis de articulación de rodilla según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizada porque** el primer elemento de guiado (108) está configurado en la zona anterior de la parte de tibia (14).
- 11.- Prótesis de articulación de rodilla según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizada porque** la parte de menisco (16) comprende una zona de parte de menisco medial (72) y una zona de parte de menisco lateral (74), y porque las zonas de parte de menisco lateral y medial (72, 74) están unidas entre sí mediante un elemento de unión (76).
- 12.- Prótesis de articulación de rodilla según la reivindicación 11, **caracterizada porque** el elemento de unión (76) está configurado en forma de un alma (78).
- 13.- Prótesis de articulación de rodilla según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizada porque** el primer elemento de guiado (108) está configurado sobresaliendo de una superficie de tibia (56), que está dirigida en dirección a la parte de menisco (16).
- 14.- Prótesis de articulación de rodilla según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizada por** un dispositivo de seguridad (130) para asegurar la parte de menisco (16) sobre la parte de tibia (14) en una posición de unión, en la que la parte de menisco (16) y la parte de tibia (14) están montadas de forma que pueden rotar

alrededor del eje de rotación (88).

15.- Prótesis de articulación de rodilla según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizada por** un tope limitador de rotación (148) para limitar un movimiento de la superficie de articulación lateral (28) en dirección hacia delante

FIG.1







