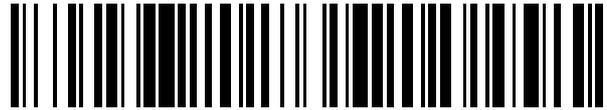


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 541 672**

51 Int. Cl.:

A61F 2/38 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **11.09.2009 E 09813689 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **08.04.2015 EP 2361061**

54 Título: **Sistemas relativos a una prótesis de rodilla capaz de conversión de una prótesis de tipo retención de cruzado a una prótesis de tipo estabilización posterior**

30 Prioridad:

12.09.2008 US 96422 P

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

23.07.2015

73 Titular/es:

**EXACTECH, INC. (100.0%)
2320 NW 66th Court
Gainesville, FL 32653, US**

72 Inventor/es:

**ANGIBAUD, LAURENT;
MAULDIN, C. MICHAEL;
GULBRANSEN, SCOTT;
COVALL, DAVID;
MABREY, JAY y
STULBERG, BERNARD**

74 Agente/Representante:

DE ELZABURU MÁRQUEZ, Alberto

ES 2 541 672 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

Sistemas relativos a una prótesis de rodilla capaz de conversión de una prótesis de tipo retención de cruzado a una prótesis de tipo estabilización posterior

Campo de la invención

- 5 La presente invención se define en la reivindicación 1 y se refiere a un sistema en el que una prótesis de rodilla es capaz de conversión desde una prótesis de tipo retención de cruzado a una prótesis de tipo estabilización posterior. La técnica anterior más cercana es el documento US5405398A, que define el preámbulo de la reivindicación 1.

Antecedentes de la invención

- 10 El debate sobre si mantener o sacrificar el ligamento cruzado posterior (de aquí en adelante, denominado a veces "PCL") ha existido en la comunidad ortopédica durante varios años, y es probable que se mantenga durante varios años más. Los implantes de rodilla con retención de cruzado (de aquí en adelante, denominados a veces "CR") permiten la retención del ligamento cruzado posterior, mientras que los implantes de rodilla con estabilización posterior (de aquí en adelante, denominados a veces "PS") disponen normalmente de un mecanismo entre el componente femoral y el inserto tibial para reproducir el rodamiento posterior (*rollback*) femoral y estabilizar la articulación de la rodilla.

- 15 Los diseños convencionales de retención de cruzado y de estabilización posterior tienen sus pros y sus contras. Por un lado, los usuarios de la técnica de retención de cruzado normalmente argumentan que el mantenimiento del ligamento cruzado posterior ayuda a la estabilidad, promueve el rodamiento femoral posterior, y reduce las fuerzas transmitidas a la interfase hueso-implante, debido a que el ligamento cruzado posterior absorbe alguna de estas fuerzas. Además, los componentes femorales de retención de cruzado normalmente no requieren el corte adicional del hueso de la zona intercondílea del fémur, lo que les hace típicamente mejores conservadores de hueso que los componentes de la estabilización posterior. Por otra parte, los usuarios de la técnica de estabilización posterior normalmente argumentan que la eliminación del ligamento cruzado posterior ayuda a corregir todas las deformidades preexistentes, reduce el desgaste del polietileno (PE), y ofrece más congruencia potencial entre los componentes femorales y tibiales.

- 20 Se cree que el mercado de prótesis de rodilla (a partir de 2008) está relativamente bien equilibrado entre los implantes de rodilla de estabilización posterior (PS) y los de retención de cruzado (CR) (véase la Fig. 1 – Segmentación del mercado de prótesis de rodilla en todo el mundo entre los implantes de rodilla CR y PS en 2002 y 2008 - 2008: 49 % de PS, 51 % de CR; 2002: 43 % de PS, 57 % de CR).

- 30 Un sistema de rodilla CR normalmente se destina a pacientes que, a juicio del médico, tienen buena reserva ósea y cuyos ligamentos proporcionan una estabilidad mediolateral, anteroposterior, y varo/valgo adecuada. Se espera que el ligamento cruzado posterior esté sano para ayudar a la estabilidad y a la cinemática de la articulación de la rodilla (véase la Fig. 2 - vistas frontal y posterior de la rodilla derecha). Sin embargo, existe el riesgo de que el ligamento cruzado posterior pierda su función más tarde y se haga deficiente, lo que podría llevar a la necesidad de revisión debido a inestabilidad y dolor. En los casos de revisión, el cirujano normalmente no tiene otra opción que sacrificar el ligamento cruzado posterior, eliminar tanto el componente femoral CR como el inserto tibial CR, e implantar un componente femoral PS y un inserto tibial PS. Este tipo de revisión se asocia típicamente con la pérdida de hueso femoral debida a la eliminación del componente femoral bien fijado, y puede ser particularmente perjudicial para el paciente. Debido a este riesgo, algunos cirujanos orientados hacia implantes de retención de cruzado han ido cambiando a implantes de estabilización posterior. La segmentación del mercado de prótesis de rodilla entre CR y PS mostrada en la Fig. 1 ilustra esta tendencia desde 2002 a 2008.

Diversas patentes relacionadas con prótesis de rodilla incluyen las siguientes:

- 45 Patente de Estados Unidos. 6.629.999, titulada Modular Joint, que fue expedida el 7 de octubre de 2003 a nombre de Serafin, Jr.
- Patente de Estados Unidos. 5.405.398, titulada Prosthetic Knee with Posterior Stabilized Femoral Component, que fue expedida el 11 de abril de 1995 a nombre de Buford, III, *et al.*
- Patente de Estados Unidos. 5.116.375, titulada Knee Prothesis, que fue expedida el 26 de mayo de 1992 a nombre de Hoffmann.
- 50 Patente de Estados Unidos. 4.309.778, titulada New Jersey Meniscal Bearing Knee Replacement, que fue expedida el 12 de enero de 1982 a nombre de Buechel *et al.*

Breve descripción de los dibujos

La Fig. 1 muestra la segmentación del mercado mundial de prótesis de rodilla entre los implantes de rodilla CR y PS en 2002 y 2008.

La Fig. 2 muestra las vistas frontal y posterior de la rodilla derecha.

5 Las figuras 3, 4, 5, 6A, 6B, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13A, 13B y 13C muestran una realización de la presente invención (que puede proporcionar un componente femoral CR que se puede convertir en un componente femoral PS mediante la adición de una leva modular durante la cirugía primaria o de revisión si es necesario).

10 Las figuras 14A y 14B muestran otra realización de la presente invención (en estas figuras 14A y 14B, la Fig. 14B es una vista que muestra cierto detalle de una porción de la Fig. 14A - en particular, como se indica por la flecha curvada que apunta desde la zona de la caja sombreada de la Fig. 14A (la zona de la caja sombreada, por supuesto, no forma parte de la prótesis) a la Fig. 14B, la Fig. 14B muestra cierto detalle de un elemento de leva modular según una realización de la presente invención).

15 Las figuras 15A, 15B y 15C muestran otra realización de la presente invención (en estas figuras. 15A, 15B y 15C, las figuras 15B y 15C son vistas que muestran cierto detalle de una porción de la Fig. 15A - en particular, como se indica por la flecha curvada que apunta desde la zona de la caja sombreada de la Fig. 15A (la zona de la caja sombreada, por supuesto, no forma parte de la prótesis) a las figuras 15B y 15C, las figuras 15B y 15C muestran cierto detalle de un elemento de leva modular según una realización de la presente invención).

20 Las figuras 16A-16F muestran otra realización de la presente invención (es de destacar que la Fig. 16B es una vista que muestra cierto detalle de una porción de la Fig. 16A - en particular, como se indica por la flecha curvada que apunta desde la zona de la caja sombreada de la Fig. 16A (la zona de la caja sombreada, por supuesto, no forma parte de la prótesis) a la Fig. 16B, la Fig. 16B muestra cierto detalle de un elemento de leva modular según una realización de la presente invención; además, las figuras 16C-16F muestran cuatro etapas a modo de ejemplo en relación con el ensamblaje de un elemento de leva modular a un componente femoral según una realización de la presente invención).

25 La Fig. 17 muestra una vista lateral de un componente femoral según una realización de la presente invención.

La Fig. 18 muestra una vista lateral en sección transversal de un componente femoral (y leva modular) según una realización de la presente invención.

La Fig. 19 muestra una vista superior de un componente femoral (y leva modular) según una realización de la presente invención.

30 La Fig. 20 muestra una vista de otra realización de la presente invención.

Aparte de estos beneficios y mejoras que han sido descritos, otros objetos y ventajas de esta invención resultarán evidentes a partir de la siguiente descripción tomada conjuntamente con las figuras adjuntas. Las figuras constituyen una parte de esta memoria descriptiva e incluyen realizaciones ilustrativas de la presente invención e ilustran diferentes objetos y características de la misma.

35 Descripción detallada de la invención

40 Se describen en esta memoria realizaciones detalladas de la presente invención; sin embargo, se debe entender que las realizaciones descritas son meramente ilustrativas de la invención que puede ser realizada en diversas formas. Además, cada uno de los ejemplos dados en conexión con las diferentes realizaciones de la invención se pretende que sean ilustrativos, y no restrictivos. Además, las figuras no están necesariamente a escala, algunas características pueden haber sido exageradas para mostrar detalles de componentes particulares (y cualquier tamaño, material y detalles similares mostrados en las figuras pretenden, por supuesto, ser ilustrativos y no restrictivos). Por lo tanto, los detalles estructurales y funcionales específicos descritos en esta memoria no se deben interpretar como limitantes, sino meramente como una base representativa para hacer conocer a los expertos en la técnica el empleo de forma variada de la presente invención.

45 En referencia ahora a las figuras 3, 4, 5, 6A-6B, 7, 8, 9, 10, 11, 12 y 13A-13C, una realización de la presente invención puede proporcionar un componente femoral CR que se puede convertir en un componente femoral PS mediante la adición de una leva modular durante la cirugía primaria o de revisión si es necesario (como resultado, en los casos de revisión, esta realización puede eliminar la necesidad de revisar el componente femoral si el ligamento cruzado posterior ha perdido su función). Este concepto de convertir un constructo cinemático de una versión CR en una versión PS es extremadamente atractivo (p. ej., este concepto debería proporcionar grandes beneficios al usuario). Varios ejemplos de la invención incluyen una prótesis de rodilla que se puede convertir de CR en PS

durante una cirugía primaria o durante una cirugía de revisión, sin necesidad de eliminar la placa base tibial del paciente y sin necesidad de eliminar el componente femoral del paciente.

Un ejemplo de una secuencia general de implantación de la prótesis de rodilla según una realización de la presente invención durante cirugías primarias y/o de revisión, puede ser como sigue:

- 5
 - Técnica quirúrgica
 - Durante un reemplazo total de rodilla, el cirujano evalúa el ligamento cruzado posterior del paciente (PCL)
 - Si el PCL funciona correctamente, el cirujano implantará un sistema de rodilla llamado de retención del cruzado (CR)
- 10
 - Implantación de la bandeja tibial (véase la Fig. 3)
 - Colocación de la prótesis de la bandeja tibial 301
 - Implantación del inserto tibial CR (véase la Fig. 4)
 - Instalación del inserto tibial CR 401 de polietileno en la bandeja tibial 301
 - Implantación del componente femoral CR (véase la Fig. 5)
 - Colocación del componente femoral 501
 - Obsérvese que el protector 503 del mecanismo de anclaje está en su lugar con el fin de evitar cualquier cemento óseo (p. ej., si el componente femoral está cementado) y/o penetración de tejido blando
- 15
 - Vista general de los componentes CR después de su implantación (véanse las figuras 6A, 6B)
 - La Fig. 6A muestra el componente femoral CR 501 a 90 grados de flexión
 - La Fig. 6B muestra el componente femoral CR 501 a 0 grados de flexión
- 20
 - Técnica quirúrgica
 - Después de la implantación de los componentes tibiales y femorales, se podría encontrar que el ligamento cruzado posterior es deficiente, lo que probablemente daría lugar a inestabilidad de la articulación de la rodilla y a dolor.
- 25
 - En este caso, el cirujano puede utilizar la versatilidad de la funcionalidad del sistema de rodilla mediante la conversión de un implante CR en un implante PS
 - Eliminación del inserto tibial CR (véase la Fig. 7)
 - Preparación de la caja intercondílea (véase la Fig. 8)
 - Escariado de la caja intercondílea utilizando un casquillo guía 801 aplicado directamente al componente femoral implantado (en un ejemplo, un casquillo guía de tamaño específico puede recibir el escariador que preparará la caja intercondílea)
- 30
 - Eliminación del protector (véase la Fig. 9)
 - Eliminación del protector del mecanismo de anclaje 503 del componente femoral 501
- 35
 - Implantación de la leva modular (véase la Fig. 10)
 - Alineamiento de la leva modular 1001 con el mecanismo de anclaje femoral (dispuesto sobre el componente femoral 501) y ensamblaje de la leva modular 1001 con el componente femoral 501 (utilizando el impactador de leva modular 1003)
 - Implantación de la leva modular (véase la Fig. 11)
 - La leva modular 1001 se muestra aquí ensamblada con el componente femoral 501
- 40

- Implantación del inserto tibial PS (véase la Fig. 12)
 - Instalación del inserto tibial PS 1201 de polietileno en la bandeja tibial 301
- Vista general de los componentes PS (incluyendo el inserto tibial PS 1201 de polietileno y el componente femoral 501 con la leva modular ensamblada 1001) después de la conversión (véanse las figuras 13A-13C)

5 En otras realizaciones de la presente invención se pueden proporcionar diferentes tipos de fijación de la leva modular al componente femoral.

10 En un ejemplo, una leva modular 1403 se puede fijar a ambos cóndilos 1401A, 1401B de un componente femoral 1401 utilizando, p. ej., los tornillos de bloqueo 1405A, 1405B (véanse las figuras 14A y 14B). En este ejemplo, girando los tornillos de bloqueo 1405A y 1405B en la etapa 1 (de tal manera que los tornillos de bloqueo 1405A y 1405B se muevan hacia dentro en la dirección de las flechas adyacentes a los tornillos de bloqueo) se desplazan los pasadores de bloqueo 1407A y 1407B en la etapa 2 (de tal manera que el pasador de bloqueo 1407A se mueve hacia el exterior, hacia el cóndilo femoral 1401A en la dirección de la flecha adyacente al pasador de bloqueo 1407A y de tal modo que el pasador de bloqueo 1407B se mueve hacia el exterior, hacia el cóndilo femoral 1401B en la dirección de la flecha adyacente al pasador de bloqueo 1407B). Esta acción completa así la impactación y el anclaje de la leva modular con el componente femoral.

15 En otro ejemplo, una leva modular 1503 se puede fijar a ambos cóndilos 1501A, 1501B de un componente femoral 1501 utilizando, p. ej., pasadores de bloqueo accionados por resorte 1505A, 1505B (véanse las figuras 15A, 15B y 15C). En este ejemplo, la leva modular puede ser empaquetada (p. ej., antes de la esterilización) de tal modo que un soporte 1502 (p. ej., en forma de una abrazadera o similar) mantenga los pasadores de bloqueo accionados por resorte 1505A, 1505B en posición adyacente uno de otro (véase la Fig. 15B). En el momento de la operación, el cirujano sólo necesita eliminar el soporte 1502 (véase la etapa 1 en la Fig. 15B que muestra la separación del soporte 1502 a lo largo de la dirección de la flecha adyacente al mismo). La eliminación del soporte 1502 libera después los pasadores de bloqueo 1505A, 1505B accionados por resorte (véase la etapa 2 de la Fig. 15C que muestra la desviación hacia el exterior del pasador de bloqueo accionado por resorte 1505A a lo largo de la dirección de la flecha adyacente al mismo y la desviación hacia el exterior del pasador de bloqueo 1505B accionado por resorte a lo largo de la dirección de la flecha adyacente al mismo). Naturalmente, la separación del soporte 1502 se puede hacer mientras la leva modular 1503 está colocada entre los cóndilos 1501A, 1501B de tal manera que los pasadores de bloqueo 1505A, 1505B accionados por resorte desviados hacia el exterior anclan la leva modular 1503 colocada en el componente femoral 1501. En este ejemplo, cada uno de los pasadores de bloqueo accionados por resorte 1505A, 1505B pueden ser desviados hacia el exterior bajo el efecto de uno o más resortes (véanse, p. ej., los resortes 1506A, 1506B). En otros ejemplos, se puede usar cualquier mecanismo o mecanismos de desviación deseados.

20 En otro ejemplo, se puede fijar una leva modular a un cóndilo del componente femoral (véanse las figuras 16A-16F, que muestran la leva modular 1603 fijada a un cóndilo 1601A del componente femoral 1601 - por supuesto, la leva modular puede estar fijada a cualquier cóndilo, según se desee). Más particularmente, como se ve por ejemplo en las figuras 16A y 16B (que muestran una vista desde arriba y una vista en sección transversal desde arriba, respectivamente) la leva modular 1603 puede tener una porción con una configuración de cola de milano que se desliza dentro y se acopla con una configuración correspondiente de cola de milano provista sobre el cóndilo 1601A del componente femoral 1601. Además, como se ve por ejemplo en las figuras 16C-16F, se pueden utilizar las cuatro etapas siguientes cuando se fija la leva modular 1603 al componente femoral 1601: (1) colocar la leva modular 1603 entre los cóndilos 1601A, 1601B; enganchar la leva modular 1603 dentro de la cola de milano estrechada del cóndilo 1601A; impactar la leva modular 1603 a lo largo de la cola de milano estrechada del cóndilo 1601A; y separar los clips que sujetan el pasador de bloqueo 1603A - véase la Fig. 16B (el pasador de bloqueo 1603A puede ser desviado entonces hacia el exterior (p. ej., desviado por uno o más resortes o similares) para anclar la leva modular 1603 al cóndilo 1601A. En este ejemplo, la leva modular está fijada a un cóndilo del componente femoral. En otro ejemplo, la leva modular puede estar fijada a ambos cóndilos del componente femoral (p. ej., tendiendo un puente entre los dos cóndilos). En otro ejemplo, el pasador de bloqueo 1603A puede ser atornillado hacia el interior para anclar la leva modular 1603 al cóndilo 1601A (se puede proveer un orificio perfecto en una superficie exterior de la leva modular para permitir que un destornillador o similar pueda hacer girar el pasador de bloqueo para este fin).

25 En otro ejemplo, se proporciona una prótesis (p. ej., para implantación en un paciente), que comprende: un componente femoral (véase, p. ej., el componente femoral 1601 de las figuras 16A-16F), en donde el componente femoral comprende un primer cóndilo (véase, p. ej., el cóndilo 1601A de las figuras 16A-16F) y un segundo cóndilo (véase, p. ej., el cóndilo 1601B de las figuras 16A-16F), en donde el primer cóndilo y el segundo cóndilo están dispuestos separados uno de otro de tal manera que hay un espacio entre el primer cóndilo y el segundo cóndilo, en donde el primer cóndilo comprende al menos una primera superficie generalmente frente al segundo cóndilo a través del espacio entre el primer cóndilo y el segundo cóndilo (véase, p. ej., la superficie adyacente a la leva modular 1603

- montada de las figuras 16A-16F); un primer mecanismo de fijación (véase, p. ej., la porción hembra de la junta de cola de milano vista en la Fig.16B) asociado con la primera superficie del primer cóndilo; y un mecanismo de estabilización (véase, p. ej., la leva modular 1603 de las figuras 16A-16F), en donde el mecanismo de estabilización comprende un segundo mecanismo de fijación (véase, p. ej., la porción macho de la junta de cola de milano vista en la Fig. 16B); en donde el mecanismo de estabilización se fija al primer cóndilo a través de un acoplamiento entre el primer mecanismo de fijación asociado con la primera superficie del primer cóndilo y el segundo mecanismo de fijación del mecanismo de estabilización; y en donde el mecanismo de estabilización se fija al primer cóndilo desde una posición en el espacio entre el primer cóndilo y el segundo cóndilo (véanse, p. ej., las figuras. 16A-16F).
- 5 En un ejemplo, el primer cóndilo puede ser un cóndilo izquierdo y el segundo cóndilo puede ser un cóndilo derecho.
- 10 En otro ejemplo, el primer cóndilo puede ser un cóndilo derecho y el segundo cóndilo puede ser un cóndilo izquierdo.
- En otro ejemplo, el primer mecanismo de fijación puede comprender una porción hembra de una junta de cola de milano (véase, p. ej., la articulación de cola de milano mostrada en la Fig. 16B).
- En otro ejemplo, el primer mecanismo de fijación puede comprender una porción macho de una junta de cola de milano.
- 15 En otro ejemplo, el segundo mecanismo de fijación puede comprender una porción hembra de una junta de cola de milano.
- En otro ejemplo, el segundo mecanismo de fijación puede comprender una porción macho de una junta de cola de milano (véase, p. ej., la junta de cola de milano mostrada en la Fig. 16B).
- 20 En otro ejemplo, el primer mecanismo de fijación puede comprender un pasador de bloqueo y el segundo mecanismo de fijación puede comprender un orificio para recibir el pasador de bloqueo.
- En otro ejemplo, el pasador de bloqueo puede ser desviado hacia el orificio mediante al menos un resorte.
- En otro ejemplo, el segundo mecanismo de fijación puede comprender un pasador de bloqueo (véase, p. ej., el pasador de bloqueo 1603A de la Fig. 16B) y el primer mecanismo de fijación puede comprender un orificio para recibir el pasador de bloqueo (véase, p. ej., la Fig. 16B).
- 25 En otro ejemplo, el pasador de bloqueo se puede desviar hacia el orificio mediante al menos un resorte.
- En otro ejemplo, el primer mecanismo de fijación puede estar en la primera superficie del primer cóndilo.
- En otro ejemplo, el primer mecanismo de fijación puede estar bajo la primera superficie del primer cóndilo.
- En otro ejemplo, el mecanismo de estabilización puede comprender una leva (véase, p. ej., la leva modular 1603 de las figuras 16A-16F).
- 30 En otro ejemplo, el mecanismo de estabilización se puede fijar de manera desmontable al primer cóndilo.
- En otro ejemplo, el mecanismo de estabilización se puede fijar esencialmente de manera permanente al primer cóndilo.
- En otro ejemplo, el mecanismo de estabilización puede estabilizar el componente femoral mediante interconexión con una característica correspondiente en un inserto tibial adyacente al componente femoral (véanse, p. ej., las figuras 12 y 13A-13C).
- 35 En otro ejemplo, el inserto tibial se dispone sobre una bandeja tibial (véanse, p. ej., las figuras 12 y 13A- 13C).
- En otro ejemplo, cuando el mecanismo de estabilización se fija al primer cóndilo desde una posición en el espacio entre el primer cóndilo y el segundo cóndilo el mecanismo de estabilización puede estar dispuesto totalmente en el espacio entre el primer cóndilo y el segundo cóndilo (véanse, p. ej., las figuras 16A-16F).
- 40 En otro ejemplo, cuando el mecanismo de estabilización se fija al primer cóndilo desde una posición en el espacio entre el primer cóndilo y el segundo cóndilo el mecanismo de estabilización puede estar dispuesto al menos parcialmente en el espacio entre el primer cóndilo y el segundo cóndilo (véanse, p. ej., las figuras 16A-16F).
- En otro ejemplo, la leva puede tener un perfil de leva (véase, p. ej., el perfil de la leva modular 1803 de la Fig. 18).
- 45 En otro ejemplo, el perfil de leva puede estar en un plano sagital (véase, p. ej., el perfil de la leva modular 1803 de la Fig. 18).

En otro ejemplo, el primer cóndilo puede tener un espesor anteroposterior en una línea central con relación a un eje mediolateral del primer cóndilo entre aproximadamente 6 mm y 10 mm (véase, p. ej., la Fig. 19).

En otro ejemplo, el primer cóndilo puede tener un espesor anteroposterior en una línea central con relación a un eje mediolateral del primer cóndilo de aproximadamente 8 mm (véase, p. ej., la Fig. 19).

5 En otro ejemplo, la prótesis puede comprender además un elemento protector (véase, p. ej., 503 de la Fig. 5) configurado para proteger el primer mecanismo de fijación. En otro ejemplo, el elemento protector puede ser desmontable. En otro ejemplo, el elemento protector puede proteger la integridad del primer mecanismo de fijación. En otro ejemplo, el elemento protector puede proteger el primer mecanismo de fijación del cemento óseo y/o de la penetración de tejido blando.

10 En otra realización de la presente invención, se proporciona una prótesis (p. ej., para implantación en un paciente), que comprende: un componente femoral (véase, p. ej., el componente femoral 1401 de las figuras 14A-14B o el componente femoral 1501 de las figuras 15A-15C), en donde el componente femoral comprende un primer cóndilo (véase, p. ej., el cóndilo 1401A de las figuras 14A-14B o el cóndilo 1501A de las figuras 15A-15C) y un segundo cóndilo (véase, p. ej., el cóndilo 1401B de las figuras 14A-14B o el cóndilo 1501B de las figuras 15A-15C), en donde
 15 el primer cóndilo y el segundo cóndilo están dispuestos separados uno de otro de tal manera que hay un espacio entre el primer cóndilo y el segundo cóndilo, en donde el primer cóndilo comprende al menos una primera superficie generalmente frente al segundo cóndilo a través del espacio entre el primer cóndilo y el segundo cóndilo y en donde el segundo cóndilo comprende al menos una segunda superficie generalmente frente al primer cóndilo a través del espacio entre el primer cóndilo y el segundo cóndilo (véase, p. ej., la Fig. 14A o la Fig. 15A); un primer mecanismo de fijación asociado con la primera superficie del primer cóndilo; un segundo mecanismo de fijación asociado con la segunda superficie del segundo cóndilo; y un mecanismo de estabilización (véase, p. ej., la leva modular 1403 de las figuras 14A-14B o la leva modular 1503 de las figuras 15A-15C), en donde el mecanismo de estabilización comprende un tercer mecanismo de fijación (véase, p. ej., el pasador de bloqueo 1407A de la Fig. 14B o el pasador de bloqueo 1505A de las figuras 15B-15C) y un cuarto mecanismo de fijación (véase, p. ej., el pasador de bloqueo 1407B de la Fig. 14B o el pasador de bloqueo 1505B de las figuras 15B-15C - en un ejemplo, cada primero y segundo mecanismo de fijación correspondiente puede comprender un orificio de recepción o similar para cada uno de los pasadores de bloqueo mencionados antes); en donde el mecanismo de estabilización se fija al primer cóndilo a través de un acoplamiento entre el primer mecanismo de fijación asociado con la primera superficie del primer cóndilo y el tercer mecanismo de fijación del mecanismo de estabilización; en donde el mecanismo de estabilización se fija al segundo cóndilo a través de un acoplamiento entre el segundo mecanismo de fijación asociado con la segunda superficie del segundo cóndilo y el cuarto mecanismo de fijación del mecanismo de estabilización; y en donde el mecanismo de estabilización se fija al primer cóndilo y al segundo cóndilo desde una posición en el espacio entre el primer cóndilo y el segundo cóndilo (véanse, p. ej., las figuras 14A y 15A).

En un ejemplo, el primer cóndilo puede ser un cóndilo izquierdo y el segundo cóndilo puede ser un cóndilo derecho.

35 En otro ejemplo, el primer cóndilo puede ser un cóndilo derecho y el segundo cóndilo puede ser un cóndilo izquierdo.

En otro ejemplo, cada primer mecanismo de fijación, cada segundo mecanismo de fijación, cada tercer mecanismo de fijación y cada cuarto mecanismo de fijación, pueden comprender una porción de una junta de cola de milano seleccionada del grupo que consiste en: una porción hembra de una junta de cola de milano; y una porción macho de una junta de cola de milano (véase, p. ej., la junta de cola de milano que se muestra en la Fig. 16B).

40 En otro ejemplo, el primer mecanismo de fijación puede comprender un primer pasador de bloqueo, el tercer mecanismo de fijación puede comprender un primer orificio para recibir el primer pasador de bloqueo, el segundo mecanismo de fijación puede comprender un segundo pasador de bloqueo y el cuarto mecanismo de fijación puede comprender un segundo orificio para recibir el segundo pasador de bloqueo.

45 En otro ejemplo, el primer pasador de bloqueo se puede desviar hacia el primer orificio mediante al menos un primer resorte y el segundo pasador de bloqueo se puede desviar hacia el segundo orificio mediante al menos un segundo resorte.

50 En otro ejemplo, el tercer mecanismo de fijación puede comprender un primer pasador de bloqueo (véase, p. ej., el pasador de bloqueo 1407A de las figuras 14A-14B o el pasador de bloqueo 1505A de las figuras 15A-15C), el primer mecanismo de fijación puede comprender un primer orificio para recibir el primer pasador de bloqueo, el cuarto mecanismo de fijación puede comprender un segundo pasador de bloqueo (véase, p. ej., el pasador de bloqueo 1407B de las figuras 14A-14B o el pasador de bloqueo 1505B de las figuras 15A-15C) y el segundo mecanismo de fijación puede comprender un segundo orificio para recibir el segundo pasador de bloqueo.

55 En otro ejemplo, el primer pasador de bloqueo se puede desviar hacia el primer orificio mediante al menos un primer resorte y el segundo pasador de bloqueo se puede desviar hacia el segundo orificio mediante al menos un segundo resorte.

En otro ejemplo, el primer mecanismo de fijación puede estar en la primera superficie del primer cóndilo.

En otro ejemplo, el primer mecanismo de fijación puede estar bajo la primera superficie del primer cóndilo.

En otro ejemplo, el segundo mecanismo de fijación puede estar en la segunda superficie del segundo cóndilo.

En otro ejemplo, el segundo mecanismo de fijación puede estar bajo la segunda superficie del segundo cóndilo.

- 5 En otro ejemplo, el mecanismo de estabilización puede comprender una leva (véase, p. ej., la leva modular 1403 de las figuras 14A-14B o la leva modular 1503 de las figuras 15A-15C).

En otro ejemplo, el mecanismo de estabilización se puede fijar de manera desmontable al primer cóndilo y al segundo cóndilo.

- 10 En otro ejemplo, el mecanismo de estabilización se puede fijar esencialmente de manera permanente al primer cóndilo y al segundo cóndilo.

En otro ejemplo, el mecanismo de estabilización puede estabilizar el componente femoral mediante interconexión con una característica correspondiente en un inserto tibial adyacente al componente femoral, véanse, p. ej., las Figs. 12 y 13A-13C).

- 15 En otro ejemplo, el inserto tibial puede estar dispuesto sobre una bandeja tibial (véanse, p. ej., las figuras 12 y 13A-13C).

En otro ejemplo, cuando el mecanismo de estabilización se fija al primer cóndilo y al segundo cóndilo desde una posición en el espacio entre el primer cóndilo y el segundo cóndilo el mecanismo de estabilización puede estar dispuesto totalmente en el espacio entre el primer cóndilo y el segundo cóndilo (véanse, p. ej., Figs. 14A y 15A).

- 20 En otro ejemplo, cuando el mecanismo de estabilización se fija al primer cóndilo y al segundo cóndilo desde una posición en el espacio entre el primer cóndilo y el segundo cóndilo el mecanismo de estabilización puede estar dispuesto al menos parcialmente en el espacio entre el primer cóndilo y el segundo cóndilo (véanse, p. ej., las figuras 14A y 15A).

En otro ejemplo, la leva puede tener un perfil de leva (véase, p. ej., el perfil de la leva modular 1803 de la Fig. 18).

- 25 En otro ejemplo, el perfil de leva puede estar en un plano sagital (véase, p. ej., el perfil de la leva modular 1803 de la Fig. 18).

En otro ejemplo, el primer cóndilo puede tener un espesor anteroposterior en una línea central con relación a un eje mediolateral del primer cóndilo entre aproximadamente 6 mm y 10 mm y el segundo cóndilo puede tener un espesor anteroposterior en una línea central con relación a un eje mediolateral del segundo cóndilo entre aproximadamente 6 mm y 10 mm (véase, p. ej., la Fig. 19).

- 30 En otro ejemplo, el primer cóndilo puede tener un espesor anteroposterior en una línea central con relación a un eje mediolateral del primer cóndilo de alrededor de 8 mm y el segundo cóndilo puede tener un espesor anteroposterior en una línea central con relación a un eje mediolateral del segundo cóndilo de aproximadamente 8 mm (véase, p. ej., la Fig. 19).

- 35 En otro ejemplo, la prótesis puede comprender además un primer elemento protector (véase, p. ej., 503 de la Fig. 5) configurado para proteger el primer mecanismo de fijación y un segundo elemento protector (véase, p. ej., 503 de la Fig. 5) configurado para proteger el segundo mecanismo de fijación. En otro ejemplo, el primer elemento protector puede ser desmontable. En otro ejemplo, el segundo elemento protector puede ser desmontable. En otro ejemplo, el primer elemento protector puede proteger la integridad del primer mecanismo de fijación. En otro ejemplo, el segundo elemento protector puede proteger la integridad del segundo mecanismo de fijación. En otro ejemplo, el primer elemento protector puede proteger el primer mecanismo de fijación del cemento óseo y/o de la penetración de tejido blando. En otro ejemplo, el segundo elemento protector puede proteger el segundo mecanismo de fijación del cemento óseo y/o la penetración de tejido blando.

- 45 Un método para modificar una prótesis implantada en un paciente puede comprender: implantar una bandeja tibial (véase, p. ej., la bandeja tibial 301 de las figuras 3, 4, 5, 6A-6B, 7, 8, 9, 10, 11, 12 y 13A-13C); instalar un inserto tibial de retención de cruzado sobre la bandeja tibial (véase, p. ej., el inserto tibial 401 de las figuras 4, 5, 6A- 6B); implantar un componente femoral de retención de cruzado (véase, p. ej., el componente femoral 501 de las figuras 5, 6A- 6B, 7, 8, 9, 10, 11, 12 y 13A-13C); eliminar el inserto tibial de retención de cruzado 401; escariar una caja intercondílea en el hueso del paciente (véase, p. ej., la Fig. 10); instalar al menos un mecanismo de estabilización en el componente femoral de retención de cruzado implantado para convertir en un componente femoral de estabilización posterior (véase, p. ej., la leva modular 1001 (que actúa como un mecanismo de estabilización) de las

- 50

figuras 13A-13C; e instalar un inserto tibial de estabilización posterior sobre la bandeja tibial (véase, p. ej., el inserto tibial 1201 de las Figs. 12 y 13A-13C).

En un ejemplo, la etapa de implantación de la bandeja tibial puede comprender preparar un hueso tibial del paciente para recibir la bandeja tibial.

5 En otro ejemplo, la etapa de implantación de la bandeja tibial puede comprender la cementación de la bandeja tibial con el hueso tibial del paciente (por supuesto, si se desea, la bandeja tibial se puede implantar sin utilizar cemento).

En otro ejemplo, la etapa de instalar el inserto tibial de retención de cruzado sobre la bandeja tibial puede comprender el anclaje que se puede desmontar del inserto tibial de retención de cruzado a la bandeja tibial.

10 En otro ejemplo, la etapa de implantar el componente femoral de retención de cruzado puede comprender la preparación de un hueso del fémur del paciente para recibir el componente femoral de retención de cruzado.

En otro ejemplo, la etapa de implantar el componente femoral de retención de cruzado puede comprender cementar el componente femoral de retención de cruzado al hueso fémur del paciente (por supuesto, si se desea, el componente femoral puede ser implantado sin utilizar cemento).

15 En otro ejemplo, la etapa de eliminar el inserto tibial de retención de cruzado puede comprender la eliminación del inserto tibial de retención de cruzado sin retirar la bandeja tibial implantada.

En otro ejemplo, la etapa de eliminar el inserto tibial de retención de cruzado puede comprender la eliminación del inserto tibial de retención de cruzado sin quitar el componente femoral de retención de cruzado implantado.

20 En otro ejemplo, la etapa de eliminar el inserto tibial de retención de cruzado puede comprender la eliminación del inserto tibial de retención de cruzado sin eliminar ni la bandeja tibial implantada ni el componente femoral que retiene el cruzado implantado.

En otro ejemplo, las etapas se pueden llevar a cabo en el orden citado.

25 En otro ejemplo de una técnica quirúrgica según una realización de la presente invención, no se implanta una bandeja tibial. Por ejemplo, en el momento de la reducción de prueba, el cirujano decidirá si los componentes CR o PS necesitan ser implantados. Si se necesita el PS, entonces el cirujano fijará la leva modular al componente femoral en ese momento, fuera del cuerpo del paciente (p. ej., sobre la tabla posterior).

30 En otro ejemplo, diversas realizaciones de la presente invención pueden proporcionar una reducción en el inventario requerido. En este aspecto, se cree que un hospital maneja normalmente un inventario completo de componentes femorales CR izquierdos y derechos y de componentes femorales PS izquierdos y derechos. En diversas realizaciones de la presente invención, sólo se necesitan los componentes femorales CR izquierdos y derechos y la leva o levas modulares correspondientes para llevar a cabo cirugías para indicaciones de ambos tipos CR y PS (por ejemplo, en el caso de la indicación CR, sería utilizado un componente femoral CR, mientras que en el caso de la indicación PS, se debería montar una leva modular en un componente femoral CR para convertir el componente femoral CR en un componente femoral PS).

35 En otra realización de la presente invención puede que no sea necesaria una resección significativa del fémur posterior.

En otra realización de la presente invención puede que no sea necesario hacer la inserción de la leva modular desde el lado del componente femoral - una zona típicamente de bastante difícil acceso durante la cirugía.

En otra realización de la presente invención, el perfil de la leva puede proporcionar una cinemática beneficiosa.

En otra realización de la presente invención, la prótesis puede ser una prótesis de rodilla de cojinete meniscal.

40 En otra realización de la presente invención, la prótesis puede ser una prótesis de rodilla distinta de una prótesis de rodilla de cojinete meniscal.

En otra realización de la presente invención, puede que el cirujano no necesite preparar un corte grande de caja intercondílea en el momento de la cirugía primaria en caso de que sea necesaria una revisión más tarde.

45 En otra realización de la presente invención, en caso de revisión puede ser provisto el intercambio del inserto tibial original de tipo retención de cruzado por un inserto tibial de tipo estabilización posterior (es decir, uno de los componentes puede ser extraído).

En otra realización de la presente invención se puede proporcionar una conversión suave de un sistema de rodilla CR a un sistema de rodilla PS.

En otra realización de la presente invención, el sistema de rodilla CR puede que no comprometa la función con el fin de estar preparado para la posibilidad remota de una revisión.

- 5 En otra realización de la presente invención, los cortes de hueso requeridos pueden conservar tanta cantidad de hueso del paciente como sea posible.

En otra realización de la presente invención en caso de una cirugía de revisión, la conversión puede ser sencilla.

- 10 Como se describe en esta memoria, diversas realizaciones de la presente invención proporcionan la conversión de un sistema de rodilla CR en un sistema de rodilla PS sin eliminar la placa base tibial ni el componente femoral del paciente.

Además, como se describe en esta memoria, diversas realizaciones de la presente invención proporcionan un componente femoral CR que puede recibir una leva modular, y como resultado se puede convertir en un componente femoral PS.

- 15 Además, como se describe en esta memoria, diversas realizaciones de la presente invención proporcionan la conversión de una rodilla CR en una rodilla PS sin intercambiar ciertos componentes (p. ej., los componentes fijados al hueso).

- 20 Además, como se describe en esta memoria, diversas realizaciones de la presente invención proporcionan un protector (p. ej., hecho de plástico) para proteger el mecanismo o mecanismos de bloqueo localizados en el componente femoral de la intrusión de tejido blando y/o de la intrusión de cemento óseo, cuando no se utiliza una leva modular.

Además, como se describe en esta memoria, diversas realizaciones de la presente invención proporcionan la revisión del componente femoral en el caso de deficiencia del ligamento cruzado posterior.

- 25 Un método quirúrgico puede comprender: implantar una bandeja tibial; instalar un inserto tibial de retención de cruzado sobre la bandeja tibial; implantar un componente femoral de retención de cruzado; eliminar el inserto tibial de retención de cruzado; escariar la caja intercondílea (esto es, el hueso); instalar al menos un mecanismo de estabilización (p. ej., una leva modular) sobre el componente femoral de retención de cruzado implantado para convertirlo en un componente femoral de estabilización posterior; instalar un inserto tibial de estabilización posterior sobre la bandeja tibial.

- 30 En otro ejemplo, se instala un mecanismo de estabilización (p. ej., una leva modular) en un componente femoral mediante la fijación al componente femoral desde una ubicación entre los dos cóndilos - véanse, p. ej., las figuras 14A-14B, 15A-15C y 16A-16F con respecto a esta ubicación entre los cóndilos (esta ubicación contrasta con una ubicación en una posición exterior de los cóndilos, es decir, desde un lado de un cóndilo más alejado del otro cóndilo). En un ejemplo, el mecanismo de estabilización se fija a un cóndilo; en otro ejemplo, el mecanismo de estabilización se fija a ambos cóndilos (p. ej., tendiendo un puente entre los cóndilos).

- 35 En otro ejemplo, puede estar provisto un componente femoral que no requiere en su implantación inicial el corte de hueso de una caja o similar, que puede no ser utilizada.

- 40 En otra realización de la presente invención, un elemento de leva modular se puede montar en un componente femoral de una manera intracondílea (a diferencia, por ejemplo, de ser montada a través de los cóndilos de un lado exterior o del otro). En un ejemplo específico, un elemento de leva modular se puede montar en un componente femoral en una zona interior de un cóndilo del componente femoral. En otro ejemplo específico, un elemento de leva modular se puede montar en un componente femoral en zonas interiores de dos cóndilos (p. ej., izquierdo y derecho) del componente femoral.

- 45 Haciendo referencia ahora a la Fig. 17, esta figura muestra una vista lateral de un componente femoral 1701 según una realización de la presente invención (en este ejemplo, el componente femoral 1701 incluye el tetón 1709 (p. ej., sobre una superficie distal), por ejemplo, para ayudar en la estabilización; en otro ejemplo, el componente femoral puede que no utilice un tetón de este tipo - con preferencia la estabilización puede ser ayudada mediante "salientes" del cóndilo como se expone más adelante. En otro ejemplo, se pueden proporcionar tanto un tetón como los "salientes" del cóndilo.

- 50 Es de destacar que, el concepto de fijar un componente modular (p. ej., la leva modular) entre los dos cóndilos femorales permite (en este ejemplo) mantener un espesor relativamente pequeño de los cóndilos posteriores (por ejemplo, en la línea central (en relación con el eje M-L) de cada uno de los cóndilos - véase, p. ej., la línea central C1 y la línea central C2 mostradas en la Fig. 19). En un ejemplo, el espesor (véase, p. ej., la dimensión A a lo largo del

eje A-P en la Fig. 17 y las dimensiones A y B a lo largo del eje A-P en la Fig. 19 - en un ejemplo, las dimensiones A y B pueden ser esencialmente iguales) puede estar en el intervalo entre aproximadamente 6 mm-10 mm. En un ejemplo más específico, el espesor (véase, p. ej., la dimensión A a lo largo del eje A-P en la Fig. 17 y las dimensiones A y B a lo largo del eje A-P en la Fig. 19 - en un ejemplo, las dimensiones A y B pueden ser esencialmente iguales) puede ser aproximadamente 8 mm. En este aspecto, los cóndilos posteriores más delgados pueden minimizar la eliminación de hueso.

Haciendo referencia ahora a la Fig. 18, esta figura muestra una vista en sección transversal lateral de un componente femoral 1801 (y la leva modular 1803) según una realización de la presente invención.

Como se ve, en un ejemplo, el elemento modular (p. ej., una leva modular) puede presentar un perfil de leva deseado (p. ej., no circular en sección transversal) con el fin de interactuar con la apófisis espinosa del inserto tibial (en un ejemplo, el elemento modular puede comprender un perfil de leva con el fin de lograr un rodamiento posterior óptimo en flexión). En otro ejemplo, el perfil de la leva puede estar en un plano sagital. En otro ejemplo, el elemento modular no está (en este ejemplo) ensamblado por atornillado, lo que permite que el elemento modular sea colocado y orientado con precisión (véase, p. ej., la Fig. 18).

Haciendo referencia ahora una vez más a la Fig. 19, se ve que el cóndilo 1901A puede incluir un "saliente" 1910A (que se extiende en la dimensión X en el eje M-L) y que el cóndilo 1901B puede incluir un "saliente" 1910B (que se extiende en la dimensión Y en el eje M-L). En un ejemplo, X e Y pueden ser esencialmente iguales. En otro ejemplo, dichos "salientes" 1910A, 1910B provistos sobre el componente femoral 1901 pueden estar convenientemente diseñados para estabilizar el componente femoral (p. ej., a lo largo del eje M-L). En otro ejemplo, dichos "salientes" 1910A, 1910B provistos sobre el componente femoral 1901 pueden estar convenientemente diseñados para estabilizar el componente femoral (p. ej., a lo largo del eje M-L) de tal manera que puede no ser necesario un tetón (véase, p. ej., el tetón 1709 de la Fig. 17).

Haciendo referencia ahora a la Fig. 20, se muestra otra vista de "salientes" del cóndilo, según una realización de la presente invención. Más particularmente, se ve que esta figura muestra la bandeja tibial 2301, el inserto tibial 2401 y el componente femoral 2501 (incluyendo el cóndilo 2501A, "saliente" del cóndilo 2503A, cóndilo 2501B y "saliente" del cóndilo 2503B). Como se ha mencionado antes, en un ejemplo, dichos "salientes" provistos en el componente femoral pueden estar convenientemente diseñados para estabilizar el componente femoral (p. ej., a lo largo del eje M-L). En otro ejemplo, dichos "salientes" provistos en el componente femoral pueden estar convenientemente diseñados para estabilizar el componente femoral (p. ej., a lo largo del eje M-L) de tal manera que puede no ser necesario un tetón (véase, por ejemplo, el tetón 1709 de la Fig. 17).

En otro ejemplo, una leva modular está esencialmente anclada o fijada de modo permanente a uno o más cóndilos del componente femoral (en donde "de modo permanente" se refiere a estar anclada o fijada de tal manera que su eliminación no destructiva sería difícil o imposible).

En otro ejemplo, uno o más componentes se pueden envasar en uno o más kits (p. ej., un tipo de kit con un componente femoral CR, inserto tibial CR y una bandeja tibial y otro tipo de kit con una leva modular (para la conversión de un componente femoral CR en un componente femoral PS) y un inserto tibial PS).

En otro ejemplo, el mecanismo de estabilización (p. ej., la leva modular) se puede fijar al componente femoral desde cualquier dirección deseada (p. ej., desde la parte superior del componente femoral, desde la parte inferior del componente femoral, desde la parte frontal del componente femoral o desde la parte posterior del componente femoral).

Aunque se han descrito una serie de realizaciones/ejemplos de la presente invención, se entiende que estas realizaciones/ejemplos son solamente ilustrativos, y no restrictivos, y que muchas modificaciones pueden ser evidentes para los expertos en la técnica. Por ejemplo, cualquier elemento descrito en la presente memoria se puede proporcionar en cualquier tamaño deseado (p. ej., cualquier elemento descrito en la presente memoria se puede proporcionar en cualquier tamaño personalizado deseado o cualquier elemento descrito en la presente memoria se puede proporcionar en cualquier tamaño deseado seleccionado de una "familia" de tamaños, tales como pequeño, mediano, grande). Además, uno o más de los componentes pueden estar hechos de cualquiera de los siguientes materiales: (a) cualquier material biocompatible (cuyo material biocompatible puede ser tratado para permitir el crecimiento hacia dentro del hueso superficial o para prohibir el crecimiento hacia dentro del hueso superficial - dependiendo del deseo del cirujano); (b) un plástico; (c) una fibra; (d) un polímero; (e) un metal (un metal puro tal como titanio y/o una aleación tal como Ti-Al-Nb, Ti-6Al-4V, acero inoxidable); (f) cualquier combinación de los mismos. Aún más, cualquier constructo de metal puede ser una construcción de metal hecha a máquina. Más aún, se puede utilizar cualquier número de proyecciones (p. ej., tal como para la fijación inicial formando un enlace con cemento y/o tal como para la fijación suplementaria formando un enlace con el cemento) con una prótesis dada. Más aún, cualquier número de características hembra que aumenten el manto de cemento se pueden utilizar con una prótesis dada. Más aún, cualquier número de características macho que pudieran excavar en el hueso, de

manera que la fijación inicial/suplementaria pueda ser mejorada se pueden utilizar con una prótesis dada. Más aún, se puede utilizar cualquier número de tornillos para hueso (p. ej., tales como para la fijación inicial y/o tales como para la fijación suplementaria) con una prótesis dada. Más aún, cualquiera de los componentes descritos en la presente memoria se puede combinar con cualquier otro de los componentes descritos en la presente memoria. Todavía más, todas las etapas descritas en esta memoria se pueden llevar a cabo en cualquier orden deseado (y se pueden añadir etapas adicionales como se desee y/o cualquier etapa puede ser eliminada si se desea).

5

REIVINDICACIONES

1. Una prótesis, que comprende: un componente femoral (1501), en donde el componente femoral (1501) comprende un primer cóndilo (1501A) y un segundo cóndilo (1501B), en donde el primer cóndilo (1501A) y el segundo cóndilo (1501B) están dispuestos separados uno de otro de tal manera que hay un espacio entre el primer cóndilo (1501A) y el segundo cóndilo (1501B), en donde el primer cóndilo (1501A) comprende al menos una primera superficie generalmente frente al segundo cóndilo (1501B) a través del espacio entre el primer cóndilo (1501A) y el segundo cóndilo (1501B) y en donde el segundo cóndilo (1501B) comprende al menos una segunda superficie generalmente frente al primer cóndilo (1501A) a través del espacio entre el primer cóndilo (1501A) y el segundo cóndilo (1501B); un primer mecanismo de fijación asociado con la primera superficie del primer cóndilo (1501A); un segundo mecanismo de fijación asociado con la segunda superficie del segundo cóndilo (1501B); y un mecanismo de estabilización modular (1503), en donde el mecanismo de estabilización modular (1503) comprende un tercer mecanismo de fijación y un cuarto mecanismo de fijación; en donde el mecanismo de estabilización modular (1503) está configurado para fijarse al primer cóndilo (1501A) del componente femoral (1501) a través de un acoplamiento entre el primer mecanismo de fijación asociado con la primera superficie del primer cóndilo (1501A) y el tercer mecanismo de fijación del mecanismo de estabilización modular (1503); en donde el mecanismo de estabilización modular (1503) está configurado para fijarse al segundo cóndilo (1501B) del componente femoral (1501) a través de un acoplamiento entre el segundo mecanismo de fijación asociado con la segunda superficie del segundo cóndilo (1501B) y el cuarto mecanismo de fijación del mecanismo de estabilización modular (1503); y en donde el mecanismo de estabilización modular (1503) se fija al primer cóndilo (1501A) y al segundo cóndilo (1501B) del componente femoral (1501) desde una posición en el espacio entre el primer cóndilo (1501A) y el segundo cóndilo (1501B), caracterizada por que se ancla de manera permanente con cada uno del primer cóndilo y del segundo cóndilo cuando se fija a los mismos..
2. La prótesis de la reivindicación 1, en donde el primer mecanismo de fijación comprende un primer pasador de bloqueo (1505A), el tercer mecanismo de fijación comprende un primer orificio para recibir el primer pasador de bloqueo (1505A), el segundo mecanismo de fijación comprende un segundo pasador de bloqueo (1505B) y el cuarto mecanismo de fijación comprende un segundo orificio para recibir el segundo pasador de bloqueo (1505B).
3. La prótesis de la reivindicación 1, en donde el tercer mecanismo de fijación comprende un primer pasador de bloqueo (1505A), el primer mecanismo de fijación comprende un primer orificio para recibir el primer pasador de bloqueo (1505A), el cuarto mecanismo de fijación comprende un segundo pasador de bloqueo (1505B) y el segundo mecanismo de fijación comprende un segundo orificio para recibir el segundo pasador de bloqueo (1505B).
4. La prótesis de la reivindicación 2 o reivindicación 3, en donde el primer pasador de bloqueo (1505A) se desvía hacia el primer orificio mediante al menos un primer resorte (1506A) y el segundo pasador de bloqueo (1505B) se desvía hacia el segundo orificio mediante al menos un segundo resorte (1506B).
5. La prótesis de la reivindicación 1, en donde el primer mecanismo de fijación está en la primera superficie del primer cóndilo (1501A); y/o en donde el segundo mecanismo de fijación está en la segunda superficie del segundo cóndilo (1501B).
6. La prótesis de la reivindicación 1, en donde el mecanismo de estabilización modular (1503) comprende una leva.
7. La prótesis de la reivindicación 1, en donde el mecanismo de estabilización modular (1503) estabiliza el componente femoral (1501) mediante interconexión con una característica correspondiente en un inserto tibial adyacente al componente femoral (1501).
8. La prótesis de la reivindicación 7, en donde el inserto tibial está dispuesto sobre una bandeja tibial.
9. La prótesis de la reivindicación 1, en donde cuando el mecanismo de estabilización modular (1503) se fija al primer cóndilo (1501A) y al segundo cóndilo (1501B) desde una posición en el espacio entre el primer cóndilo (1501A) y el segundo cóndilo (1501B) el mecanismo de estabilización modular (1503) está dispuesto enteramente en el espacio entre el primer cóndilo (1501A) y el segundo cóndilo (1501B) o en donde cuando el mecanismo de estabilización modular (1503) se fija al primer cóndilo (1501A) y al segundo cóndilo (1501B) desde una posición en el espacio entre el primer cóndilo (1501A) y el segundo cóndilo (1501B) el mecanismo de estabilización modular (1503) está dispuesto al menos parcialmente en el espacio entre el primer cóndilo (1501A) y el segundo cóndilo (1501B).
10. La prótesis de la reivindicación 6, en donde la leva tiene un perfil de leva y en donde opcionalmente el perfil de la leva está en un plano sagital.
11. La prótesis de la reivindicación 1, en donde el primer cóndilo (1501A) tiene un espesor anteroposterior en una línea central con relación a un eje mediolateral del primer cóndilo (1501A) entre aproximadamente 6 mm y 10 mm y

en donde el segundo cóndilo (1501B) tiene un espesor anteroposterior en una línea central con relación a un eje mediolateral del segundo cóndilo (1501B) entre aproximadamente 6 mm y 10 mm.

5 12. La prótesis de la reivindicación 11, en donde el primer cóndilo (1501A) tiene un espesor anteroposterior en una línea central con relación a un eje mediolateral del primer cóndilo (1501A) de aproximadamente 8 mm y en donde el segundo cóndilo (1501B) tiene un espesor anteroposterior en una línea central con relación a un eje mediolateral del segundo cóndilo (1501B) de aproximadamente 8 mm.

13. La prótesis de la reivindicación 1, que comprende además un primer elemento protector (503) configurado para proteger el primer mecanismo de fijación y un segundo elemento protector (503) configurado para proteger el segundo mecanismo de fijación.

10

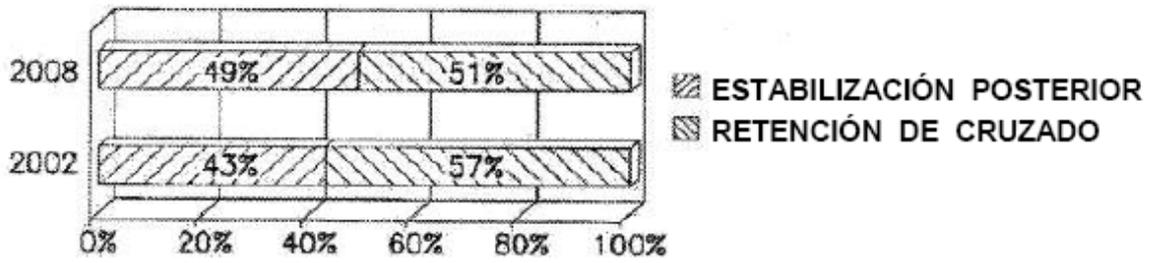


Fig.1

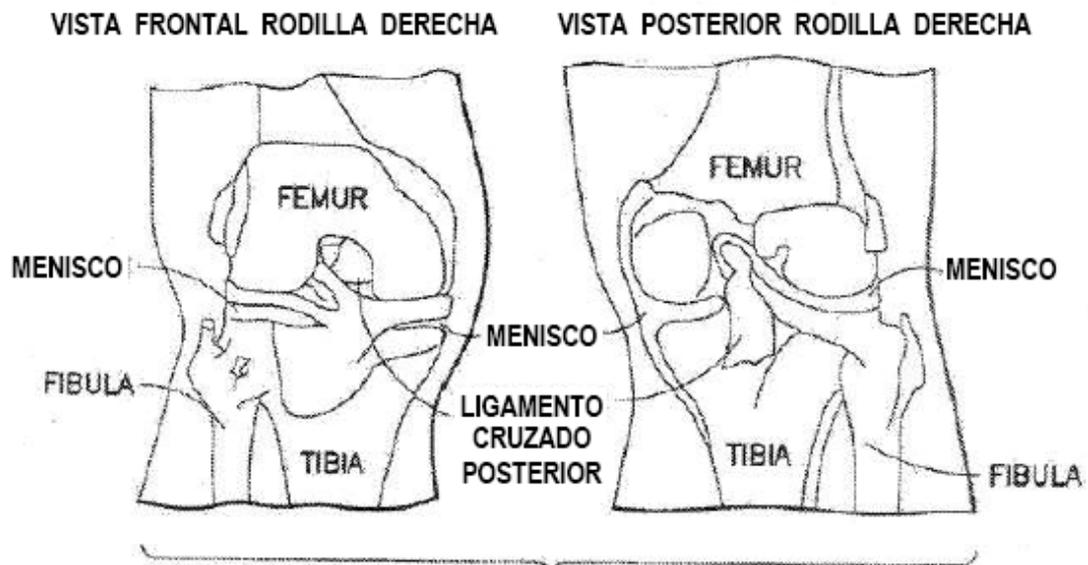


Fig.2

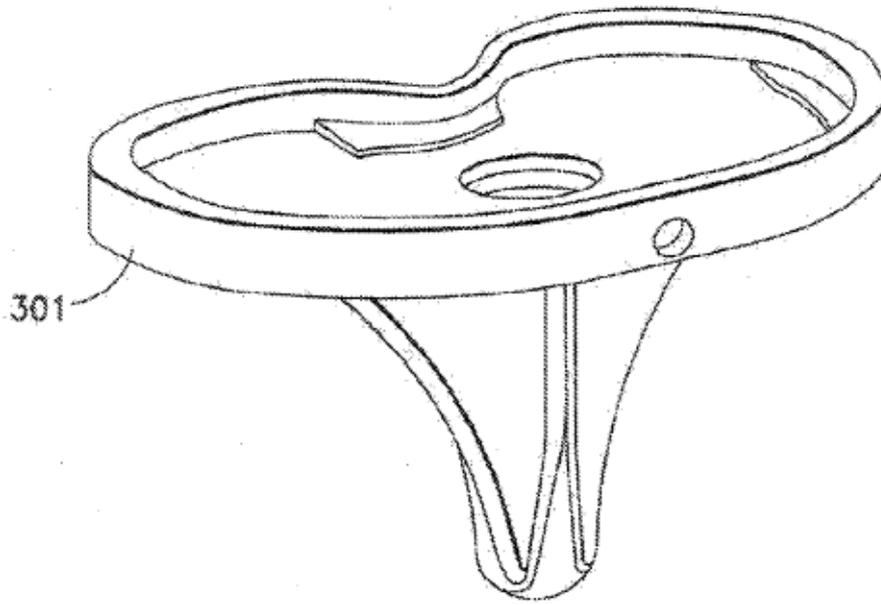


Fig.3

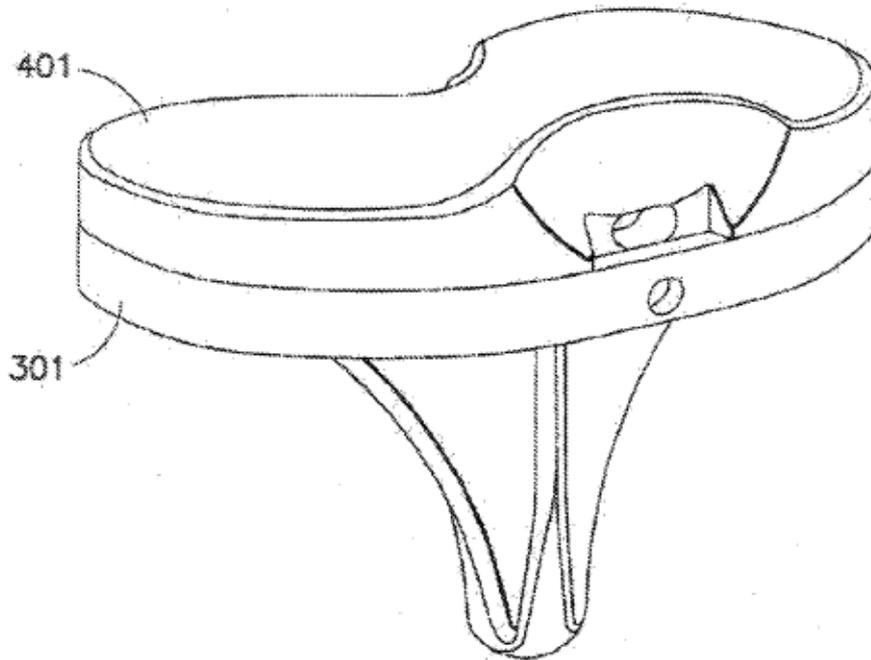


Fig.4

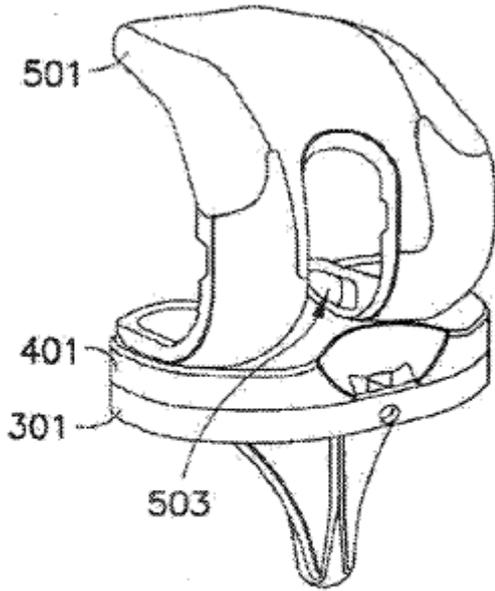


Fig. 5

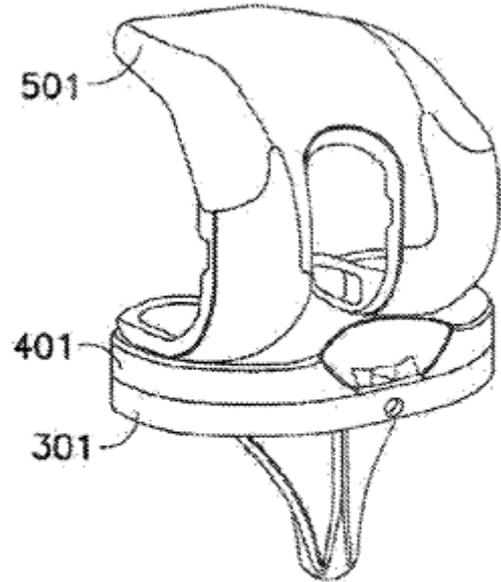


Fig. 6A

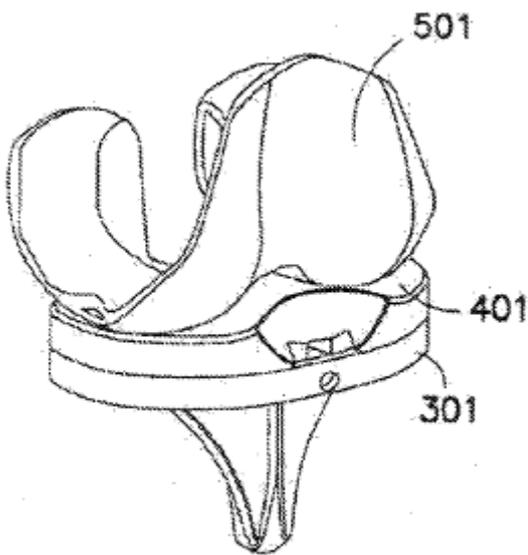


Fig. 6B

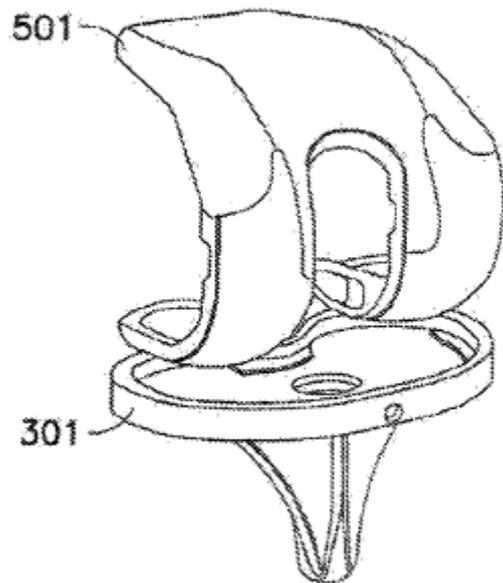


Fig. 7

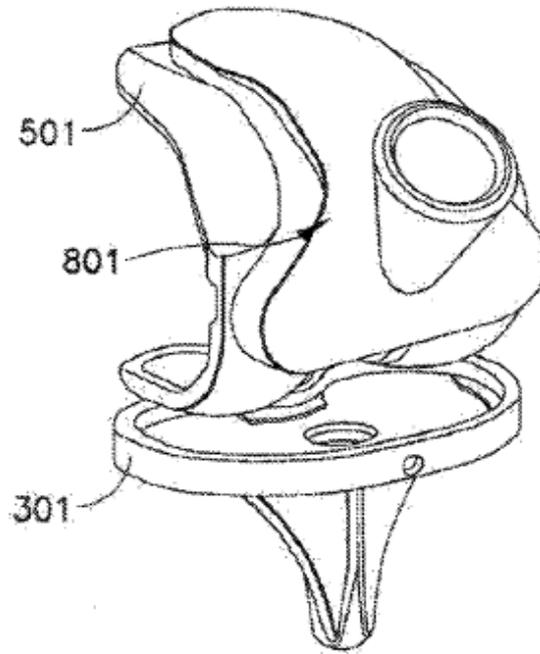


Fig.8

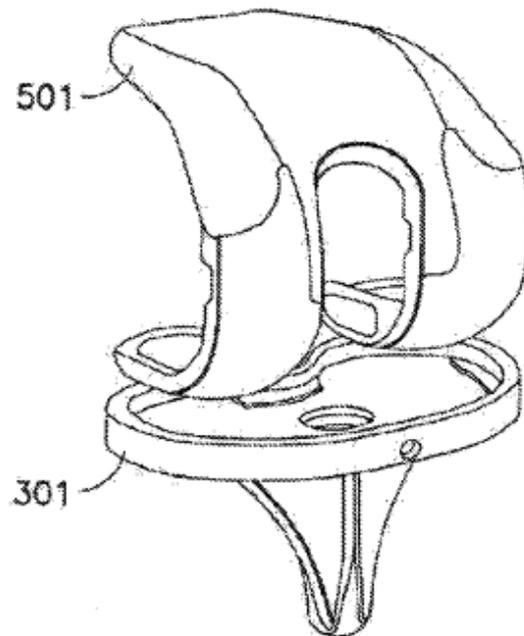


Fig.9

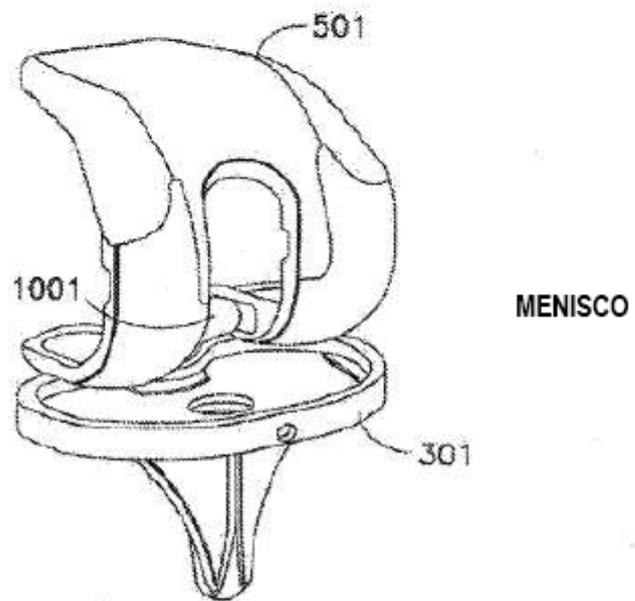
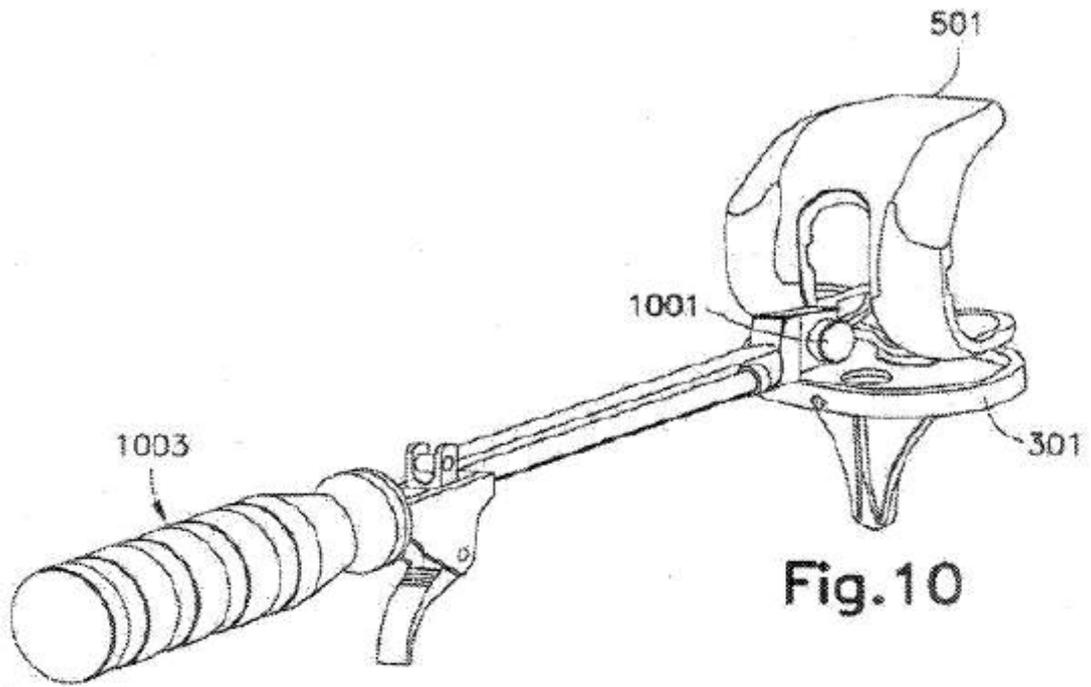


Fig. 11

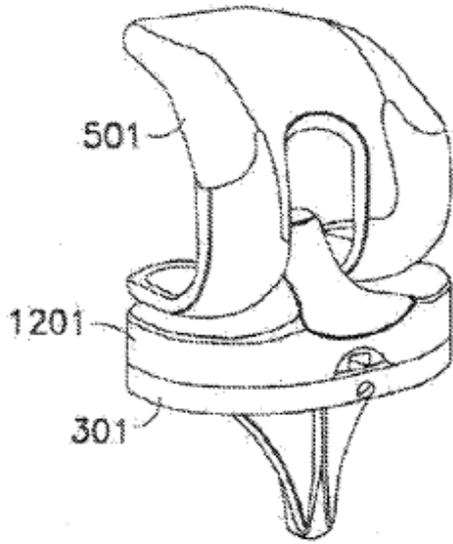


Fig. 12

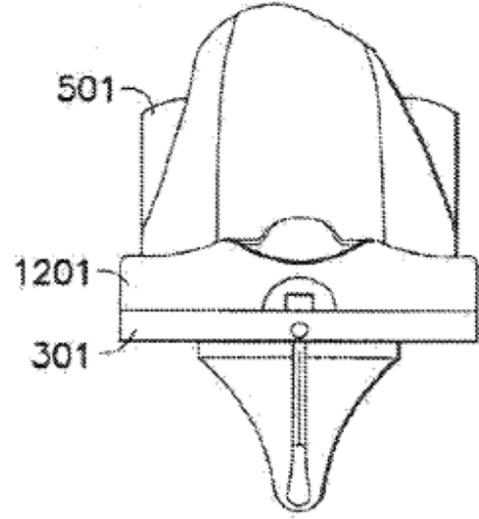


Fig. 13A

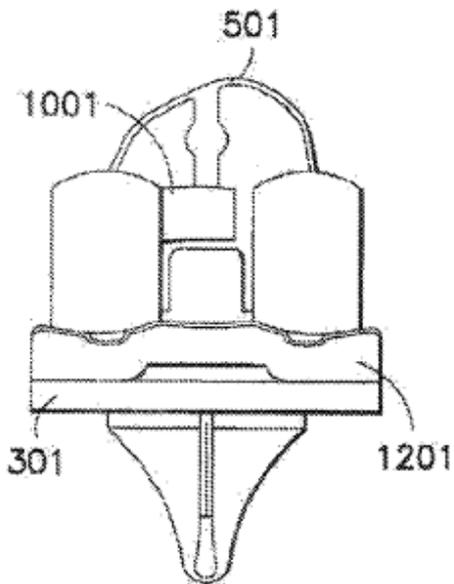


Fig. 13B

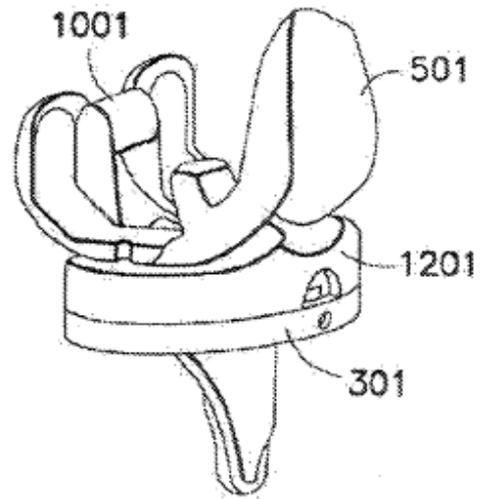
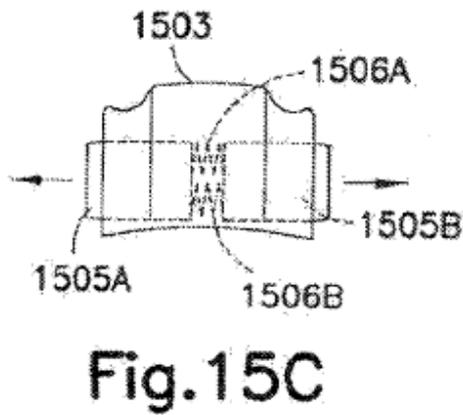
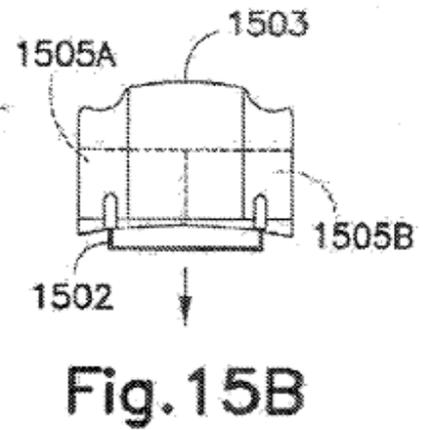
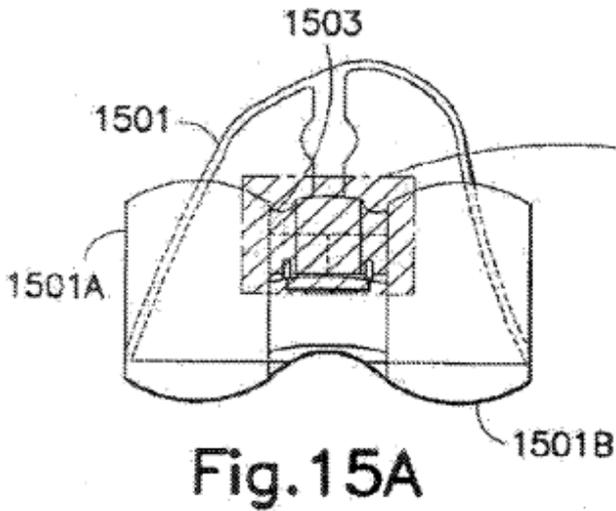
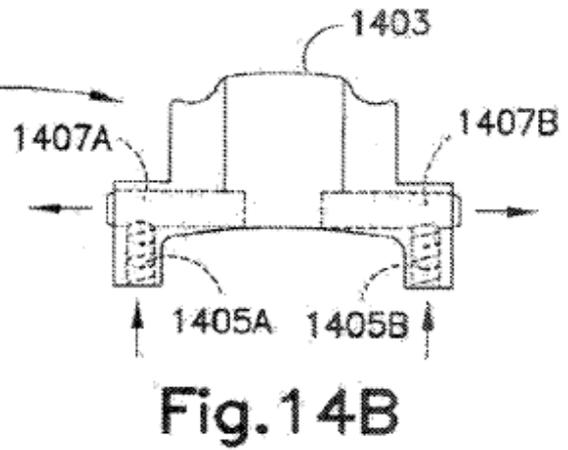
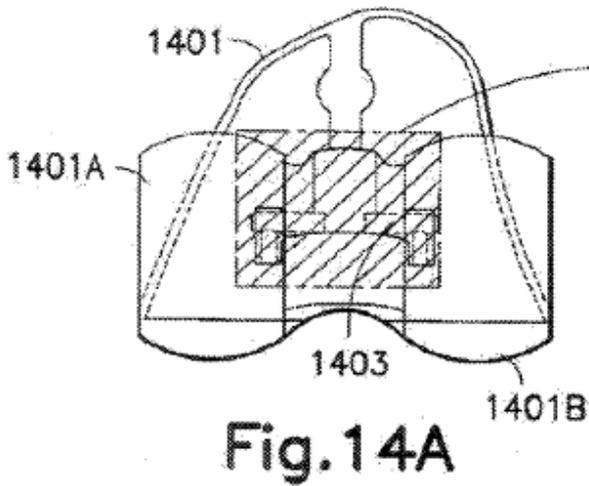


Fig. 13C



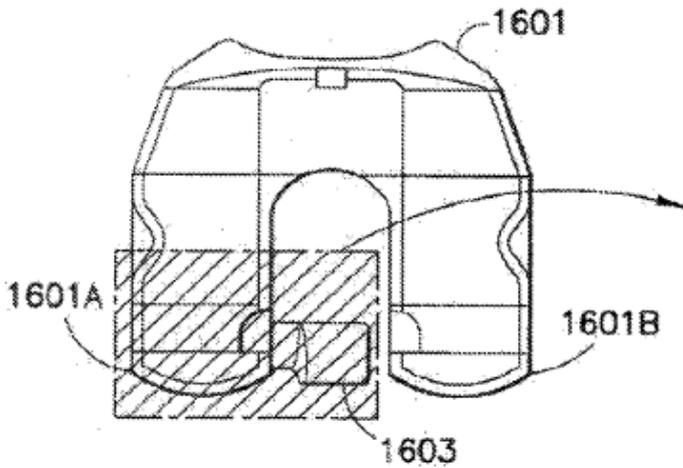


Fig. 16A

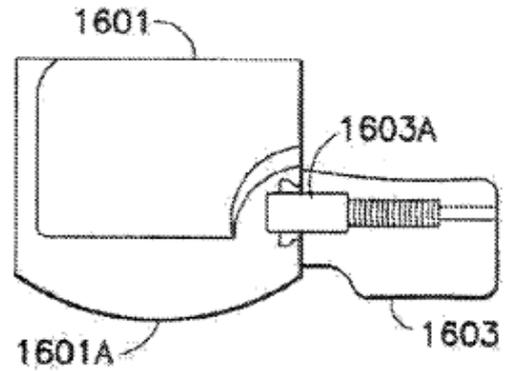


Fig. 16B

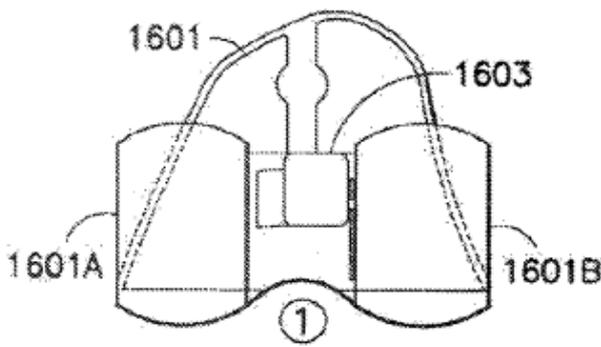


Fig. 16C

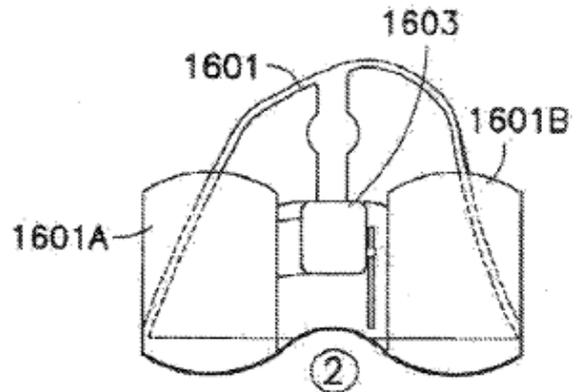


Fig. 16D

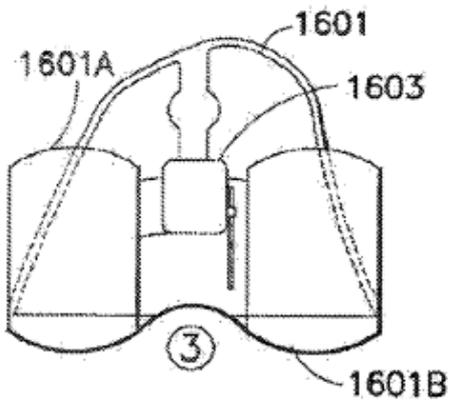


Fig. 16E

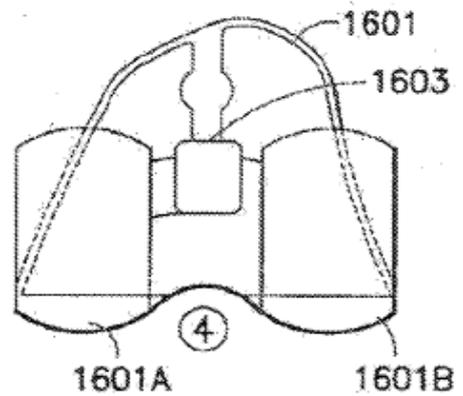


Fig. 16F

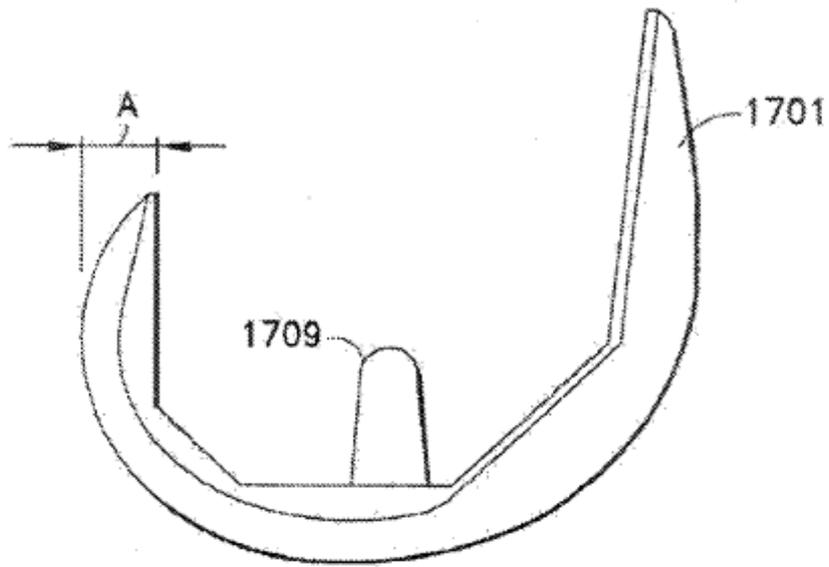


Fig. 17

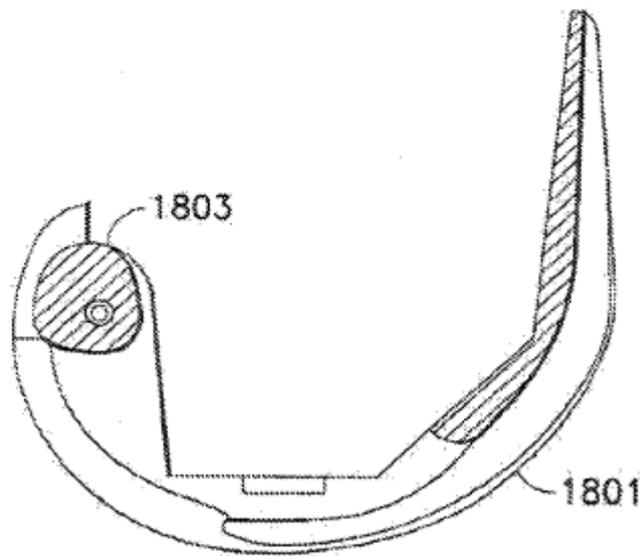


Fig. 18

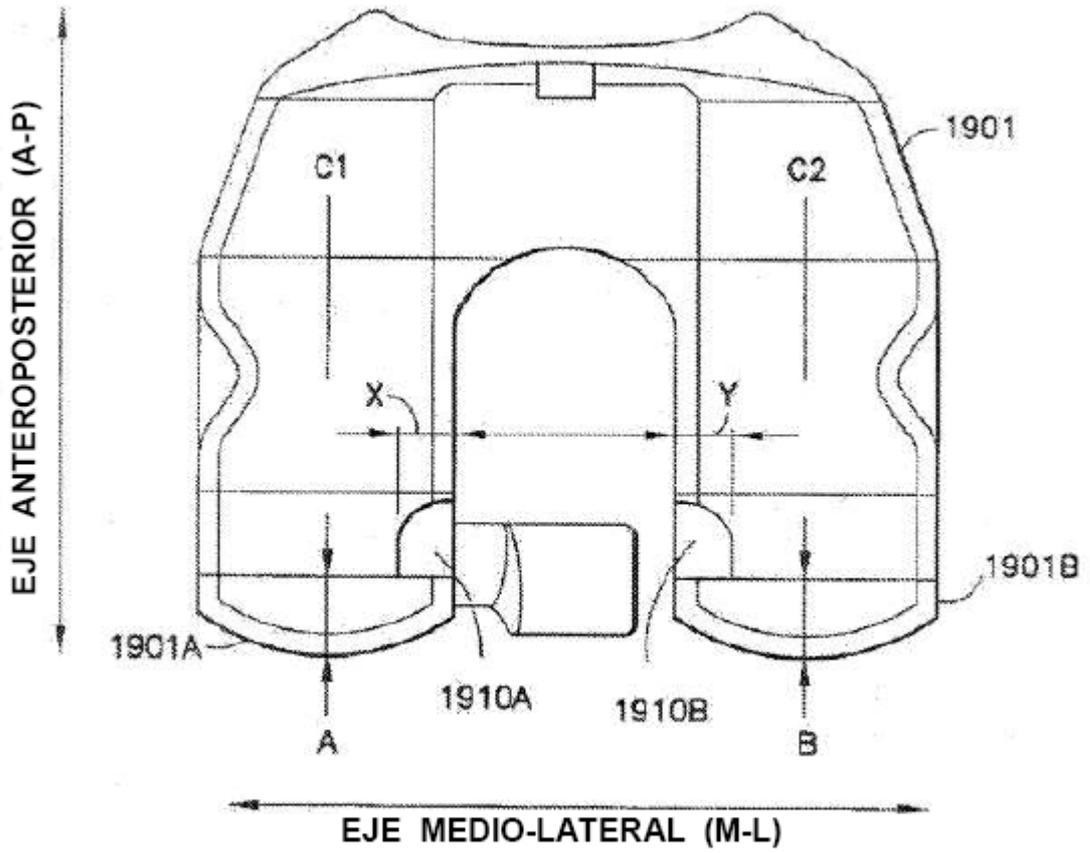


Fig.19

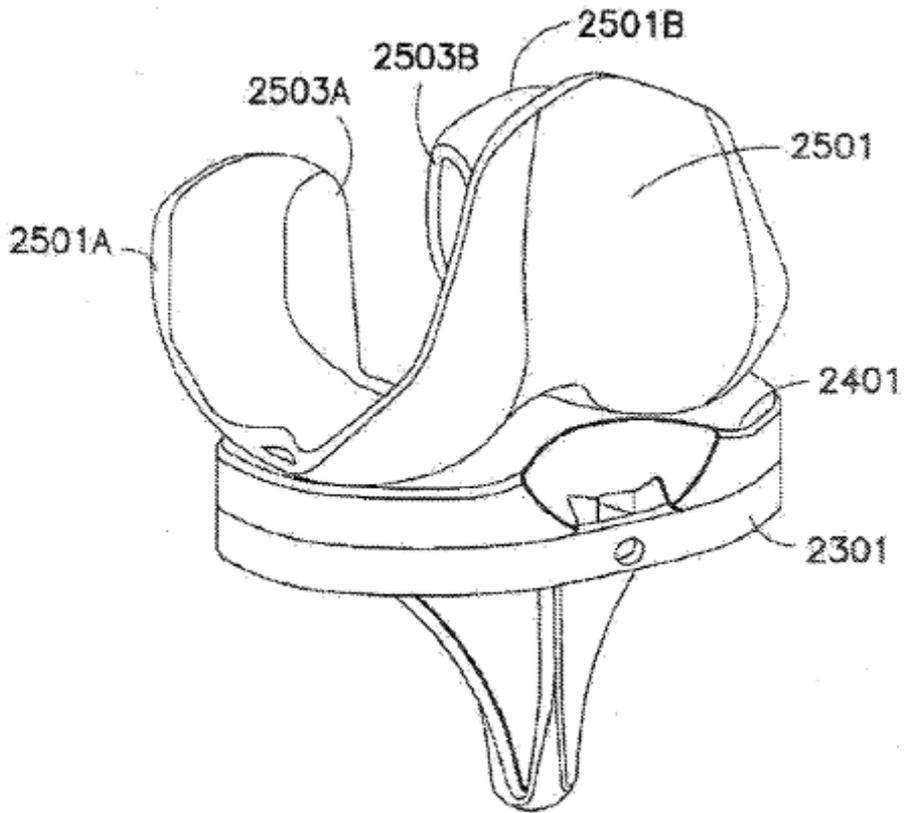


Fig.20