

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 380 866**

51 Int. Cl.:

**A61F 2/38**

(2006.01)

12

### TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **09772692 .1**

96 Fecha de presentación: **03.06.2009**

97 Número de publicación de la solicitud: **2303195**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **06.04.2011**

54 Título: **Prótesis de rodilla total**

30 Prioridad:  
**06.06.2008 FR 0853766**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**21.05.2012**

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**21.05.2012**

73 Titular/es:  
**Michel Bercovy  
32, rue Vaugelas  
75015 Paris, FR;  
David Bracy y  
Luc Kerboul**

72 Inventor/es:  
**Bercovy, Michel y  
Bracy, David**

74 Agente/Representante:  
**Ungría López, Javier**

**ES 2 380 866 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 total

5 La presente invención se refiere al campo de las prótesis articulares y más particularmente al campo particular de una nueva prótesis de rodilla total.

Las prótesis de articulación de rodilla deben diseñarse para cumplir dos reglas principales:

- 10 - tribológica: durante el uso, deben experimentar un desgaste mínimo;
- cinemática: el funcionamiento de la prótesis debe ser lo más confortable posible para el paciente en todas las actividades cotidianas.

15 Y sobre todo, la tribología debe satisfacer a la cinemática y a la inversa la cinemática debe estar de acuerdo con la tribología. En el ámbito de esta doble obligatoriedad recíproca es en la que se sitúa la presente invención.

20 En el campo de las prótesis de rodilla, ya se han realizado numerosas propuestas anteriores de prótesis de rodilla total. Tradicionalmente, estas prótesis totales comprenden tres elementos funcionales: un elemento femoral que se implanta sobre el extremo inferior del fémur, un elemento tibial adaptado que se implanta sobre el extremo superior de la tibia y finalmente un inserto articular, generalmente de polietileno, que se inserta entre el elemento femoral y el elemento tibial. El inserto articular se conforma para permitir y guiar los movimientos del elemento femoral con respecto al elemento tibial en todos los movimientos de la articulación protésica en flexión y/o rotación de acuerdo con las cinemáticas más cercanas posibles de las de la rodilla anatómica.

25 Con este fin, el elemento femoral comprende dos cóndilos, medial y lateral respectivamente, que entre ellos delimitan una escotadura, denominada intercondílea y el inserto articular presenta una superficie superior que comprende dos cavidades glenoideas en las que las superficies son de forma sensiblemente complementarias a las superficies externas de los cóndilos del implante femoral y están unidas entre sí por una superficie de conexión interglenoidea prominente que se aloja en la escotadura intercondílea.

30 Por otro lado, el inserto articular también presenta una superficie anterior configurada para cooperar con el elemento tibial. Este último presenta una placa de apoyo plana del inserto en el que se forma un orificio sensiblemente cilíndrico y plana en cuanto a la superficie inferior del inserto y comprende un pasador de fijación y de rotación del inserto sobre el elemento tibial que se inserta en el orificio del elemento tibial.

35 De manera en sí conocida, la conformidad o congruencia entre las superficies de contacto del componente femoral y el inserto es un elemento determinante que permite reducir el desgaste de las superficies articulares, particularmente del inserto. De esta manera, estando las superficies más o menos encajadas una con respecto a la otra, se realiza una liberación de movimiento por el giro del inserto sobre el componente tibial alrededor de un eje vertical, que es central o que se desvía lateralmente.

40 Las prótesis de rodilla de este tipo se denominan tradicionalmente de "placa móvil" y la prótesis de la presente invención es preferentemente de este tipo.

45 De acuerdo con los pacientes a implantar, la prótesis puede comprender finalmente un componente rotuliano recubriendo la parte posterior de la rótula y que se articula con el elemento femoral, en su parte trocleana hasta un ángulo de flexión de aproximadamente 60°, y además parcialmente con la parte condiliana más allá de este ángulo de flexión.

50 Con objeto de permitir un movimiento de la articulación más o menos fisiológico se han propuesto varias soluciones en el estado de la técnica.

55 Una de estas primeras configuraciones consiste en forzar el desplazamiento del elemento femoral de la prótesis sobre la superficie superior del inserto articular por medio de una leva formada por un pasador o una rampa situada entre las cavidades glenoideas del inserto, cooperando esta leva con un retén transversal formado en la escotadura intercondílea del elemento femoral. Este tipo de prótesis se denomina "postero-estabilizado".

60 Esta configuración de prótesis no permite que una rodilla protésica se adapte a todos los movimientos ya que se impone un desplazamiento posterior constante; además los movimientos de la articulación en flexión-extensión son movimientos obligados por la cooperación de la leva y del retén, unidireccionalidades e idénticos en todas las circunstancias y pueden por tanto proporcionar sensaciones de tropiezo y empuje molestas, particularmente a nivel rotuliano.

65 Otra configuración consiste en producir una prótesis de rodilla denominada "de superficies guía", es decir en la que sólo la topografía de las superficies en contacto de los elementos femoral y tibial y del inserto de la prótesis participa

en la resolución de las normas fisiológicas, tribológicas y de estabilidad de la articulación protésica.

Dichas prótesis de superficies guía generalmente carecen de cualquier superficie de contacto plana, de aristas salientes y/o del elemento de retén sobre las superficies articulares del elemento femoral (cóndilos, escotadura intercondílea, y tróclea femoral) así como sobre la superficie superior del inserto articular (cavidades glenoideas y superficie de conexión interglenoidea).

Entre estas últimas, el documento WO 00/23011 describe una prótesis que comprende una superficie de contacto entre el inserto y componente femoral de tal manera que el punto de contacto entre el componente femoral e inserto está desplazado hacia adelante o hacia atrás en cada plano sagital adyacente. Esta configuración proporciona contactos puntuales o lineales y no superficiales entre el elemento femoral y el inserto de la prótesis, responsables de puntos de presión elevada, cuyas fuerzas de tensión mecánicas puntuales o cortantes sobre el inserto articular de la prótesis, aceleran su desgaste.

En otras propuestas, tales como las de las solicitudes de Patente FR 28522819 y WO 2005/122967, el componente femoral se coloca en una fosa en la cara superior del inserto, en la que se mantiene por una pared formada por toda la parte anterior del inserto que impide cualquier movimiento de rotación entre estas dos partes, sin generar un movimiento preciso.

Finalmente, otras propuestas, tal como la descrita en el documento EP 1354371 A1, han evitado cualquier contacto central entre la bóveda del inserto y la escotadura intercondílea del componente lo que suprime el efecto de guía central de la bóveda del inserto y se produce una prótesis bicondílea que se apoya en los dos glenos. Por otro lado, en este tipo de articulación de rodilla protésica, los apoyos condilianos medial y lateral en las cavidades glenoideas del inserto son asimétricos, creando diversas fuentes de problemas. Uno de ellos reside en el hecho de que se crea un par de aflojamiento por una compresión en la cavidad medial netamente superior a la compresión en la cavidad lateral. Debido a esto, el elemento tibial tiende a aflojarse del lado lateral (externo) de la rodilla.

Por otro lado, la mayoría de estas prótesis poseen una congruencia satisfactoria en las zonas próximas de la extensión, pero esta congruencia disminuye de manera considerable durante la flexión debido a la disminución progresiva de los radios de curvatura condilianos, en la parte posterior de la articulación, mientras que los radios de curvatura de la placa tibial permanecen constantes.

La presente invención tiene como objetivo proponer una nueva prótesis de rodilla total del tipo de placa móvil y de superficies guía, que no presente los inconvenientes anteriormente citados de las prótesis totales conocidas de la técnica anterior.

La invención tiene particularmente como objetivo mejorar el confort para la persona portadora de la prótesis, favoreciendo una cinemática de funcionamiento de la prótesis no forzada, que cumpla mejor todas las normas fisiológicas, tribológicas y de estabilidad de la articulación protésica.

Otro objeto de la presente invención es proporcionar también una nueva prótesis de rodilla total que impida fenómenos denominados de "*roll-forward*", es decir de deslizamiento anterior del elemento femoral de la prótesis durante los movimientos de flexión, sin la utilización de retén ni de superficie de leva a nivel de las superficies articulares del elemento femoral y del inserto de la prótesis.

Para responder a estos objetivos, la presente invención propone una nueva prótesis de rodilla total del tipo que comprende:

- un implante femoral que comprende dos cóndilos delimitando entre ellos una escotadura intercondílea cuyo perfil externo es convexo en un plano sagital y cóncavo en un plano frontal y se conecta en todos los planos sin discontinuidad con el perfil externo de los cóndilos,

- un implante tibial que comprende al menos una placa de apoyo que se apoya sobre su superficie inferior sobre el extremo de la tibia, si fuera necesario después de resección, y

- un inserto articular interpuesto entre el implante tibial y el implante femoral y adecuado para cooperar con ellos a través de superficies de contacto inferior y superior con formas complementarias respectivamente con la superficie superior de la placa de apoyo del implante tibial y los perfiles externos de los cóndilos y la escotadura intercondílea del implante femoral,

- comprendiendo la superficie superior del inserto articular dos cavidades glenoideas de perfil externo que son congruentes con el perfil externo de los cóndilos del implante femoral y están unidas entre sí a través de una superficie de conexión interglenoidea saliente, con una forma que es congruente con la de la escotadura intercondílea, y con la de un perfil externo convexo en un plano frontal y cóncavo en un plano sagital y que se conectan en todos los planos sin discontinuidad con el perfil externo de las cavidades glenoideas.

De acuerdo con la prótesis de la invención y de una manera característica de la misma, la escotadura intercondílea y la superficie de conexión interglenoidea presentan superficies de contacto congruentes que definen dos paraboloides hiperbólicas complementarias y la superficie de contacto de las cavidades glenoideas del inserto con los cóndilos presenta en sección horizontal una forma ovoide, cuyo eje principal es oblicuo hacia arriba y hacia delante del inserto y su punto inferior está situado posteriormente a la línea más grande de la anchura del inserto cualquiera que sea el ángulo de flexión del implante femoral con respecto al implante tibial y al inserto.

De esta manera, se obtienen tres situaciones mecánicas diferentes durante los movimientos de articulación de la rodilla:

1/ en posición de extensión, se obtiene un equilibrio mecánico estable por el encajamiento completo de las superficies articulares del componente femoral en el inserto, sobre toda la anchura de las cavidades glenoideas y de la superficie interglenoidea central del inserto, entre estas cavidades;

2/ cuando bajo la acción de los músculos la rodilla no se encuentra ya en esta posición de extensión, se encuentra en una situación mecánica inestable y se encuentra guiada por el efecto de la gravedad hacia una posición de equilibrio mecánica;

3/ al final de la flexión, la rodilla está en posición de equilibrio por estabilización de los cóndilos femorales a nivel de puntos gravitacionales proporcionados en cada una de las cavidades glenoideas del inserto y definidos más adelante.

De acuerdo con una primera característica preferida de la prótesis de la invención, todos los puntos más inferiores, en dos planos sagitales adyacentes, de la superficie de contacto de las cavidades glenoideas del inserto están situados en una misma línea recta en un mismo plano transversal del inserto.

De acuerdo con otra característica ventajosa, las superficies de contacto ovoides de las cavidades glenoideas del inserto están unidas, a cada grado de flexión, por una superficie ístmica cóncava por delante y por detrás e inscrita en la paraboloides hiperbólicas definida por la superficie de conexión interglenoidea. Esto permite una transmisión de tensiones en la parte central de la prótesis, pero también una rotación axial según un eje vertical que puede ser central o estar desplazado hacia una de las glenas.

De acuerdo siempre con la invención y con un modo de realización preferido de la misma, la anchura de la superficie de conexión interglenoidea, tomada en un plano horizontal, disminuye desde la parte anterior hacia la parte posterior del inserto. Esta característica permite particularmente luchar eficazmente contra los fenómenos de *roll-forward* del elemento femoral durante los movimientos de flexión.

En un mismo objetivo, otra característica ventajosa de la invención consiste en que la línea recta ( $\Delta$ ) que pasa por los puntos más altos de la superficie de conexión interglenoidea presenta una pendiente descendente desde la parte anterior hacia la parte posterior del inserto.

Preferentemente, esta línea recta ( $\Delta$ ) forma, en un modo de realización preferida, un ángulo comprendido entre 1° y 15°, y preferentemente aún comprendido entre 4° y 10°.

De acuerdo siempre con la invención, la prótesis de rodilla total también comprende un implante rotuliano adaptado para cooperar a través de una superficie articular con el implante femoral, siendo la superficie articular dicho implante rotuliano una paraboloides hiperbólicas complementaria a la definida por la escotadura intercondílea para permitir un contacto continuo entre los planos sagital y horizontal del implante rotuliano y del implante femoral desde la parte más alta de la tróclea hasta la parte posterior de los cóndilos en todas las posiciones de flexión, realizándose el contacto sobre toda la altura y toda la anchura de la cara articular de la rótula.

Finalmente, siempre de acuerdo con la invención, el implante tibial de la prótesis de la invención comprende sobre una cara inferior de refuerzos de estabilización laterales. De manera ventajosa, estos refuerzos están orientados hacia la base del punto gravitacional del inserto, es decir puntos inferiores de cada una de las cavidades glenoideas del inserto. Dichos refuerzos laterales permiten particularmente aliviar los aumentos de tensión que tienen tendencia a crear un par de aflojamiento del implante tibial durante los movimientos de flexión de la articulación protésica.

A partir de la lectura de la siguiente descripción detallada, surgirán otras diversas características de la prótesis de la presente invención, realizada en referencia a las figuras adjuntas, que muestran, a modo de ejemplos no limitativos, formas de realización de la prótesis de la invención. Entre las figuras adjuntas:

- la **figura 1** representa, en perspectiva y despiezada, una prótesis de rodilla total de acuerdo con la presente invención, en una forma de realización preferida,

- la **figura 2** representa en vista en sección longitudinal mediana según el plano II de la figura 1,

- la **figura 3** es una vista superior del inserto articular de la prótesis representada en la figura 1,
- la **figura 4** es una vista en sección longitudinal según un plano II-II sagital mediano de implante femoral y del inserto articular de la prótesis de la invención,
- la **figura 5** es una sección en un plano horizontal V-V de la figura 4, que muestra las superficies de contacto ovoides entre los cóndilos femorales y las cavidades glenoideas del inserto articular en posición de extensión de la rodilla protésica formada por la prótesis de la invención, así como la zona de contacto central ístmica que une las dos cavidades ovoides;
- la **figura 6** representa una vista en sección del implante femoral y del inserto de la prótesis de la invención según un plano frontal VI-VI en la figura 4, que comprende el eje de rotación del pasador del inserto,
- la **figura 7** representa una superficie paraboloide hiperbólica conforme a las superficies de contacto recíprocas de la escotadura intercondílea y de la bóveda central de la conexión interglenoidea del inserto de la prótesis de la invención.

Tal y como se desprende de las figuras, el objeto de la invención se refiere a una prótesis de rodilla total **1** que comprende clásicamente un implante femoral **2** y un implante tibial **3**, ambos preferentemente constituidos por una aleación metálica inoxidable biocompatible, y un inserto articular **4**, generalmente de material plástico tal como polietileno. Sin embargo, uno o más elementos de esta prótesis también pueden estar constituidos por cerámica de alúmina o de alúmina y circonita, por ejemplo, por resinas biocompatibles.

Tanto el implante femoral **2** como el implante tibial **3** están destinados a adaptarse, después de resección, sobre la epífisis femoral inferior y la epífisis tibial superior, respectivamente

El implante femoral **2**, observado en vista lateral, como se representa parcialmente en la figura **2**, presenta una forma sensiblemente en U no simétrica, entre cuyas ramas se delimita un compartimento de fijación **5** sobre la epífisis inferior del fémur, en particular, por encajamiento de dos pestañas salientes **6**.

El implante femoral **2** también comprende una cara inferior **7** articular que realiza dos cóndilos, un cóndilo medial **8** y un cóndilo lateral **9** respectivamente, separados unidos entre sí por una escotadura intercondílea **10**. Los dos cóndilos medial y lateral **8, 9**, del implante femoral se conforman de tal manera que su sección, según un plano sagital, tiene la forma de una espira, cuyo radio de curvatura disminuye desde la parte del extremo anterior del implante que forma la tróclea femoral **11** hacia la parte posterior del implante.

A nivel de la parte anterior del implante femoral **2**, la tróclea femoral **11** se extiende así en la prolongación anterior de dos cóndilos **8, 9** y comprende dos juegos de tróclea medial **12** y lateral **13** prolongando sin discontinuidades el perfil externo de los cóndilos medial y lateral **8, 9** respectivamente. Los dos juegos de trócleas **12, 13** se reúnen por medio de una ranura de tróclea **14** que se extiende en sí misma sin discontinuidades en la prolongación anterior de la escotadura intercondílea **10**. De esta manera la ranura de tróclea femoral prolonga hacia adelante la forma en paraboloide hiperbólica de la escotadura intercondílea sin ninguna rotura de forma, de continuidad ni de angulación, desde la parte más alta de la tróclea hasta la parte más posterior de los cóndilos.

Como se representa en la **figura 6**, cada cóndilo **8, 9** presenta en un plano frontal, es decir transversalmente al plano sagital, un perfil **81, 91** convexo y redondo. Entre los cóndilos, la escotadura intercondílea **10** presenta en un plano frontal un perfil **101** cóncavo y redondo, que se conecta sin discontinuidades, ni aristas con el de los dos cóndilos **8, 9** medial y lateral.

De esta manera, el elemento femoral **2** es tal que, en un plano frontal, el perfil externo **101** de conexión de la escotadura intercondílea **10** con el perfil externo **81, 91** de los cóndilos **8, 9** presenta un radio de curvatura **R1** constante desde la parte anterior hacia la parte posterior del implante femoral **2**.

De acuerdo con la presente invención, el perfil externo **101** de la escotadura intercondílea **10** es tal que éste define una superficie de contacto mediana del implante femoral **2** en forma de paraboloide hiperbólica, tal y como se representa en la **figura 7**, al cual se conecta lateralmente, sin discontinuidades ni aristas, los perfiles externos **81, 91** convexos (en un plano frontal) de los cóndilos **8, 9**.

Adicionalmente, el perfil superficial **15** de la ranura de la tróclea **14** también presenta, sobre la parte anterior del implante femoral, una forma de paraboloide hiperbólica, al cual se conectan lateralmente los perfiles convexos de los juegos **12, 13** de la tróclea medial y lateral, en la prolongación anterior de los cóndilos **8, 9**.

De manera clásica y en sí conocida, el implante femoral **2** está destinado para cooperar con el inserto articular **4** y más particularmente para desplazarse sobre la superficie superior **41** de éste según un movimiento de rodamiento-deslizamiento de los cóndilos **8, 9** y de la escotadura intercondílea **10** sobre las partes **18, 19, 20** de formas complementarias formadas sobre la superficie superior **41** del inserto articular.

A tal efecto, el inserto **4** de la prótesis de acuerdo con la invención comprende sobre su superficie superior dos cavidades glenoideas **18, 19**, respectivamente una cavidad medial **18** y una cavidad lateral **19**, separadas entre sí según el eje medial del inserto por una superficie de conexión interglenoidea **20** formada por una bóveda saliente intercalada entre las dos cavidades glenoideas **18, 19**.

5 En un plano horizontal, el perfil externo **201** de conexión de la superficie interglenoidea **20** con el perfil externo **181, 199** de las cavidades glenoideas **18, 19** del inserto articular presenta un radio de curvatura **R2** que es constante desde la parte anterior **42** hacia la parte posterior **43** del inserto.

10 Preferentemente, el radio de curvatura **R2** del perfil externo **201** de conexión de la superficie interglenoidea **20** con el perfil externo **181, 191** de las cavidades glenoideas **18, 19** del inserto articular **4** y el radio de curvatura **R1** del perfil externo **101** de conexión de la escotadura intercondílea **10** son sensiblemente iguales en los planos frontales comunes de manera que la escotadura intercondílea **10** constituye una impresión de la superficie interglenoidea **20** entre los dos cóndilos **8, 9** del implante femoral. Sin embargo, también es posible proporcionar un radio de curvatura **R1** que sea variable, preferentemente de manera descendiente, desde la parte anterior hacia la parte posterior del implante femoral, como también el radio **R2** de la superficie de conexión interglenoidea del inserto.

20 De acuerdo con la presente invención, la superficie interglenoidea **20** presenta una superficie **201** de contacto congruente con la superficie de contacto **101** de la escotadura intercondílea **10** del implante femoral **2** y que define más particularmente una segunda paraboloides hiperbólica, complementaria de la definida por dicha escotadura **10**. Esta superficie **201** se inscribe, al igual que la superficie **101** de la escotadura intercondílea, en una superficie paraboloides hiperbólica tal y como se representa en la **figura 7**.

25 Adicionalmente, siempre de acuerdo con la invención, la superficie de contacto **189, 191** de cada una de las cavidades glenoideas **18, 19** del inserto **4** se conforma de manera que, en sección horizontal, esta superficie presenta una forma ovoide y el punto inferior, es decir, su punto más bajo de esta superficie, forma un punto gravitacional **P** situado en el tercio posterior del inserto, en la práctica hacia atrás de la línea **L** de mayor anchura del inserto.

30 La configuración de las superficies articulares del implante femoral **2** y del inserto articular **4** de la prótesis **1** de la presente invención también permite proporcionar a la articulación protésica en funcionamiento una cinemática y una estabilidad particularmente parecida a la de la articulación anatómica.

35 Más precisamente, estas superficies articulares **81, 91, 101** y **181, 191, 201** proporcionan un equilibrio inestable entre el implante femoral **2** y el inserto articular **4** cuando la rodilla no está en extensión completa para que la oscilación del componente femoral **2** se produzca únicamente por un rodamiento en el sentido antero-posterior de los cóndilos femorales **8, 9** en las cavidades glenoideas **18, 19** por guía de los cóndilos sobre las superficies de contacto ovoides **181, 191** hacia el punto gravitacional **P** situado en el tercio posterior de dichas cavidades, por detrás de la parte más grande del inserto. Esta acción se produce únicamente por acción de la gravedad sobre el elemento femoral en equilibrio inestable y no comprende ningún efecto de leva.

40 De esta manera, durante los movimientos de flexión de la articulación protésica de la rodilla de acuerdo con la presente invención, el movimiento de rodamiento de los cóndilos femorales **8, 9** en las cavidades glenoideas **18, 19** del inserto se estabiliza perfectamente por la congruencia completa de las superficies de contacto **81, 91, 101** y **181, 191, 201**, del implante femoral **2** y del inserto **4** en todas las posiciones de flexión/extensión.

50 Las cavidades glenoideas del inserto de la prótesis **1** de la invención están también formadas de tal manera que los puntos más bajos, en dos planos sagitales adyacentes, de su superficie de contacto **181, 191** se sitúan sobre una misma línea recta en un mismo plano medio del inserto. Además, estas superficies de contacto ovoides de las cavidades glenoideas del inserto están unidas a la superficie **201** de la superficie **20**, a cada grado de flexión por una superficie ístmica cóncava hacia adelante y hacia atrás e inscrita en la paraboloides hiperbólica definida por la superficie interglenoidea.

55 De esta manera, las dos cavidades **18, 19** medial y lateral forman, para los cóndilos femorales **8, 9**, dos rampas de guía ovoides orientadas cada una siguiendo dos ejes principales **D1, D2** divergentes entre sí con respecto al plano sagital medio del inserto **4** desde la cara anterior **42** hacia la cara posterior **43** del mismo e inclinadas de arriba a abajo hacia el punto gravitacional **P** de cada una de ellas.

60 La congruencia perfecta de las superficies articulares del implante femoral **2** y del inserto articular **4** y la conformación guía de las superficies **181, 199** de los contactos ovoides de las cavidades glenoideas **18, 19** de dicho inserto hacia puntos de equilibrio naturales, tales como son los pozos gravitacionales **P** en el tercio posterior de dichas cavidades, proporcionan así a la prótesis **1** de la invención una cinemática sin tensión y una estabilidad adecuada muy parecida a la de la articulación anatómica.

65 Por otro lado, la congruencia perfecta de la escotadura intercondílea **10** y de la superficie interglenoidea **20**, cuyos perfiles superficiales definen dos paraboloides hiperbólicas complementarias, también participan en la estabilización

de los movimientos de rodamiento antero-posterior del implante femoral **2** sobre el inserto **4** aunque también permiten un “balanceo” medio lateral (lift-off en inglés) permitiendo respetar el lift-off natural de la articulación de la rodilla a través del cual el apoyo del cóndilo no es solamente glenoideo sino también central, favoreciendo una transmisión central de tensiones y evitando así crear un par de aflojamiento del implante tibial con respecto a la superficie ósea de la tibia.

Además, la anchura **ls** de la superficie interglenoidea **20**, tomada en un plano horizontal, decrece ventajosamente desde la cara anterior **42** hacia la cara posterior **43** del inserto **4** y, adicionalmente, la superficie interglenoidea **20** es tal que la línea recta  $\Delta$  que pasa por los puntos más elevados de la bóveda interglenoidea presenta una pendiente decreciente desde la cara anterior hacia la cara posterior del inserto y preferentemente, formando un ángulo  $\alpha$  con la superficie inferior **44** del inserto comprendido entre  $4^\circ$  y  $10^\circ$ .

Estas dos características de la superficie interglenoidea **20** permiten particularmente luchar eficazmente contra los fenómenos de roll-forward del elemento femoral **2** durante los movimientos de flexión de la rodilla.

En efecto, la configuración ligeramente elevada, pero sobre todo más ancha de la superficie interglenoidea **20** de la cara anterior **42** del inserto hacia la cara posterior **43** también participa como guía de los cóndilos **8, 9** hacia el pozo gravitacional **P** de las cavidades glenoideas **18, 19** oponiéndose al deslizamiento hacia adelante (roll-forward) del implante femoral **2** sobre el inserto **4** durante la flexión, lo que mejora aún más la estabilidad de la articulación protésica formada por la prótesis **1** de la invención.

Como puede observarse en la **figura 1**, el inserto **4** se apoya por su cara inferior **44** sobre la superficie superior **211** de una placa **21** del implante tibial **3** y es móvil en rotación sobre esta placa **21** alrededor de un eje que, en posición de utilización de la prótesis, se dispone verticalmente y se materializa por un pasador **22** que se extiende sobresaliendo desde la superficie inferior **44** del inserto **4**. Este pasador **22** se inserta en un orificio **23** central perforado en la placa **21** del implante tibial **3**, de manera en sí misma conocida.

Preferentemente, la anchura  $li$  del inserto **4**, tomada en una sección horizontal, es decreciente desde su cara posterior **43** hacia su cara anterior **42**, inscribiéndose así dicho inserto **4** en un trapecio **T**, como se representa en la **figura 3**. De esta manera el inserto **4** no rebosa t, poco o nada, de los bordes de la placa tibial **21** durante esas rotaciones sobre el mismo, lo que previene el deterioro de los tejidos conservados para envolver y estabilizar la articulación protésica.

En cuanto al implante tibial **3**, también comprende una varilla de anclaje **24** medular que se extiende desde la cara inferior **212** de la placa **21** y que descansa contra una superficie epifisaria reseca de la tibia (no representada). Preferentemente, como se representa en las figuras, el orificio **23** de recepción del pasador **22** del inserto está perforado y se extiende coaxialmente hacia la varilla de anclaje **24**.

El implante tibial **3** también comprende, de acuerdo con la invención, refuerzos laterales **25** unidos en la cara inferior **202** de la placa **21**. De manera ventajosa, estos refuerzos están orientados hacia la base de dos pozos gravitacionales **P** de las cavidades glenoideas **18, 19** del inserto **4**. Dichos refuerzos laterales permiten particularmente aliviar los aumentos de tensiones que tienen tendencia a crear un par de aflojamiento del implante tibial **3** durante los movimientos de flexión de la articulación protésica.

De manera clásica, la tróclea femoral **11** del implante femoral **2** es adecuada para cooperar con la rótula natural o con un implante rotuliano no representado.

En el ámbito de la presente invención, la prótesis de rodilla total **1** propuesta también comprende un implante rotuliano adaptado para cooperar a través de una superficie articular con el implante femoral **2**. En este caso, la superficie articular de dicho implante rotuliano también se define siguiendo una paraboloides hiperbólica complementaria del mismo definido por la garganta de tróclea **14** y la escotadura intercondílea **10** del implante femoral.

El implante rotuliano de la prótesis de la presente invención permite así un contacto continuado en los planos sagitales y horizontales con el implante femoral desde la parte más alta de la tróclea hasta la parte posterior de los cóndilos en cualquiera de las posiciones de flexión, realizándose el contacto sobre toda la altura y toda la anchura de la cara articular de la rótula.

El deslizamiento del implante rotuliano o, cuando esta puede conservarse, de la rótula natural es perfectamente congruente con un contacto sobre toda la superficie del implante y de la tróclea desde los cóndilos, con contacto continuado sobre toda la superficie medio-lateral con la tróclea y la zona intercondílea del implante femoral.

La invención no se limita a los ejemplos descritos y representados ya que pueden proporcionarse diversas modificaciones sin salirse de su ámbito.

65

## REIVINDICACIONES

1. Prótesis de rodilla total (1) que comprende:

- 5 - un implante femoral (2) que comprende dos cóndilos (8, 9) delimitando entre ellos una escotadura intercondílea (10) cuyo perfil externo (101) es convexo en un plano sagital y cóncavo en un plano frontal y se conecta en todos los planos sin discontinuidad con el perfil externo (81, 91) de los cóndilos,  
 - un implante tibial (3) que comprende al menos una placa (21) de apoyo que descansa sobre su superficie inferior (212) sobre el extremo de la tibia, si fuera necesario, después de resección, y  
 10 - un inserto articular (4) interpuesto entre el implante tibial y el implante femoral y adecuado para cooperar con ellos a través de superficies de contacto inferior (44) y superior (41) con formas complementarias respectivamente de la superficie superior (211) de la placa de apoyo del implante tibial y de los perfiles externos (81, 91, 101) de los cóndilos y la escotadura intercondílea del implante femoral,  
 15 - comprendiendo la superficie superior (41) del inserto articular dos cavidades glenoideas (18, 19) de perfil externo (181, 191) que son congruentes con el perfil externo (81, 91) de los cóndilos (7, 8) del implante femoral y están unidas entre sí a través de una superficie de conexión interglenoidea (20), con una forma que es congruente con la de la escotadura intercondílea (10), y con la de un perfil externo (201) convexo en un plano frontal y cóncavo en un plano sagital y que se conectan en todos los planos sin discontinuidad con el perfil externo (191, 191) de las cavidades glenoideas.

20 presentando la escotadura intercondílea (10) y la superficie de conexión interglenoidea (20) superficies de contacto (101, 201) congruentes **caracterizadas por que** la superficie de contacto de la escotadura intercondílea y la superficie de contacto de la superficie de conexión interglenoidea se inscriben en dos paraboloides hiperbólicas complementarias y **por que** la superficie de contacto (181, 191), de las cavidades glenoideas (18, 19) presenta una  
 25 forma ovoide en una sección horizontal y su punto inferior (P) se localiza posteriormente con respecto a la línea de la anchura más grande (L) del inserto.

30 2. Prótesis de acuerdo con la reivindicación 1, **caracterizada por que** todos los puntos inferiores, en dos planos sagitales adyacentes, de la superficie de contacto (181, 191) de las cavidades glenoideas (18, 19) del inserto se sitúan sobre una misma línea recta en un mismo plano medio del inserto.

35 3. Prótesis de acuerdo con la reivindicación 1 o la reivindicación 2, **caracterizada por que** las superficies de contacto (181, 191) ovoides de las cavidades glenoideas del inserto están conectadas, a cada grado de flexión a través de una superficie ístmica cóncava hacia adelante y hacia atrás e inscrita en la paraboide hiperbólica en la cual se inscribe la superficie (201) de la superficie de conexión interglenoidea (20).

40 4. Prótesis de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, **caracterizada por que** la anchura (Is) de la superficie de conexión interglenoidea (20), tomada en un plano horizontal, decrece desde la parte anterior (42) hacia la parte posterior (43) del inserto.

45 5. Prótesis de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, **caracterizada por que** la línea recta ( $\Delta$ ) que pasa por los puntos más altos de la superficie de conexión (20) presenta una pendiente decreciente desde la parte anterior (42) hacia la parte posterior (43) del inserto y **por que** esta línea recta forma un ángulo a comprendido entre  $1^\circ$  y  $15^\circ$  y de manera preferente sustancialmente comprendido entre  $4^\circ$  y  $10^\circ$ .

50 6. Prótesis de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, **caracterizada por que** el radio de curvatura R2 del perfil externo (201) de conexión de la superficie de conexión interglenoidea (20) con el perfil externo (181, 191) de las cavidades glenoideas (18, 19) del inserto articular y el radio de curvatura R1 del perfil externo (101) de conexión de la escotadura intercondílea (10) son sensiblemente iguales en los planos frontales comunes de manera que la escotadura intercondílea (10) constituye una impresión de la superficie de conexión interglenoidea (20) entre los dos cóndilos (8, 9) del implante femoral (2).

55 7. Prótesis de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, **caracterizada por que** la anchura (li) del inserto, tomada en una sección horizontal, decrece desde su parte posterior (43) hacia su parte anterior (42), inscribiéndose dicho inserto en un trapecio.

60 8. Prótesis de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7, **caracterizada por que** comprende un implante rotuliano adaptado para cooperar a través de una superficie articular con el implante femoral, siendo la superficie articular de dicho implante rotuliano una paraboide hiperbólica complementaria con la definida por la escotadura intercondílea.

65 9. Prótesis de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8, **caracterizada por que** el implante tibial (3) comprende sobre una cara inferior de su placa (21) refuerzos de estabilización laterales orientados hacia la base de la zona de apoyo de los cóndilos en las cavidades glenoideas del inserto cuando la rodilla está en posición de flexión.



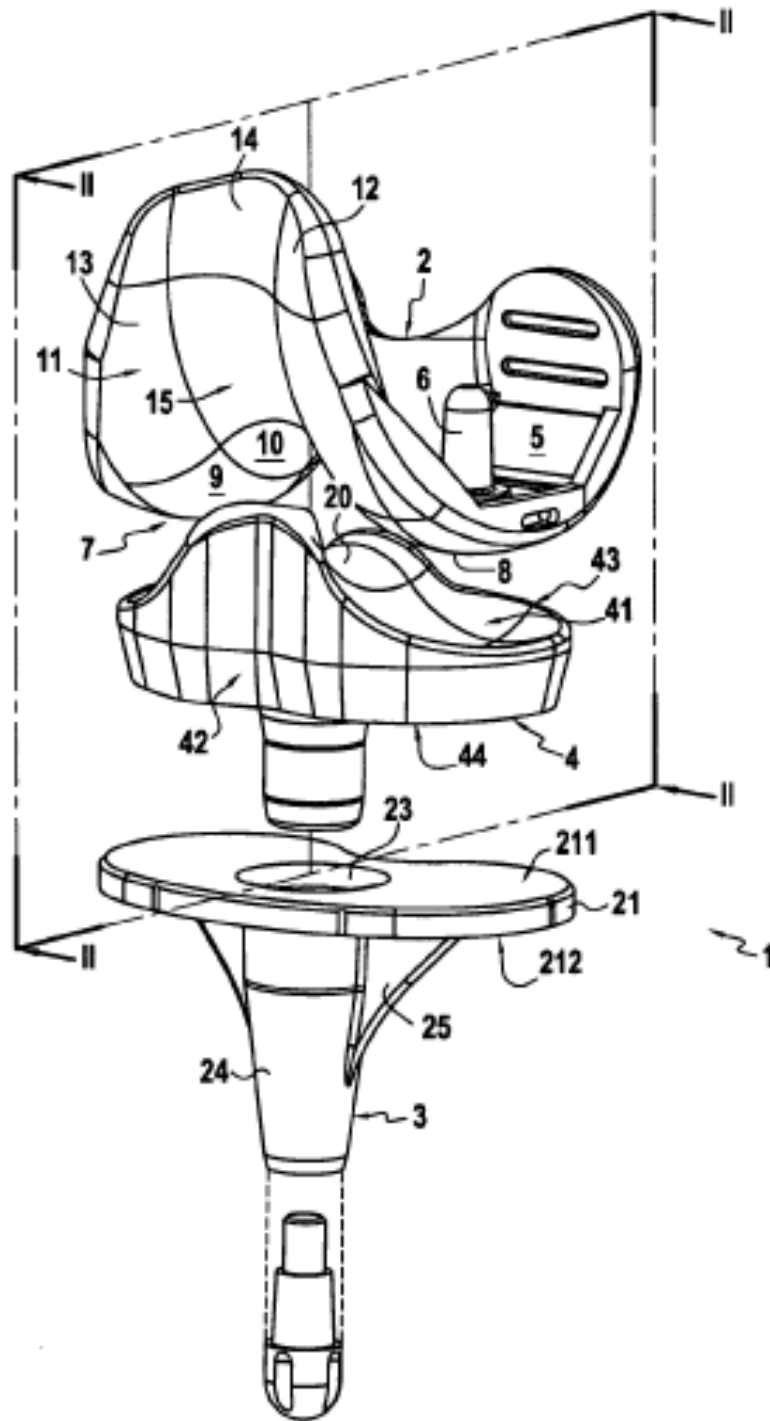


FIG.1



