



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 331 575**

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

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **05005891 .6**

96 Fecha de presentación : **17.03.2005**

97 Número de publicación de la solicitud: **1591082**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **02.11.2005**

54 Título: **Articulación artificial de rodilla.**

30 Prioridad: **17.03.2004 JP 2004-75903**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
08.01.2010

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
08.01.2010

73 Titular/es: **Nakashima Propeller Co., Ltd.**
688-1, Jotokitagata
Okayama-shi, Okayama, JP
Toru Suguro

72 Inventor/es: **Suguro, Toru;**
Kuramoto, Koichi y
Yamamoto, Keitaro

74 Agente: **Carpintero López, Mario**

ES 2 331 575 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

Articulación artificial de rodilla.

5 Antecedentes de la invención**1. Campo técnico**

La presente invención se refiere a una articulación artificial de la rodilla para sustituir una articulación de la rodilla.

10

2. Descripción de la técnica relacionada

La sustitución de la articulación artificial de la rodilla se lleva a cabo en aquellos casos en los que la rodilla está afectada por osteoartritis, artritis reumatoide, o tumor óseo, o resulta sometida a un traumatismo u otra causa similar. Esta rodilla artificial es una combinación de un componente femoral que va a ser fijado al extremo distal del fémur y tiene un cóndilo medial y un cóndilo lateral, respectivamente. Sin embargo, estos dos cóndilos y las superficies articulares deben efectuar los mismos movimientos que una rodilla biológica.

15

Más concretamente, cuando la rodilla es flexionada, el componente femoral y el componente tibial no se dislocan deslizándose hacia el frente y hacia atrás o a la derecha y a la izquierda. Los ligamentos colaterales y los ligamentos cruzados anterior y posterior regulan este deslizamiento hacia el frente y hacia atrás o hacia la izquierda y la derecha, pero esta función de los ligamentos a menudo resulta destruida o debilitada y el deslizamiento fácilmente aparece en pacientes que son candidatos apropiados para la sustitución artificial de la rodilla. Por consiguiente, según se divulga en la Solicitud de Patente japonesa Abierta a Inspección Pública (Kokai) Nos. 2003-116892 y 2003-230582, una rodilla artificial llamada de un tipo postero-estabilizado se propone en la cual un puntal es colocado en aproximadamente el centro longitudinal entre las superficies articulares del componente tibial y empujado dentro del surco intercondilar constituido entre los cóndilos medial y lateral del componente lateral y una leva que entrará en contacto con el puntal con una flexión en un determinado ángulo se dispone en la posición superior del surco intercondilar para regular el deslizamiento hacia el frente y hacia atrás o a izquierda y derecha.

20

Por otro lado, no puede olvidarse el problema de la rotación de la rodilla artificial. Cuando la articulación de la rodilla es flexionada, el fémur rota lateralmente (la tibia rota en dirección medial; estas rotaciones se llaman rotación interna y rotación externa). Este movimiento queda asegurado en una rodilla biológica por la línea de articulación (abreviado, JL) que conecta los puntos inferiores del cóndilo medial y del cóndilo lateral en la dirección medial - lateral (izquierda - derecha) que es menor en el lado del cóndilo medial (esta es llamada inclinación hacia dentro) que en el SEA (eje central de flexión - extensión; el eje central de flexión cuando se está en posición de pie, se convierte en horizontal). Sin embargo, la articulación artificial de la rodilla del ejemplo descrito con anterioridad, hace posible una profunda flexión mediante el incremento del radio de giro durante las etapas finales de la flexión que impide la concentración del esfuerzo mediante el incremento del grosor de la periferia de la leva; por consiguiente, no se presta particular atención al problema de la rotación.

25

Los inventores propusieron el sistema de inducir la rotación más fácilmente mediante la inclinación hacia dentro de la línea articular de una rodilla artificial en la Solicitud de Patente japonesa Abierta a Inspección Pública No. H11-313845 y obtuvieron resultados acordes con el sistema. Sin embargo, la investigación posterior reveló que la rodilla artificial tipo PS presenta otros problemas. Más concretamente, el puntal y las superficies laterales del surco intercondilar interfieren entre sí debido a su rotación durante la flexión. El puntal resulta desgastado por la interferencia y el polvo provocado por la abrasión invade los huesos y otros tejidos haciendo que se disuelven y se desplomen biológicamente. Por consiguiente, esta interferencia es evitada haciendo mucho más estrecha la anchura del puntal que la anchura del surco intercondilar. Sin embargo, como resultado de ello, se produce una reducción de la resistencia del puntal y el puntal puede romperse. Así mismo, la leva establece un contacto firme con el puntal al final de la presión. Si la anchura del puntal es estrecha en este momento, se producirá una reducción del área superficial de contacto y la presión superficial se elevará hasta promover la abrasión.

30

El documento US 5,549,686 divulga una articulación artificial de la rodilla. Este documento constituye la base del preámbulo de la reivindicación independiente 1.

35

Breve resumen de la invención

Los problemas que van a ser resueltos mediante la presente invención consisten en proporcionar un desplazamiento suave, inducir fácilmente la rotación y hacer posible reducir la abrasión y garantizar la resistencia mediante el diseño diestro de la configuración y el emplazamiento del puntal y de la leva teniendo en consideración la relación específica entre el puntal y el surco intercondilar y la relación específica entre los cóndilos y las superficies articulares.

40

El objetivo expuesto se lleva a cabo mediante una estructura singular de la presente invención para una articulación artificial de la rodilla que incluye:

45

un componente femoral para ser fijado al extremo distal de un fémur, y

un componente tibial para ser fijado al extremo proximal de la tibia, soportando el componente tibial el cóndilo medial y el cóndilo lateral del componente femoral mediante la superficie articular medial y la superficie articular lateral del componente tibial, de manera que el componente femoral y el componente tibial estén en una relación que permita su rotación; y en la presente invención,

el componente tibial está provisto de un puntal que tiene una superficie posterior que se curva hacia fuera, estando el puntal dispuesto aproximadamente en el centro longitudinal entre las dos superficies articulares, de manera que el puntal esté dentro del surco intercondilar el cual está constituido entre el cóndilo medial y el cóndilo lateral que se extiende desde el extremo posterior hasta cerca del extremo anterior del componente femoral;

el componente femoral está provisto de una leva que está dispuesta en la porción posterior del surco intercondilar y se sitúa en contacto con la superficie posterior del puntal cuando la rotación se produce; y el puntal y la leva están conformados de manera que el componente femoral queda girado hacia fuera con respecto al componente tibial cuando la leva se sitúa en contacto con el puntal como resultado de la rotación y cuando la rotación continúa.

En la estructura expuesta, la leva está dispuesta horizontalmente dentro del surco intercondilar y en una configuración de tambor que está deprimida en su centro, y el diámetro lateral exterior de la leva es mayor que el diámetro lateral interior de ésta. Así mismo, el lado de la superficie articular lateral de la superficie posterior del puntal está retraído respecto del lado de la superficie articular medial de aquél, de manera que el centro de la curvatura es desplazado hacia fuera. La superficie lateral del surco intercondilar está constituida en paralelo con la línea central del componente femoral; la superficie medial del surco intercondilar gradualmente se curva desde el extremo posterior hasta el extremo anterior del surco intercondilar y se sitúa más cerca del lado del cóndilo lateral que empieza cerca de un extremo de la leva; y el puntal está constituido adoptando una forma sustancialmente triangular cuando se aprecia desde arriba mediante la reducción del grosor de las superficies laterales desde las superficies laterales hacia la superficie anterior. Así mismo, el radio de curvatura de la superficie de la leva y el radio de curvatura de la superficie anterior del puntal son sustancialmente los mismos; y las superficies articulares medial y lateral del componente tibial son cóncavas en una vista lateral, y la porción posterior de la superficie articular lateral es plana. Así mismo, la línea articular que conecta los puntos más bajos de los puntos de contacto entre el cóndilo medial y la superficie articular tibial y los puntos más bajos de la superficie de contacto entre el cóndilo lateral y la superficial articular lateral en la sección transversal lateral medial - lateral está inclinada en dirección medial en sustancialmente el mismo ángulo a lo largo de la entera región del ángulo de inflexión - extensión.

Con la estructura expuesta de la articulación artificial de la rodilla de la presente invención, la rotación es inducida como resultado de la flexión del fémur y de la rodilla, esto es, del giro del componente femoral y del componente tibial. De esta forma, cuando la rotación se induce de forma espontánea durante la flexión de la articulación artificial de la rodilla, el equilibrio de los ligamentos no es diferente del de una articulación biológica de la rodilla, y resulta posible un movimiento suave de la articulación, y resulta posible resolver las acciones de flexión profundas específicas de la Patente japonesa, incluyendo el modo formal de sentarse con las piernas replegadas y de sentarse con las piernas cruzadas. La presente invención proporciona una configuración y un emplazamiento específicos del puntal y de la leva para inducir la rotación. En la presente invención, el giro es inducido desde las etapas tempranas de la rotación, y se impide la interferencia entre la superficie lateral medial del surco intercondilar y el puntal en ese momento, la abrasión se reduce, y se realiza un movimiento suave. Así mismo, la leva rota suavemente con respecto al puntal, el área de la superficie de contacto se incrementa, y la abrasión se reduce. Así mismo, el giro se induce a lo largo del entero ángulo de flexión.

Breve descripción de las diversas vistas de los dibujos

La Figura 1 es una vista desde atrás de la articulación artificial de la rodilla de acuerdo con una forma de realización de la presente invención;

la Figura 2 es una vista lateral parcialmente en sección transversal de la articulación artificial de la rodilla de la presente invención mostrada en la Figura 1;

la Figura 3 es una vista lateral que muestra el estado flexionado de una articulación artificial de la rodilla de la presente invención;

la Figura 4 es una vista desde arriba del componente femoral de la articulación artificial de la rodilla de la presente invención;

la Figura 5 es una vista desde arriba del componente tibial de la articulación artificial de la rodilla de la presente invención con vistas laterales parcialmente en sección transversal;

la Figura 6 es una vista desde arriba que muestra la correlación entre el componente tibial y el componente femoral de la articulación artificial de la rodilla de la presente invención cuando la rodilla está flexionada; y

las Figuras 7A y 7B son vistas desde arriba que muestra la relación del puntal y de la leva de la articulación artificial de la rodilla de la presente invención.

Descripción detallada de la invención

5 A continuación se describirá con detalle la presente invención con referencia a las formas de realización preferentes haciendo al tiempo referencia a los dibujos. La Figura 1 es una vista lateral de una articulación artificial fijada de la rodilla en posición de pie como ejemplo de la presente invención. La Figura 2 es una sección transversal de una vista trasera de la misma.

10 La articulación artificial de la rodilla de la presente invención es una combinación del componente femoral 1 y del componente tibial 2. El componente femoral 1 está hecho a partir una aleación de titanio u otro metal biocompatible; y tiene un surco intercondilar 3 de forma entrante que se extiende desde el extremo posterior hasta cerca del extremo anterior dispuesto en el cóndilo central y medial 4 y en el cóndilo lateral 5 constituido para adoptar sustancialmente la forma de la letra C en vista lateral. El componente femoral 1 está fijado al extremo distal del fémur 6. El perfil del cóndilo medial 4 y del cóndilo lateral 5 es convexo desde la parte frontal hasta la parte trasera, y esta configuración convexa es longitudinalmente contigua en una barra.

15 Debe destacarse que la posición o dirección, como por ejemplo lateral, medial, frontal, trasera, izquierda, y derecha, son enumeradas en la descripción y la referencia en la presente invención es el estado en el que la rodilla derecha o la izquierda (rodilla derecha en el ejemplo mostrado) está extendida hacia el frente.

20 La Figura 4 es una vista desde arriba del componente femoral 1. La leva 7 está dispuesta horizontalmente sobre el cóndilo medial 4 y el cóndilo lateral 5 en la porción posterior del surco intercondilar 3 del componente femoral 1. Esta leva 7 tiene forma de tambor con un centro deprimido; y en el ejemplo mostrado, el lado del cóndilo lateral 5 (lado exterior) está conformado de forma que presente un diámetro mayor que el lado interior. Con el fin de mejorar el ajuste con el fémur 6, la leva 7 está cortada a mitad de camino desde la parte superior a lo largo de la línea de la superficie anterior de la pared posterior del componente femoral 1. La leva 7 está hecha del mismo material que el componente femoral 1. Puede estar constituida como una unidad con el componente femoral o puede disponerse separadamente y a continuación fijarse. Así mismo, la superficie lateral 3a del surco intercondilar 3 se extiende en paralelo a la línea central del surco intercondilar 3; y la superficie medial 3b se extiende, desde el extremo posterior hasta el extremo anterior, en una curva gradual hacia el lado del cóndilo lateral 5 que empieza cerca del extremo de la leva 7 y conecta con la superficie lateral 3a.

30 Frente a ello, el componente tibial 2 está hecho de polietileno de peso molecular ultraalto u otra resina médica, y está fijado al extremo proximal de la tibia 8. De esta forma, se utiliza una combinación de metal y resina para mejorar las propiedades abrasivas y proporcionar un movimiento más suave. El componente tibial 2 en este caso está hecho de un metal biocompatible y está montado sobre la placa de base tibial 9 con una espiga 9a que será insertada dentro de la tibia 8. La superficie articular medial 10 y la superficie articular lateral 11 que soportan el cóndilo medial 4 y el cóndilo lateral 5 del componente femoral 1 descrito con anterioridad, respectivamente, están constituidas en la superficie superior del componente tibial 2 separadas por una protrusión baja 12. Estas superficies articulares 10 y 11 son ambas cóncavas siguiendo casi exactamente el perfil del cóndilo medial 4 y del cóndilo lateral 5 y esta configuración cóncava se extiende longitudinalmente. En este caso, el cóndilo medial 4 y el cóndilo lateral 5 y el plano proyectado por encima o por debajo de la superficie articular medial 10 y de la superficie articular lateral 11 tienen aproximadamente el mismo tamaño.

45 La Figura 5 es una vista desde arriba del componente tibial 2, que muestra también ambos lados en sección transversal.

50 Ambas superficies articulares 10 y 11 son cóncavas en el centro. Sin embargo, empezando desde la parte media, la porción posterior de la superficie articular 11 es plana y gira ligeramente hacia atrás hacia la posición medial en el lado terminal posterior de aquélla. Así mismo, el puntal 13 está dispuesto para ser colocado cerca, de forma aproximada, del centro de las superficies articulares medial y lateral 10 y 11. El puntal 13 es sustancialmente circular tanto al nivel de la superficie anterior como de la superficie posterior vistas desde arriba, pero el radio de curvatura de la superficie posterior es mayor y gradualmente se incurva hacia fuera. Por otro lado, el puntal 13 tiene una forma sustancialmente triangular que está constituida mediante la reducción del grosor de las superficies laterales desde las superficies laterales hacia la superficie anterior (la línea discontinua es el perfil cuando el grosor no está reducido). Así mismo, el puntal 13 del ejemplo mostrado se dispone ligeramente girado hacia el lado del cóndilo lateral 5 (torsionado). El puntal 13 forma una unidad hecha de los mismos materiales que el componente tibial 2, pero también puede constituirse como una unidad separada y ser luego fijada al componente tibial. Así mismo, una parte cóncava 14 está conformada en la porción posterior del puntal 13 ligeramente más deprimida que una u otras superficies articulares 10 y 11, y la porción posterior de la parte cóncava 14 está recortada para constituir una porción entallada 15.

60 El componente femoral 1 y el componente tibial 2 que constituyen la articulación artificial de la rodilla descrita con anterioridad, rotan entre sí con la flexión y extensión de la rodilla. Esto resulta posible a causa del cóndilo medial 4 y del cóndilo lateral 5 al girar cuando ruedan y se deslizan sobre la superficie articular medial 10 y la superficie articular lateral 11 cuando el surco intercondilar 3 es guiado por el puntal 13. El ángulo de rotación es de -10 grados a 150 grados verticalmente. Esta rotación consiste fundamentalmente en un rodamiento en las etapas tempranas y un deslizamiento en las etapas finales, pero ambos movimientos son controlados por los ligamentos colaterales y los demás ligamentos fibulares, y participan también en la obstaculización de la separación (dislocación) del cóndilo medial 4 y del cóndilo lateral 5 respecto de la superficie articular medial 10 y de la superficie articular lateral 11.

ES 2 331 575 T3

La Figura 3 es una vista lateral que muestra el estado en el que el componente femoral 1 y el componente tibial 2 rotan entre sí con la flexión de la rodilla. En la posición de pie con la rodilla extendida (flexión de 0 grados), la leva 7 del componente femoral 1 está situada lejos del puntal 13 del componente tibial 2 (Figura 1). El cóndilo medial 4 y el cóndilo lateral 5 del componente femoral 1 ruedan y se deslizan sobre la superficie articular medial 10 y la superficie articular lateral 11 del componente tibial 2 y la leva se sitúa más próxima al puntal 13 cuando la rodilla se flexiona.

Con respecto a la configuración de la superficie lateral 3b descrita con anterioridad del surco condilar 3, ello induce la rotación lateral suave (hacia fuera), esto es, la rotación externa del componente femoral 1 desde las etapas tempranas de la flexión, y al mismo tiempo la reducción del grosor de las superficies laterales del puntal 13 se traducirá en la evitación de una interferencia entre la superficie lateral 3b y el puntal 13 para conseguir un movimiento suave y reducir la abrasión. Durante la flexión de la articulación de la rodilla, la superficie de contacto entre el cóndilo medial y la superficie articular se mantienen en posición, y la superficie de contacto entre el cóndilo lateral y la superficie articular se desplaza hacia atrás desde el fémur. En otras palabras, se lleva a cabo un movimiento rotatorio centrado alrededor del lado del cóndilo medial 4 y la rotación, por consiguiente, se induce suavemente. En consecuencia, la retención de esta superficie de contacto está garantizada haciendo la superficie articular medial 10 que soporta el cóndilo medial 4 cóncava con un centro deprimido, y el movimiento hacia atrás del cóndilo lateral 5 resulta facilitada haciendo que la porción posterior de la superficie articular lateral 11 que soporta el cóndilo lateral 5 plana. Cuando el ángulo de flexión resulta de aproximadamente 70 grados, la leva 7 toca o se sitúa en contacto con el puntal 13 para que, a continuación, se lleve a cabo el máximo ángulo de inflexión cuando los componentes sean regulados y guiados por la leva y el puntal. En este caso, la porción posterior de la superficie articular lateral 11 gira hacia atrás en dirección medial, y el componente femoral 1 rota hacia fuera en mayor medida al final de la flexión (el componente tibial 2 gira en dirección medial). En otras palabras, se lleva a cabo una especie de movimiento de convergencia y ello contribuye a realizar el mismo tipo de movimiento de una articulación biológica de la rodilla.

La Figura 6 es una vista desde arriba de una articulación artificial de la rodilla que muestra el estado descrito con anterioridad. En este caso, la leva 7 tiene la forma de un tambor en el que el lado del cóndilo lateral 5 (lado exterior) tiene un diámetro mayor que el lado interior, y el puntal 13 tiene una forma en la cual la superficie que se sitúa en contacto con el puntal 13, o su superficie posterior, es una superficie que se incurva gradualmente hacia fuera que se dispone para ser ligeramente girada hacia el lado del cóndilo lateral 5. Por consiguiente, se produce un giro externo adicional de la leva 7 del componente femoral 1, cuando se sitúa en contacto con el puntal 13. Aunque no se ilustra, incrementando el diámetro exterior de la leva 7 durante la etapa final de su rotación, es posible incrementar de forma gradual el grado del giro hacia fuera (lateral) del componente femoral 1. Haciendo que el radio de curvatura de la configuración en tambor de la leva 7 sea aproximadamente el mismo que el radio de curvatura de la superficie posterior del puntal 13 en este caso incrementará el área de la superficie de contacto y de esta forma efectuará un movimiento suave así como contribuirá a reducir el desgaste.

La descripción anterior se ha expuesto para un ejemplo en el cual la leva 7 está constituida de manera que tenga un diámetro mayor sobre el lado del cóndilo lateral 5 y el puntal 13 esté dispuesto ligeramente hacia el lado del cóndilo lateral 5. Esta es una forma de realización preferente para girar el componente femoral 1 hacia fuera, pero el giro externo del cóndilo lateral 5 no está limitado a este ejemplo y puede producirse también para otros diseños.

Las Figuras 7A y 7B muestran la relación entre la leva 7 el puntal 13 en la cual se hace posible el giro hacia fuera (o lateral). En tanto en cuanto el diámetro de la leva 7 sea mayor sobre el lado del cóndilo lateral 5 (o el lado exterior), el puntal 13 puede encarar a la leva 7 para que cuadren como se muestra en la Figura 7A. Sin embargo, incluso si la leva 7 cuadra en términos de diámetro derecho e izquierdo, el lado de la superficie articular 11 al nivel de la superficie posterior del puntal 13 debe situarse hacia atrás respecto del lado de la superficie articular medial 10, esto es, el centro de la curvatura (o radio) puede ser desplazado hacia fuera como se muestra en la Figura 7B.

Así mismo, en el componente femoral 1 de la articulación artificial de la rodilla de la forma de realización mostrada de la presente invención, el cóndilo medial 4 es, de modo sustancial, uniformemente más grueso a lo largo de la entera región angular de flexión - extensión que el cóndilo lateral 5. De acuerdo con ello, la superficie articular medial 10 del componente tibial 2 es, de modo sustancial, uniformemente más delgada a lo largo de la entera región angular de flexión - extensión que la superficie articular lateral 11. Más concretamente, la periferia exterior del cóndilo medial 4 y del cóndilo lateral 5 y la superficie articular medial 10 y la superficie articular lateral 11 está graduada de tal manera que el equilibrio entre la tensión y la relación de los respectivos ligamentos colaterales no resultará destruida; la línea articular L que conecta los puntos más bajos sobre la superficie de contacto entre la superficie articular medial 10 y la superficie de contacto lateral 11 que reciben el cóndilo medial 4 y el cóndilo lateral 5, respectivamente, se ajusta para que sea más baja en la dirección medial, esto es, esté inclinada hacia dentro, en la sección transversal vertical medial - lateral.

La estructura graduada anteriormente referida puede llevarse a cabo cuando el componente femoral 1 y el componente tibial 2 estén fabricados; por consiguiente, durante la intervención quirúrgica la línea de fractura BCL del fémur se dispone en paralelo con el SEA, y la línea de fractura de la tibia se dispone en paralelo con la BCL y en perpendicular al eje de la máquina, esto es, el eje central de la tibia. En consecuencia, no se encuentran problemas quirúrgicos en la articulación artificial de la rodilla de la presente invención.

El diseño expuesto se realiza porque se ajusta a la estructura de una articulación biológica de la rodilla; y al hacer que la rodilla artificial sea la misma que la rodilla biológica, no resulta dañado el equilibrio entre tensión y relajación

ES 2 331 575 T3

del ligamento colateral, y la función de la rodilla (flexión - extensión) después de la sustitución será la misma que la de una rodilla biológica. El ángulo de inclinación hacia dentro α de la línea articular JL en este caso es el mismo que el de una articulación biológica de la rodilla en un ángulo de 1 a 10 grados, de modo preferente, de 2 a 5 grados. Además de ello, en el ejemplo mostrado, el radio de curvatura de la superficie convexa del cóndilo medial 4 es menor que el del cóndilo lateral 5; de acuerdo con ello, el radio de curvatura de la superficie cóncava de la superficie articular medial 10 es más pequeño que el de la superficie articular lateral 11.

Así mismo, en el ejemplo mostrado, tal y como se aprecia en la Figura 4, la línea de grosor máximo M obtenida mediante la conexión longitudinal de los puntos de grosor máximo del cóndilo medial 4 gira hacia fuera cuando se desplaza hacia delante y la distancia desde la línea radial máxima M' obtenida mediante la conexión longitudinal de los puntos de grosor máximo del cóndilo lateral 5 (resulta sustancialmente recta en sentido longitudinal) resulta más estrecha (como resultado de ello, como se aprecia en la Figura 5, las líneas L y L' correspondientes a estas líneas de la Figura 4 están así mismo conformadas por las superficies anticuareas medial y lateral 10 y 11). En otras palabras, se crea un diseño llamado de convergencia como se muestra en las Figuras 4 y 5. Como resultado de ello, se induce en mayor medida el giro de la tibia 8 cuando se flexiona la rodilla.

Como se aprecia a partir de lo expuesto, de acuerdo con la articulación artificial de la rodilla de la presente invención, con la configuración y el emplazamiento singulares anteriormente descritos de la leva 7 y del puntal 13, y con la configuración singular anteriormente descrita del surco intercondilar 3 y de ambas superficies articulares 10 y 11, es posible inducir la rotación durante la flexión sin destruir el equilibrio entre tensión y relajación de los ligamentos, en particular de los ligamentos laterales. En consecuencia, se efectúa un movimiento similar al de una articulación biológica de la rodilla sin ninguna incomodidad, y sin que exista ninguna reducción de la función incluso si una parte de los ligamentos es cortada durante la intervención quirúrgica; y se reduce el tiempo de la intervención y cualquier otra tensión sobre el paciente. Así mismo, cuando la línea articular JL se establece inclinada hacia dentro, es posible llevar a cabo una flexión profunda de 130 grados o más porque la rotación es más fácilmente inducida durante la flexión y extensión de la rodilla.

30

35

40

45

50

55

60

65

REIVINDICACIONES

1. Una articulación artificial de la rodilla que comprende:

5 un componente femoral (1) para ser fijado a un extremo distal de un fémur (6), y un componente tibial (2) para ser fijado a un extremo proximal de una tibia (8), soportando dicho componente tibial (2) un cóndilo medial (4) y un cóndilo lateral (5) de dicho componente femoral (1) mediante una superficie articular medial (10) y una superficie articular lateral (11) de dicho componente tibial (2), de manera que dicho componente femoral (1) y dicho componente tibial (2) están en relación de efectuar la rotación; en la que

10 dicho componente tibial (2) está provisto de un puntal (13) que tiene una superficie posterior curvada hacia fuera, estando dicho puntal dispuesto aproximadamente en un centro longitudinal entre dichas dos superficies articulares (10, 11) de manera que dicho puntal (13) está dentro de un surco intercondilar (3) el cual está conformado entre dicho cóndilo lateral (4) y dicho cóndilo lateral (5) y se extiende desde un extremo posterior hasta cerca de un extremo anterior de dicho componente femoral (1);

15 dicho componente femoral (1) está provisto de una leva (7) que está dispuesta en una porción posterior de dicho surco intercondilar (3) y se sitúa en contacto con dicha superficie posterior de dicho puntal (13) cuando dicha rotación continúa; y dicho puntal (13) y dicha leva (7) están conformados de manera que dicho componente femoral (1) está girado hacia fuera con respecto a dicho componente tibial (2) cuando dicha leva (7) se sitúa en contacto con dicho puntal (13) como resultado de dicha rotación y cuando dicha rotación se mantiene; en la que

20 dicha leva (7) está dispuesta horizontalmente dentro de dicho surco intercondilar (3) y en una configuración de tambor que está deprimida en su centro, siendo un diámetro lateral exterior de dicha leva (7) mayor que un diámetro lateral interior de ésta, **caracterizada** porque el lado de la superficie articular lateral de la superficie posterior de dicho puntal (13) está retraído con respecto a un lado de la superficie articular medial de aquélla de manera que un centro de la curvatura es desplazado hacia fuera.

25 2. La articulación artificial de la rodilla de acuerdo con la reivindicación 1, en el que la superficie lateral (3a) de dicho surco intercondilar (3) está conformada en paralelo a una línea central de dicho componente femoral (1); una superficie medial (3a) de dicho surco intercondilar (3) se incurva de forma gradual desde un extremo posterior hasta un extremo anterior de dicho surco intercondilar (3) y se sitúa más próximo a dicho lado del cóndilo lateral que empieza cerca de dicho extremo de dicha leva (7); y

30 dicho puntal (13) está constituida adoptando una configuración sustancialmente triangular visto desde arriba mediante la reducción del grosor de dichas superficies laterales desde las superficies laterales hacia una superficie anterior.

35 3. La articulación artificial de la rodilla de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 y 2, en la que un radio de curvatura de una superficie de dicha leva (7) y un radio de curvatura de una superficie posterior de dicho puntal (13) son sustancialmente los mismos.

40 4. La articulación artificial de la rodilla de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3,

45 en la que dichas superficies articulares medial y lateral (10, 11) de dicho componente tibial (2) son cóncavas en vista lateral, y una porción posterior de dicha superficie articular lateral (11) es plana.

50 5. La articulación artificial de la rodilla de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, en la que una línea articular que conecta los puntos más bajos de una superficie de contacto entre dicho cóndilo medial (4) y dicha superficie articular medial (10) y los puntos más bajos de una superficie de contacto entre dicho cóndilo lateral (5) y dicha superficie lateral (11) en una sección transversal vertical medial - lateral está inclinada en posición medial en sustancialmente el mismo ángulo a lo largo de la entera región angular de inflexión - extensión.

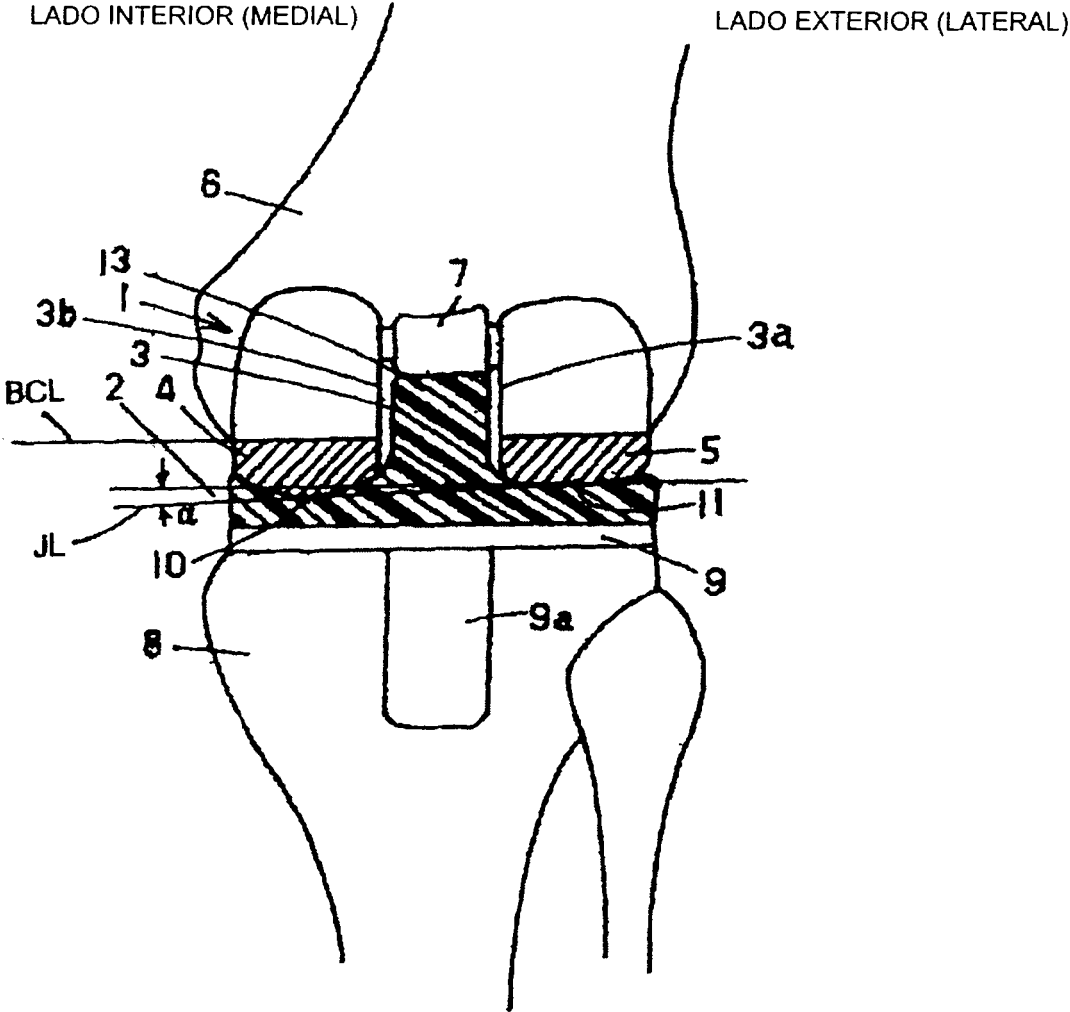
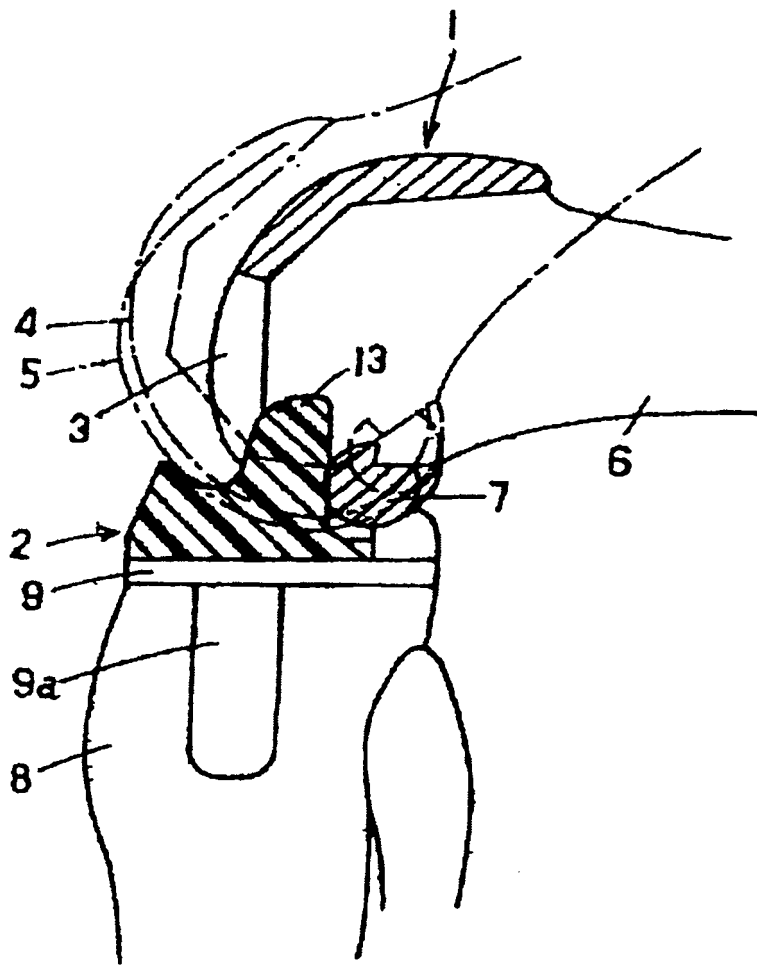


FIG. 1



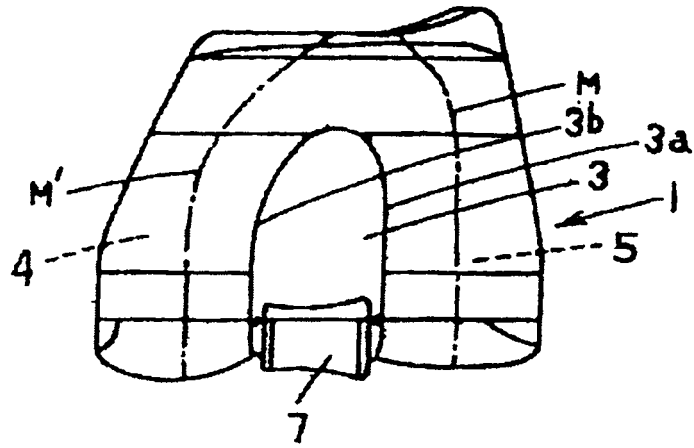


FIG. 4

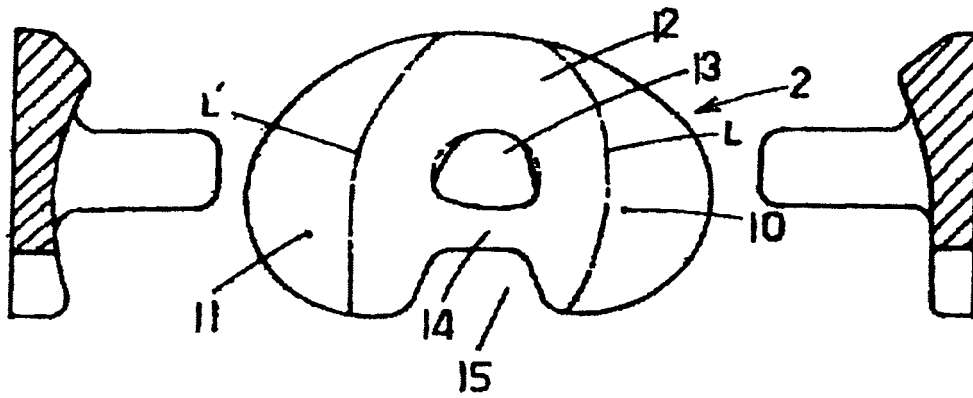


FIG. 5

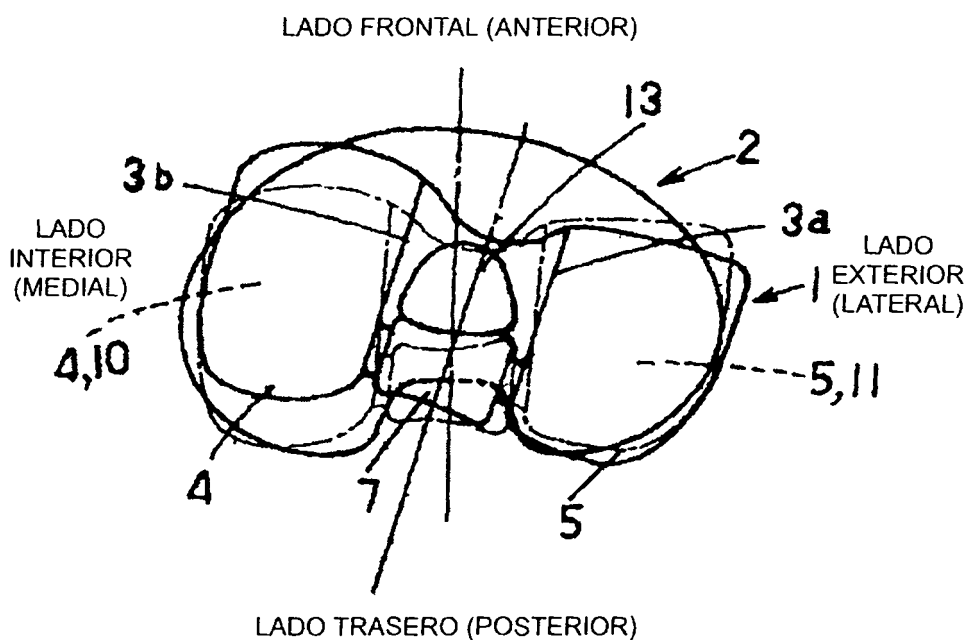


FIG. 6

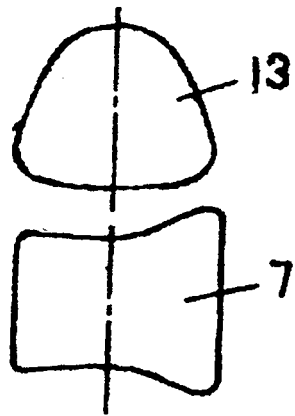


FIG. 7A

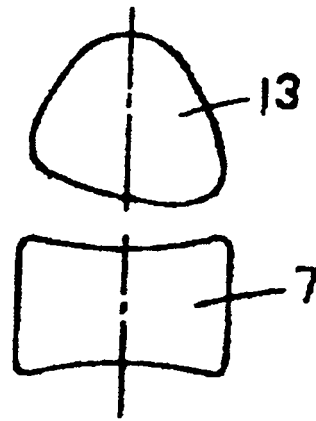


FIG. 7B