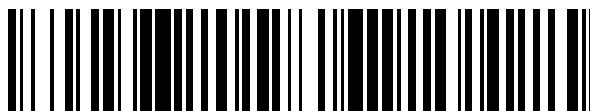


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 527 748**

51 Int. Cl.:

A61F 2/38

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **07.11.2006** **E 06851320 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **15.10.2014** **EP 1945147**

54 Título: **Sistema de montaje para mejorar la fijación de un implante a un hueso**

30 Prioridad:

07.11.2005 US 734181 P

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

29.01.2015

73 Titular/es:

**EXACTECH, INC. (100.0%)
2320 N.W. 66TH COURT
GAINESVILLE, FL 32653, US**

72 Inventor/es:

ANGIBAUD, LAURENT

74 Agente/Representante:

DE ELZABURU MÁRQUEZ, Alberto

ES 2 527 748 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

Sistema de montaje para mejorar la fijación de un implante a un hueso

Campo de la invención

5 La presente invención se refiere a un sistema de montaje para mejorar la fijación de un implante a un hueso. Es decir, la presente invención se refiere generalmente al campo de la ortopedia.

Diversas realizaciones de la presente invención se refieren al reemplazo (total o parcialmente) de una articulación.

En un ejemplo (ejemplo que está destinado a ser ilustrativo y no limitativo), la presente invención proporciona un sistema modular con diferentes mecanismos de anclaje destinados a una fijación optimizada de un implante de articulación en el hueso (de tal manera que la fijación "optimizada" puede ser como se desea por un cirujano).

10 Tal como se utilizan en esta memoria, los términos y expresiones "medio", "en posición media" y otros similares tienen el significado de pertenencia a la mitad, en o hacia la mitad, y/o cerca de la mitad del cuerpo cuando se está de pie y erguido. Y a la inversa, los términos "lateral", "lateralmente" y otras similares se utilizan en esta memoria de manera opuesta al medio. Por ejemplo, el lado medio de la rodilla es el lado más cercano a la otra rodilla, y los lados más próximos de las rodillas son los situados de cara a la posición media, en tanto que el lado lateral de la rodilla es el lado externo de la rodilla y está situado de cara al lado.

Por otra parte, tal y como se describe en la presente memoria, los términos "superior" y "superiormente" significan más cerca de la parte superior de la cabeza y/o más lejos de la parte inferior de los pies cuando se está de pie y erguido. Y a la inversa, los términos "inferior" e "inferiormente" se utilizan en esta memoria en oposición a "superior". Por ejemplo, el corazón es superior al estómago, en tanto que el estómago es inferior al corazón.

20 De manera adicional, tal y como se utilizan en esta memoria, los términos "anterior", "anteriormente" y otros similares significan más cerca de la parte anterior o situados de cara según la dirección de alejamiento de la parte frontal del cuerpo cuando se está de pie y erguido, en oposición a "posterior" o "posteriormente" y otros términos similares, que significan más cerca de la parte trasera o situados de cara según la dirección de alejamiento de la parte trasera del cuerpo.

25 Antecedentes de la invención

La artroplastia de articulación total es el reemplazo quirúrgico de una articulación por una prótesis. Una prótesis de rodilla convencional tiene tres componentes principales: un implante femoral, un implante tibial y una pieza de inserción tibio-femoral. En general, el componente femoral se diseña con el fin de que reemplace los cóndilos femorales distales, o más alejados, y está, por lo común, hecho de metal. Incluye, de manera habitual, unas superficies redondeadas destinadas a imitar los cóndilos, así como un vástago alargado o pinzas para anclarse a la parte distal del fémur. En general, el implante tibial se ha diseñado para soportar y alinear la pieza de inserción tibio-femoral. El componente tibial está también hecho, por lo común, de metal. Este incluye, de manera convencional, una porción de placa sustancialmente plana destinada a soportar la pieza de inserción, y un vástago alargado para el anclaje a la parte proximal de la tibia. En general, la pieza de inserción tibio-femoral se ha diseñado para reemplazar la meseta tibial y el menisco de la rodilla. Tiene, por lo común, una forma en cierto modo similar a un disco e incluye, de manera convencional, una o más superficies sustancialmente planas que se apoyan sobre la parte superior del implante tibial, y una o más superficies generalmente cóncavas que se apoyan contra las superficies redondeadas del implante femoral. La pieza de inserción está, generalmente, hecha de un plástico resistente, suave y de bajo desgaste.

40 El documento EP 0552950 divulga un elemento tibial para una prótesis de rodilla en el que un vástago es fijado a una placa por un acoplamiento gradualmente estrechado.

El documento US 4.959.071 divulga una pieza de inserción tibial que comprende una bandeja y una protuberancia para su inserción en un hueso de tibia.

45 El documento WO 00/06056 divulga un vástago tibial, de tal manera que el vástago conforma un ajuste a presión dentro de un componente de placa de base.

Breve descripción de los dibujos

La Figura 1 muestra una vista en perspectiva y en despiece parcial de un aparato de acuerdo con una realización de la presente invención;

La Figura 2 muestra una vista desde debajo de un componente de la Figura 1;

50 La Figura 3 muestra una vista desde arriba de un componente de la Figura 1;

La Figura 4 muestra un corte transversal de diversos componentes de la Figura 1 (a lo largo de un plano que incluye

un eje estrictamente antero-posterior y el eje vertical 600 definido en la Figura 1);

La Figura 5 muestra un sistema de coordenadas que se utiliza a la hora de describir ciertos aspectos de la presente invención;

5 La Figura 6 muestra una vista en perspectiva y en despiece parcial de un aparato de acuerdo con otra realización de la presente invención;

Las Figuras 7A y 7B muestran cómo una realización de la presente invención mejora la fijación implante-hueso mediante la presurización del manto de cemento durante la etapa de curado;

La Figura 8 muestra el modo como una realización de la presente invención permite un desajuste angular entre la placa (por ejemplo, la placa tibial) y el vástago (por ejemplo, en la forma de un tornillo de autoenroscado); y

10 Las Figuras 9A y 9B muestran el modo como una realización de la presente invención permite la implantación de la placa (por ejemplo, la placa tibial) a través de una exposición relativamente pequeña (por ejemplo, mediante una cirugía mínimamente invasiva).

Entre los beneficios y mejoras que se han descrito, otros objetos y ventajas de esta invención se pondrán de manifiesto por la descripción que sigue, tomada en combinación con las figuras que se acompañan. Las figuras constituyen una parte de esta memoria e incluyen realizaciones ilustrativas de la presente invención e ilustran diversos objetos y características de la misma.

Descripción detallada de la invención

20 Se describen en esta memoria realizaciones detalladas de la presente invención; debe comprenderse, sin embargo, que las realizaciones divulgadas son meramente ilustrativas de la invención, la cual puede ser materializada de diversas formas. Además, cada uno de los ejemplos que se proporcionan en asociación con las diversas realizaciones de la invención están destinados a ser ilustrativos, y no limitativos. Por otra parte, las figuras no están necesariamente a escala, de manera que ciertas características pueden haberse exagerado para mostrar detalles de componentes particulares. En consecuencia, detalles estructurales y funcionales específicos que se describen en la presente memoria no deben ser interpretados como limitativos, sino meramente como una base representativa para enseñar a un experto de la técnica cómo emplear de forma diversa la presente invención.

25 Una realización de la presente invención proporciona un sistema modular con diferentes mecanismos de anclaje para una fijación optimizada de un implante con el hueso (de manera que la fijación "optimizada" puede ser conforme a lo deseado por un cirujano). A modo de ejemplo, y no como limitación, la presente invención puede ser aplicada al anclaje de un implante para la articulación de la rodilla, la articulación del tobillo, la articulación de la cadera, la articulación del hombro, la articulación del codo, la articulación de la muñeca u otras articulaciones. Más adelante se exponen diversas realizaciones de la presente invención que se utilizan en asociación con la preparación y el anclaje de un implante en el extremo proximal de la tibia resecada del paciente. Se hace apreciar, de nuevo, que estas realizaciones se han proporcionado únicamente a modo de ejemplo, y un experto de la técnica, basándose en las enseñanzas proporcionadas en esta memoria, sería capaz de utilizar implantes correspondientes para preparar y/o montar, y/o anclar, un implante en otras superficies de articulación con juego.

30 Cuando se aplica la articulación de la rodilla y, más particularmente, al implante tibial, la presente invención puede incluir al menos una placa tibial, un vástago tibial y un componente de bloqueo. El vástago puede incluir varias porciones asociadas con diferentes texturas. Por ejemplo (ejemplo que tiene el propósito de ser ilustrativo, y no limitativo), la porción proximal del vástago puede ser cilíndrica y puede definir la primera porción. La segunda porción puede ser roscada y puede estar situada por debajo de la primera porción (considerando que el vástago está colocado en la tibia de un paciente que se encuentra de pie y erguido). Opcionalmente, un vástago distal puede ser considerado como una tercera porción. El vástago puede estar definido por un receptáculo o rebaje que tiene una porción circular y conformada de forma generalmente cilíndrica que se abre o desemboca desde la parte superior proximal. Si bien el eje del rebaje puede ser paralelo al eje de la primera porción, los ejes no son, necesariamente, colineales. La placa tibial puede incluir una protuberancia conformada de forma generalmente cilíndrica y que se extiende desde su superficie distal. La placa tibial y la protuberancia pueden definir un canal pasante. Generalmente, la protuberancia puede ajustarse dentro del rebaje del vástago tibial. Puede utilizarse un componente para bloquear la posición de la placa tibial con respecto al vástago tibial.

35 A este propósito, se describe un método en el que el vástago tibial se coloca, en primer lugar, en el interior de la cavidad preparada en la parte proximal de la tibia. El vástago tibial puede ser anclado a la tibia utilizando diversas opciones bien conocidas por los expertos de la técnica (por ejemplo, ajuste a presión, cementado, etc.). La placa tibial se coloca entonces apoyada contra la parte proximal de la tibia, resecada. Por último, una característica de bloqueo bloquea la orientación de la placa tibial con respecto al vástago tibial en una orientación deseada con respecto a la parte proximal de la tibia, resecada.

50 Dependiendo del diseño de la unión entre la placa tibial y el vástago tibial (de la cual se describen en esta memoria numerosos ejemplos), pueden ajustarse los grados de libertad en uno a seis grados, o más. En otras palabras,

cuando el cirujano coloca el vástago tibial en el interior de la cavidad preparada en la tibia proximal, sigue siendo posible ajustar la posición y la orientación de la placa tibial a fin de que cubra la tibia reseçada.

Es de destacar que puede aplicarse una carga axial a la placa tibial, contra la parte proximal de la tibia, reseçada. En casos en que la placa tibial es cementada contra la parte proximal de la tibia, reseçada, la carga axial puede presurizar el manto de cemento durante su etapa de curado (de tal modo que dicha presurización puede ser vital para la fijación a largo plazo del componente tibial).

En un ejemplo (ejemplo que tiene la intención de ser ilustrativo, y no limitativo), la distancia desde la punta distal de la protuberancia de la placa tibial hasta la superficie inferior de la placa tibial puede ser menor que aproximadamente 20 mm o 25 mm. Semejante tamaño puede permitir al cirujano implantar el aparato tibial utilizando una incisión mínimamente invasiva (como la cirugía mínimamente invasiva reduce el tamaño del lugar de la intervención, también reduce la cantidad de espacio disponible para insertar, alinear y asegurar componentes tibiales convencionales tales como los que están asociados con vástagos convencionales más largos que aproximadamente 25 mm).

Haciendo referencia, a continuación, a las figuras, la Figura 1 muestra una vista en perspectiva y en despiece parcial de un aparato 10 de acuerdo con una primera realización de la presente invención. Como se observa en esta Figura, el aparato 10 incluye una pieza de inserción 100 de apoyo tibio-femoral. La pieza de inserción 100 de apoyo tibio-femoral incluye un par de superficies suaves configuradas para servir como superficies de apoyo contra un par de cóndilos femorales (no mostrados). En un ejemplo (ejemplo que está destinado a ser ilustrativo, y no limitativo), la pieza de inserción 100 de apoyo tibio-femoral puede estar hecha de polietileno de peso molecular ultra alto ("UHMWPE" –"Ultra High Molecular Weight Polyethylene"–). En otro ejemplo (ejemplo que está destinado a ser ilustrativo y no limitativo), la pieza de inserción 100 de apoyo tibio-femoral puede ser fabricada por moldeo directo por compresión ("DCM" –"Direct Compression Molding"–). Por supuesto, si se desea, la pieza de inserción 100 de apoyo tibio-femoral puede estar hecha de cualquier (cualquiera) material(es) biocompatible(s) adecuado(s), resistente(s), suave(s) y de bajo desgaste.

El aparato 10 incluye, adicionalmente, un implante tibial 200, el cual, entre otras cosas, está configurado para soportar la pieza de inserción 100 de apoyo tibio-femoral. En un ejemplo (ejemplo que está destinado a ser ilustrativo, y no limitativo), el implante tibial 200 puede estar hecho de una aleación de titanio. Por supuesto, si se desea, el implante tibial 200 puede estar hecho de una aleación de cobalto y cromo o de cualquier (cualquiera) otro(s) material(es) biocompatible(s) adecuado(s). El implante tibial 200 incluye una placa tibial 300. Entre otras cosas, la superficie superior 310 de la placa tibial 300 se ha configurado para dar soporte a la pieza de inserción 100 de apoyo tibio-femoral. La placa tibial 300 incluye, de manera adicional, una pared de retención 320 que se une sustancialmente a la superficie superior 310 y se extiende generalmente de forma perpendicular y en alejamiento de esta. Ha de apreciarse que la pared de retención 320 está destinada a la alineación y a la retención de la pieza de inserción 100 de apoyo tibio-femoral con la placa tibial 300. Extendiéndose desde la superficie inferior 311 de la placa tibial 300, existe una protuberancia 330 (véase la Figura 4). En un ejemplo (ejemplo que está destinado a ser ilustrativo, y no limitativo), la longitud, de la parte inferior a la superior, de la protuberancia 330 puede ser menor que 25 mm (medida desde la punta distal de la protuberancia 330 hasta la superficie inferior 311 de la placa tibial 300, perpendicularmente a la superficie inferior 311). En otro ejemplo (ejemplo que está destinado a ser ilustrativo, y no limitativo), la protuberancia 330 puede incluir al menos una acanaladura 331. La placa tibial 300 y la protuberancia 330 definen un paso (o canal pasante) 350 (véase la Figura 4), que se extiende axialmente en todo el recorrido a través de la superficie superior 310, la superficie inferior 311 y la protuberancia 330, a lo largo del eje 600 (véase, por ejemplo, la Figura 1). El paso 350 incluye una forma generalmente cilíndrica en su porción superior (primera porción 351) y una porción gradualmente estrechada inferiormente (segunda porción 352), a la altura de la protuberancia 330. La primera porción 351 del paso 350 puede incluir una acanaladura 353, destinada a asegurar completamente la pieza de inserción 100 de apoyo tibio-femoral con la placa tibial 300.

El implante tibial 200 incluye, de manera adicional, un vástago tibial 400. Entre otras cosas, el vástago tibial 400 está configurado a modo de pinza o estructura en forma de jaula destinada a ser solidamente anclada dentro de una cavidad creada en la parte proximal de la tibia. La forma externa del vástago tibial 400 puede ser generalmente cilíndrica. De acuerdo con una realización, la porción 410 del cilindro puede estar roscada al objeto de atornillar el vástago tibial 400 en la cavidad de la parte proximal de la tibia. A este fin, la porción superior puede proporcionar alguna(s) característica(s), representada(s) aquí por la acanaladura 430, para la fijación de un destornillador u otro dispositivo de impulsión (no mostrado). Por otra parte, el vástago tibial 400 define un receptáculo 420 que tiene, generalmente, una primera porción cilíndrica 421, destinada a recibir, y ajustarse con, la protuberancia 330 de la placa tibial 300, y una segunda porción 422 roscada para recibir el componente de bloqueo 500.

Haciendo referencia ahora, una vez más, al implante tibial 200, se observa que puede haberse incluido este componente de bloqueo 500. El componente de bloqueo 500 incluye una porción gradualmente estrechada 510 destinada a ajustarse con la segunda porción 352 (es decir, la porción gradualmente estrechada) del paso 350 de la placa tibial 300. De forma similar, el componente de bloqueo 500 incluye una porción roscada 520 destinada a ser atornillada dentro de la segunda porción roscada internamente 422 del vástago tibial 400. En un ejemplo (ejemplo que está destinado a ser ilustrativo, y no limitativo), el componente de bloqueo 500 define un receptáculo 530 que tiene una abertura de forma no circular desde su cabeza 540. Mediante el enroscamiento del componente de bloqueo 500 con respecto a la placa tibial 300 y al vástago tibial 400, la traslación axial del componente de bloqueo

500 generará, por medio de su porción roscada 510, un agrandamiento de la protuberancia 330 (a través de la acanaladura 331) y, a continuación, un bloqueo de la placa tibial 300 con respecto al vástago tibial 400 por rozamiento.

5 De acuerdo con otra realización, la forma externa del vástago tibial puede ser cualquier forma, con cualquier textura que sea capaz de proporcionar un anclaje apropiado dentro de una cavidad existente en la parte proximal de la tibia.

Haciendo referencia, a continuación, a la Figura 5, se observa en ella que esta Figura describe un sistema de coordenadas en el que el eje Z es un eje vertical (que puede ser considerado paralelo al eje intramedular de la tibia en caso de que la tibia no presente ninguna pendiente posterior). Por otra parte, el eje Y representa el eje medio-lateral, mientras que el eje X representa el eje antero-posterior.

10 A este respecto, de acuerdo con la primera realización, la protuberancia 330 puede ser cilíndrica. Semejante diseño haría posible un potencial ajuste a la orientación de la placa tibial 300 de dos grados de libertad tras la inserción de la protuberancia cilíndrica 330 dentro del receptáculo 420 del vástago tibial 400. Estos dos grados de libertad son la traslación a lo largo de Z y la rotación alrededor de Z, y son característicos de una articulación de cilindro dentro de cilindro.

15 De acuerdo con otra realización, la protuberancia 330 puede incluir una porción esférica (para la que el diámetro se ha infradimensionado ligeramente con respecto al diámetro del receptáculo 420 del vástago tibial 400). Semejante diseño permitirá un ajuste potencial de la orientación de la placa tibial 300 de acuerdo con cuatro grados de libertad tras la inserción de la protuberancia esférica 330 dentro del receptáculo 420 del vástago tibial 400. Estos cuatro grados de libertad son la traslación a lo largo de Z, la rotación alrededor de X, la rotación alrededor de Y y la rotación
20 alrededor de Z, y son característicos de una articulación de bola dentro de cilindro.

De acuerdo con otra realización, compatible (por ejemplo) con las primera y segunda realizaciones, el eje de revolución del receptáculo 420 puede ser colineal con el eje de revolución de la forma externa del vástago tibial 400 (de manera que la forma externa puede proporcionar un eje adicional de revolución).

25 De acuerdo con otra realización, compatible (por ejemplo) con las primera y segunda realizaciones, el eje de revolución del receptáculo 420 puede ser paralelo a, pero no colineal con, el eje de revolución de la forma externa del vástago tibial 400 (de manera que la forma externa proporciona un eje de revolución adicional). El descentramiento entre estos dos ejes puede ser de utilidad, por ejemplo, en el caso de que el canal intramedular de la tibia esté descentrado. En un ejemplo (ejemplo que está destinado a ser ilustrativo, y no limitativo), el descentramiento entre estos dos ejes puede estar comprendido entre 1 mm y 10 mm. En un ejemplo más específico
30 (ejemplo que está destinado a ser ilustrativo, y no limitativo), el descentramiento entre estos dos ejes puede ser de aproximadamente 5 mm. En tales casos de descentramiento, el cirujano utiliza, por lo común, lo que se denomina una bandeja tibial con un vástago tibial descentrado. En esta realización, la rotación del vástago tibial 400 alrededor del eje de revolución de su forma externa proporcionará un ajuste de la posición del eje de revolución del receptáculo 420 del vástago tibial 400 y, como consecuencia de ello, permite un ajuste potencial de la orientación de
35 la placa tibial 300 de acuerdo con dos grados de libertad, tras la inserción de la protuberancia 330 dentro del receptáculo 420 del vástago tibial 400. Estos dos grados de libertad son la traslación a lo largo del eje X y la traslación a lo largo del eje Y.

40 De acuerdo con otra realización, compatible (por ejemplo) con la primera realización, el eje de revolución del receptáculo 420 no es paralelo al eje de revolución de la forma externa del vástago tibial 400. En esta realización, la rotación del vástago tibial 400 en torno al eje de revolución de su forma externa proporcionará un ajuste de la posición del eje de revolución del receptáculo 420 del vástago tibial 400 y, como consecuencia de ello, hace posible un ajuste potencial de la orientación de la placa tibial 300 de acuerdo con un grado de libertad, tras la inserción de la protuberancia 330 dentro del receptáculo 420 del vástago tibial 400. Ese grado de libertad es un grado de libertad rotacional.

45 Con la descripción de la presente invención que contiene esta memoria, ha de comprenderse bien que, por lo que respecta a (a) el diseño del tipo de articulación entre la protuberancia 330 de la placa tibial 300 y el receptáculo 420 del vástago tibial 400, y (b) la orientación del eje de revolución del receptáculo 420 con respecto al eje de revolución de la forma externa del vástago tibial, la placa tibial 300 puede ser desde un grado de libertad hasta seis grados de libertad después de haber insertado el vástago tibial 400 dentro de la cavidad proximal de la tibia.

50 Ha de comprenderse, además, que la manifestación de articulación que liga la placa tibial 300 y el vástago tibial 400 puede ser diferente de los ejemplos que se explican y detallan en esta memoria.

Se hará referencia, a continuación, a un método de implantación de prótesis con el fin de poner en contexto la presente invención (por supuesto, este método de implantación está destinado a ser ilustrativo, y no limitativo). Más particularmente, el método de implantación puede comprender:

55 • Proporcionar un componente tibial de múltiples partes, de tal manera que dicho componente tibial incluye una placa tibial, un vástago tibial y un componente de bloqueo. Una protuberancia puede extenderse desde la superficie inferior de la placa tibial, y la protuberancia puede haberse diseñado para ajustarse con un

receptáculo de vástago tibial.

- Preparar el extremo proximal de una tibia, incluyendo, al menos, crear una cavidad de forma basta a lo largo del canal intramedular de la tibia.
- 5 • Colocar el vástago tibial dentro de la cavidad preparada. En un ejemplo, el receptáculo puede estar abierto en posición distal y formar un paso a lo largo de el vástago tibial. En este caso, el vástago tibial puede ser colocado dentro de la cavidad, a lo largo de una guía intramedular, la cual reproduce la orientación del canal intramedular natural.
- 10 • Como opción, el cirujano puede utilizar una herramienta de corte especial de tal manera que la punta de esta puede ajustarse de forma esencialmente perfecta dentro del receptáculo del vástago tibial. El propósito de esta herramienta de corte será crear una superficie resecada de la parte proximal de la tibia que sea, de manera esencialmente perfecta, perpendicular al eje de revolución del receptáculo.
- 15 • Colocar la placa tibial en relación con el vástago tibial. Mediante el uso de los grados de libertad disponibles (por ejemplo, de 1 a 6), el cirujano puede obtener cobertura de la tibia resecada que es paralela a la superficie interior de la placa tibial, con respecto a la superficie resecada de la tibia (al tiempo que el vástago tibial mantiene la posición de la zona anatómica intramedular e impide, generalmente, que incida en el hueso cortical de la tibia).
- 20 • Como opción, el cirujano puede cementar la placa tibial con la tibia. En este caso, el cirujano extrae la placa tibial de la tibia resecada y aplica el cemento óseo. Inmediatamente tras ello, el cirujano puede reinsertar la placa tibial y clavarla por impacto en la tibia resecada. Por lo común, el tiempo de curado del cemento óseo de PMMA es aproximadamente 10 minutos. El cirujano puede utilizar un tornillo compresivo (no mostrado en los dibujos), el cual aplicaría una carga de compresión entre la placa tibial y la tibia resecada durante la etapa de curado para el cemento óseo de PMMA (además de ello, o como alternativa, pueden utilizarse uno o más instrumentos de compresión). El tornillo puede estar definido por al menos dos porciones: una de cabeza y hombro, que entrará a través de la superficie superior de la placa tibial, y una porción roscada, compatible con la porción roscada del vástago tibial. Una vez bien anclado el vástago tibial dentro de la tibia proximal, el enroscamiento del tornillo compresivo aplicará una carga a la superficie superior de la placa tibial y, como resultado de ello, presurizará el manto de cemento existente entre la superficie inferior de la placa tibial y la tibia resecada durante la etapa de curado (lo que mejorará (a) la estabilidad de la placa tibial y (b) la penetración del cemento óseo dentro de las asperezas de la superficie inferior y dentro de la tibia).
- 25 Al final de la etapa de curado del cemento óseo de PMMA, el cirujano puede extraer el tornillo compresivo.
- 30 • Colocar el componente de bloqueo y bloquear la orientación de la placa tibial con respecto al vástago tibial.
- Por último, bloquear la pieza de inserción tibio-femoral en la placa tibial.

35 Como se ha descrito anteriormente, se proporciona un implante protésico adecuado para ser utilizado en asociación con la cirugía de rodilla. Por supuesto (como también se ha mencionado anteriormente), la presente invención contempla un implante protésico destinado a ser utilizado en otras zonas del cuerpo. Esto se pone claramente de manifiesto por la siguiente descripción, la cual explica en términos más generales un implante protésico de acuerdo con diversas realizaciones de la presente invención).

40 Más particularmente, la presente invención puede proporcionar un implante protésico que comprende: una placa (por ejemplo, destinada a portar una pieza de inserción articular); un vástago; así como un componente de bloqueo destinado a bloquear la placa en relación con el vástago en una orientación deseada (el vástago puede, primeramente, colocarse dentro de una cavidad existente en un hueso apropiado, y puede colocarse entonces la placa, después del vástago).

45 En un ejemplo (ejemplo que está destinado a ser ilustrativo, y no limitativo), la placa puede ser orientada independientemente de la orientación del vástago, antes de que sea bloqueada con respecto al mismo mediante el ajuste en torno a al menos un grado de libertad.

En otro ejemplo (ejemplo que está destinado a ser ilustrativo, y no limitativo), la placa puede haberse orientado independientemente de la orientación del vástago antes de ser bloqueada con respecto al mismo por medio del ajuste en torno a al menos dos grados de libertad.

50 En otro ejemplo (ejemplo que está destinado a ser ilustrativo, y no limitativo), la placa puede ser orientada independientemente de la orientación del vástago antes de ser bloqueada con respecto al mismo por medio del ajuste en torno a al menos tres grados de libertad.

En otro ejemplo (ejemplo que está destinado a ser ilustrativo, y no limitativo), la placa puede ser orientada independientemente de la orientación del vástago antes de ser bloqueada con respecto al mismo por medio del ajuste en torno a al menos cuatro grados de libertad.

En otro ejemplo (ejemplo que está destinado a ser ilustrativo, y no limitativo), la placa puede ser orientada independientemente de la orientación del vástago antes de ser bloqueada con respecto al mismo por medio del ajuste en torno a al menos cinco grados de libertad.

- 5 En otro ejemplo (ejemplo que está destinado a ser ilustrativo, y no limitativo), la placa puede ser orientada independientemente de la orientación del vástago antes de ser bloqueada con respecto al mismo por medio del ajuste en torno a al menos seis grados de libertad.

En otra realización, la presente invención puede proporcionar un implante protésico que comprende: una placa (por ejemplo, para portar una pieza de inserción articular); un vástago; así como un componente de bloqueo destinado a bloquear la placa con respecto al vástago en una orientación deseada.

- 10 En un ejemplo (ejemplo que está destinado a ser ilustrativo, y no limitativo), el vástago puede ser colocado en primer lugar y, a continuación, hacerse corresponder con una protuberancia de fijación de vástago que se extiende desde la superficie inferior de la placa.

En otro ejemplo (ejemplo que está destinado a ser ilustrativo, y no limitativo), la longitud total de la protuberancia, calculada perpendicularmente a la superficie inferior de la placa, puede ser menor que aproximadamente 25 mm.

- 15 En otro ejemplo (ejemplo que está destinado a ser ilustrativo, y no limitativo), la forma externa del vástago puede definir un primer eje de revolución (o eje neutro), y la cavidad interna del vástago puede definir un segundo eje de revolución (o eje neutro).

En otro ejemplo (ejemplo que está destinado a ser ilustrativo, y no limitativo), el primer eje puede ser colineal con el segundo eje.

- 20 En otro ejemplo (ejemplo que está destinado a ser ilustrativo, y no limitativo), el primer eje puede ser paralelo, pero no colineal, con dicho segundo eje (el primer eje puede estar descentrado con respecto al segundo eje en una distancia de entre aproximadamente 1 mm y aproximadamente 10 mm, por ejemplo; en un ejemplo más específico, el primer eje puede estar descentrado con respecto al segundo eje en una distancia de aproximadamente 5 mm).

- 25 En otro ejemplo (ejemplo que está destinado a ser ilustrativo, y no limitativo), el primer eje puede no ser paralelo al segundo eje (el primer eje puede estar en ángulo con respecto al segundo eje, formando un ángulo de entre aproximadamente 1° y aproximadamente 10°, por ejemplo; en un ejemplo más específico, el primer eje puede estar en ángulo con respecto al segundo eje, formando un ángulo de aproximadamente 5°).

- 30 En otro ejemplo (ejemplo que está destinado a ser ilustrativo, y no limitativo), puede colocarse un mecanismo (por ejemplo, un tornillo) con el fin de trasladar inferiormente la placa con respecto al vástago anclado para el propósito de presurizar el manto de cemento existente entre superficie de la placa y el hueso.

- 35 Para propósitos ilustrativos, un método para implantar una prótesis de acuerdo con la invención puede comprender las siguientes etapas: (a) proporcionar un componente de múltiples piezas, de tal manera que el componente de múltiples piezas incluye una placa (por ejemplo, para portar una pieza de inserción articular), un vástago y un componente de bloqueo; (b) preparar el extremo proximal de un hueso (incluyendo, por ejemplo, crear una cavidad a lo largo de un canal intramedular del hueso); (c) colocar el vástago en la cavidad preparada; (d) proporcionar un mecanismo de fijación entre la cavidad y el vástago; (e) optimizar la orientación de la placa con respecto al hueso (por ejemplo, basándose en el deseo de un cirujano); (f) una vez obtenida la orientación deseada, clavar por impacto la placa en el hueso resecado; y (g) colocar el componente de bloqueo de manera que bloquee la orientación de la placa con respecto al vástago.

- 40 El cirujano puede cementar la placa sobre el hueso. A este respecto, inmediatamente después de la aplicación del cemento óseo, el cirujano puede insertar la placa y comprimirla contra el hueso resecado. Un dispositivo compresivo insertado entre la placa y el vástago fijado, puede ser utilizado para aplicar una carga entre la placa y el hueso resecado durante la etapa de curado del cemento óseo de PMMA, y, como resultado de ello, presurizar el manto de cemento entre la superficie de la placa y el hueso resecado, durante la etapa de curado.

- 45 La cavidad del vástago puede estar abierta en posición distal y puede formar un paso a todo lo largo del vástago. El vástago puede ser, por tanto, colocado dentro de la cavidad a lo largo de una guía intramedular, la cual reproduce la orientación del canal intramedular natural.

La cavidad del vástago puede ser utilizada como guía para resecar la parte proximal del hueso.

- 50 Con propósitos ilustrativos, un método para la implantación de una prótesis de acuerdo con la invención para la reimplantación de cualquier articulación puede comprender las siguientes etapas: (a) proporcionar un componente de múltiples piezas, de tal manera que el componente incluye una placa (por ejemplo, para portar una pieza de inserción articular); un vástago y un componente de bloqueo; (b) preparar la extremidad de un hueso, lo que incluye al menos crear una cavidad; (c) colocar el vástago en la cavidad preparada y fijar el vástago al hueso; (d) optimizar la orientación de la placa con respecto al hueso (por ejemplo, basándose en el deseo de un cirujano); (e) clavar por

impacto la placa en el hueso resecado (una vez que se ha obtenido la orientación deseada); (f) colocar el componente de bloqueo de manera que bloquee la orientación de la placa con respecto al vástago.

El cirujano puede cementar la placa en el hueso. A este respecto, inmediatamente tras la aplicación del cemento óseo, el cirujano puede insertar la placa y comprimirla contra el hueso resecado, en cooperación con una característica que aplicará una carga contra la placa y el hueso resecado durante la etapa de curado del cemento óseo de PMMA (y, como resultado de ello, presurizar el manto de cemento existente entre la superficie de la placa y el hueso resecado, durante la etapa de curado).

La cavidad del vástago puede estar abierta en posición distal y puede formar un paso a todo lo largo del vástago. En este caso específico, el vástago puede ser colocado dentro de la cavidad, a lo largo de una guía intramedular, la cual reproduce la orientación del canal intramedular natural.

La cavidad del vástago puede ser utilizada como guía para resecar el extremo de un hueso.

Haciendo referencia, a continuación, a la Figura 6, se describe una vista en perspectiva y en despiece parcial de un aparato por razones contextuales. Como se observa en esta Figura, el vástago tibial 6001 puede ser anclado dentro de una cavidad creada en la parte proximal de la tibia (en un ejemplo, el vástago tibial 6001 puede darse en la forma de un tornillo de autoenroscado). Por otra parte, la placa tibial 6003 puede ser fijada al vástago tibial 6001 por medio del componente de bloqueo 6005. Es de destacar que el vástago tibial 6001 puede incluir unas roscas internas (no mostradas) y una porción de árbol 6001A, la cual puede tener ranuras verticales en ella. Por otra parte, la placa tibial 6003 puede incluir una protuberancia 6003A. Aún adicionalmente, la protuberancia 6003A puede incluir un paso interno 6003B (por ejemplo, axialmente alineado con el orificio existente en la placa tibial 6003) destinado a recibir en su interior la porción de árbol 6001A. El exterior de al menos una porción del componente de bloqueo 6005 y/o de al menos una porción del interior del paso existente en la porción de árbol 6001A, puede hacerse parcialmente estrechado, de tal manera que el componente de bloqueo 6005 es enroscado hacia abajo, dentro del vástago tibial 6001 (a través del orificio existente en el vástago tibial 6001), el exterior de la porción de árbol 6001A se expande (por medio de la fuerza hacia fuera generada por los elementos gradualmente estrechados anteriormente mencionados y a la que contribuye la presencia de las ranuras verticales) contra el interior del paso interno 6003B de la protuberancia 6003A. Esta expansión bloquea, por tanto, la orientación de la placa tibial 6003 con respecto al vástago tibial 6001 anclado.

Haciendo referencia, a continuación, a las Figuras 7A y 7B, se observa en ellas el modo como, en una realización, la placa tibial 7001 presuriza el cemento 7003 contra la tibia proximal 7005 durante la etapa de curado.

Haciendo referencia, a continuación, a la Figura 8, se observa en ella cómo una realización de la presente invención permite un desajuste angular entre la placa 8001 (por ejemplo, la placa tibial) y el vástago 8003 (por ejemplo, en la forma de un tornillo de autoenroscado). Es de destacar el hecho de que se proporcionan 10 grados únicamente como ejemplo.

Haciendo referencia, a continuación, a las Figuras 9A y 9B, se observa en ellas el modo como una realización de la presente invención permite la implantación (por ejemplo, utilizando uno o más instrumentos) de una placa 9001 (por ejemplo, la placa tibial) adyacente al hueso 9003 (por ejemplo, la parte proximal de una tibia) a través de una exposición relativamente pequeña (por ejemplo, mediante cirugía mínimamente invasiva). Es de destacar el hecho de que la cantidad <20 mm se proporciona únicamente a modo de ejemplo (en un ejemplo específico, la altura total, incluyendo la protuberancia, puede ser <20 mm; en otro ejemplo específico, la altura de la protuberancia en sí puede ser <20 mm).

En otra realización, puede mantenerse una placa revestida porosa rígidamente adosada contra el hueso, es decir, en una aplicación no cementada (una fijación rígida inicial puede ser crucial para favorecer el crecimiento óseo en la carne. De esta forma, diversas realizaciones de la presente invención pueden servirse de una placa de crecimiento en la carne con el fin de aumentar la tasa de éxito (en comparación, por ejemplo, con los diseños no modulares convencionales).

En otra realización, se proporciona una prótesis destinada a su fijación a un hueso de un paciente, la cual comprende: un vástago anclado dentro de una cavidad existente en el hueso; una placa colocada adyacente al vástago anclado; así como un componente de bloqueo que fija la placa al vástago anclado, de tal manera que el componente de bloqueo es insertado, a través de un orificio existente en la placa, dentro el vástago anclado, a fin de fijar la placa al vástago anclado.

En otro ejemplo, el vástago puede tener roscas externas y el vástago puede ser anclado dentro de la cavidad al ser atornillado dentro de la cavidad.

En otro ejemplo, el vástago puede ser anclado dentro de la cavidad al clavarlo por impacto en el hueso.

En otro ejemplo, el vástago puede tener al menos una característica geométrica externa para anclar el vástago dentro de la cavidad.

En otro ejemplo, la característica geométrica externa puede comprender al menos una acanaladura.

En otro ejemplo, una orientación deseada de la placa con respecto al vástago anclado puede ser independiente de la orientación del vástago anclado.

En otro ejemplo, el componente de bloqueo puede fijar la placa al vástago anclado en la orientación deseada.

- 5 En otro ejemplo, la placa puede ser cementada contra el hueso.

En otro ejemplo, una carga compresiva puede ser aplicada entre el vástago anclado y la placa con el fin de presurizar un manto cementado existente entre el hueso y la placa mientras el cemento se cura.

- 10 En otro ejemplo, la carga compresiva puede ser aplicada por medio de un instrumento, de tal manera que el instrumento hace posible la traslación de la placa con respecto al vástago anclado y hacia el vástago anclado para presurizar el manto de cemento.

En otro ejemplo, el componente de bloqueo puede comprender un sujetador roscado.

En otro ejemplo, el componente de bloqueo puede tener roscas externas, de modo que el vástago puede tener roscas internas y el componente de bloqueo puede fijar la placa al vástago anclado al encajar las roscas externas del componente de bloqueo con las roscas internas del vástago anclado.

- 15 En otro ejemplo, el vástago puede comprender un receptáculo destinado a recibir dentro de él una protuberancia que se extiende desde la placa.

- 20 En otro ejemplo, un paso interno existente en la protuberancia puede converger gradualmente de más grande a más pequeño en una dirección de alejamiento de la placa, de tal manera que la inserción del componente de bloqueo a través del orificio existente en la placa y en el interior de la protuberancia puede hacer que la protuberancia se expanda radialmente contra una superficie interior del receptáculo del vástago anclado, a fin de bloquear la orientación de la placa con respecto al vástago anclado.

- 25 En otro ejemplo, la protuberancia puede tener un paso interno y ser de tal manera que el componente de bloqueo puede tener al menos una porción que converge gradualmente de más grande a más pequeña en una dirección de alejamiento desde un extremo proximal a un extremo distal, de tal manera que la inserción del componente de bloqueo a través del orificio existente en la placa y dentro de la protuberancia puede hacer que la protuberancia se expanda radialmente contra una superficie interior del receptáculo del vástago anclado, a fin de bloquear la orientación de la placa con respecto al vástago anclado.

- 30 En otro ejemplo, un paso interno practicado en la protuberancia puede converger gradualmente de más grande a más pequeño en una dirección de alejamiento de la placa, de tal manera que el componente de bloqueo puede tener al menos una porción que converge gradualmente de más grande a más pequeña en una dirección que va de un extremo proximal a un extremo distal, de tal modo que la inserción del componente de bloqueo a través del orificio existente en la placa y dentro de la protuberancia puede hacer que la protuberancia se expanda radialmente contra una superficie interior del receptáculo del vástago anclado, a fin de bloquear la orientación de la placa con respecto al vástago anclado.

- 35 En otro ejemplo, la placa puede comprender una protuberancia que se extiende desde la misma, de tal manera que la protuberancia puede comprender un paso interno dentro de ella, y de modo que un árbol del vástago puede ser recibido dentro del paso interno de la protuberancia.

El hueso puede ser una tibia y la placa puede estar colocada sobre el vástago anclado.

La cavidad puede discurrir generalmente a lo largo de un canal intramedular de la tibia.

- 40 Una pieza de inserción de apoyo femoral puede estar colocada sobre una superficie superior de la placa.

El hueso puede ser un fémur y la placa puede estar colocada bajo el vástago anclado.

La cavidad puede discurrir generalmente a lo largo de un canal intramedular del fémur.

Una pieza de inserción de apoyo femoral puede estar colocada sobre una superficie inferior de la placa.

- 45 Para propósitos ilustrativos, se describe un método para fijar una prótesis a un hueso de un paciente, que comprende: crear una cavidad en el hueso; anclar un vástago en la cavidad; colocar una placa en posición adyacente al vástago anclado; y fijar la placa al vástago anclado mediante la inserción de un componente de bloqueo, a través de un orificio existente en la placa, en el interior del vástago anclado.

El método puede comprender adicionalmente colocar cemento sobre el hueso.

El método puede comprender adicionalmente presurizar un manto de cemento por traslación de la placa de forma

generalmente perpendicular al hueso resecado, con respecto al vástago anclado.

El vástago puede tener roscas externas y el vástago puede ser anclado dentro de la cavidad al ser atornillado en el interior de la cavidad.

El vástago puede ser anclado en la cavidad al clavarlo por impacto en el hueso.

- 5 El vástago puede tener al menos una característica geométrica externa destinada a anclar el vástago dentro de la cavidad.

La característica geométrica externa puede comprender al menos una acanaladura.

Una orientación deseada de la placa con respecto al vástago anclado puede ser independiente de la orientación del vástago anclado.

- 10 El componente de bloqueo puede fijar la placa al vástago anclado en la orientación deseada.

El método puede comprender adicionalmente presurizar el manto de cemento existente entre el hueso y la placa al tiempo que el cemento se cura.

El hueso puede ser una tibia y la placa puede ser colocada sobre el vástago anclado.

La cavidad puede discurrir generalmente a lo largo de un canal intramedular de la tibia.

- 15 Una pieza de inserción de apoyo femoral puede estar colocada sobre una superficie superior de la placa.

El hueso puede ser un fémur y la placa puede estar colocada bajo el vástago anclado.

La cavidad puede discurrir generalmente a lo largo de un canal intramedular del fémur.

Una pieza de inserción de apoyo femoral puede estar colocada sobre una superficie inferior de la placa.

- 20 Para propósitos ilustrativos, se describe un método para fijar una prótesis a un hueso de un paciente, que comprende: crear una cavidad en el hueso; anclar un vástago en la cavidad; colocar una placa en posición adyacente al vástago anclado; y fijar la placa al vástago anclado en una orientación deseada con respecto al vástago anclado, después de haber colocado la placa en posición adyacente al vástago anclado.

El método puede comprender adicionalmente colocar cemento sobre el hueso.

- 25 El método puede comprender adicionalmente presurizar un manto de cemento por traslación de la placa de forma generalmente perpendicular al hueso resecado, con respecto al vástago anclado.

El vástago puede tener roscas externas y el vástago puede ser anclado dentro de la cavidad al ser atornillado en el interior de la cavidad.

El vástago puede ser anclado en la cavidad al clavarlo por impacto en el hueso.

- 30 El vástago puede tener al menos una característica geométrica externa destinada a anclar el vástago dentro de la cavidad.

La característica geométrica externa puede comprender al menos una acanaladura.

Una orientación deseada de la placa con respecto al vástago anclado puede ser independiente de la orientación del vástago anclado.

El componente de bloqueo puede fijar la placa al vástago anclado en la orientación deseada.

- 35 El componente de bloqueo puede fijar la placa al vástago anclado en la orientación deseada al ser insertada, a través de un orificio existente en la placa, dentro del vástago anclado.

El método puede comprender adicionalmente presurizar el manto de cemento existente entre el hueso y la placa al tiempo que el cemento se cura.

El hueso puede ser una tibia y la placa puede ser colocada sobre el vástago anclado.

- 40 La cavidad puede discurrir generalmente a lo largo de un canal intramedular de la tibia. En otro ejemplo, una pieza de inserción de apoyo femoral puede ser colocada sobre una superficie superior de la placa.

El hueso puede ser un fémur y la placa puede estar colocada bajo el vástago anclado.

La cavidad puede discurrir generalmente a lo largo de un canal intramedular del fémur.

Una pieza de inserción de apoyo femoral puede estar colocada sobre una superficie inferior de la placa.

La prótesis puede ser implantada a través de cirugía mínimamente invasiva.

Una superficie de la placa adyacente al hueso puede tener un revestimiento poroso, y puede no haberse aplicado cemento entre el hueso y la placa.

- 5 Si bien se han descrito un cierto número de realizaciones de la presente invención, se comprende que estas realizaciones son únicamente ilustrativas, y no limitativas, y que muchas modificaciones pueden resultar evidentes para las personas con conocimientos ordinarios de la técnica. Por ejemplo, cualquier elemento descrito en esta memoria puede ser proporcionado con cualquier tamaño que se desee (por ejemplo, cualquier elemento que se ha descrito en esta memoria puede proporcionarse con cualquier tamaño a medida que se desee, o bien cualquier
- 10 elemento descrito en esta memoria puede proporcionarse con cualquier que se desee seleccionado de entre una "familia" de tamaños, tales como pequeño, medio, grande). Por otra parte, uno o más de los componentes pueden hacerse de cualquiera de los siguientes materiales: (a) cualquier material biocompatible (material biocompatible que puede ser tratado para permitir el crecimiento óseo superficial en la carne o para impedir el crecimiento óseo superficial en la carne —dependiendo del deseo del cirujano—); (b) un plástico; (c) una fibra; (d) un polímero; (e) un
- 15 metal (un metal puro tal como titanio y/o una aleación tal como Ti-Al-Nb, H-6A1-4V, acero inoxidable); (f) cualquier combinación de los mismos. Aún de manera adicional, pueden utilizarse con una prótesis dada un número cualquiera de características o formaciones hembra que aumenten el manto de cemento. Aún de manera adicional, pueden utilizarse con una prótesis dada un número cualquiera de características o formaciones macho que puedan
- 20 escarbar dentro del hueso de tal manera que pueda mejorarse una fijación inicial / suplementaria. Aún adicionalmente, pueden utilizarse con una prótesis dada un número cualquiera de tornillos de hueso (por ejemplo, de los que se utilizan para la fijación inicial y/o de los que se usan para la fijación suplementaria). Aún de manera adicional, la placa que se describe en esta memoria puede ser de cualquier forma deseada y puede comprender, por ejemplo, una placa tibial, una placa femoral y/o cualquier otro elemento protésico deseado. Aún de manera adicional, el vástago que se ha descrito en esta memoria puede ser de cualquier forma deseada y puede consistir, por
- 25 ejemplo, en un vástago tibial, un vástago femoral y/o cualquier otro elemento protésico que se desee. Aún adicionalmente, cualesquiera etapas descritas en esta memoria pueden llevarse a cabo en cualquier orden deseado (y pueden añadirse cualesquiera etapas adicionales según se desee, y pueden eliminarse cualesquiera etapas según se desee).

REIVINDICACIONES

- 1.- Una prótesis (200) para su fijación a un hueso de un paciente, que comprende:
un vástago (400) para el anclaje dentro de una cavidad existente en el hueso, de tal manera que el vástago (400) comprende un receptáculo (420);
- 5 una placa (300), que comprende una superficie superior (310) y una superficie inferior (311), caracterizada por que la placa comprende una protuberancia (330), dimensionada para ajustarse dentro del receptáculo (420) del vástago y que se extiende desde la superficie inferior (311) de la placa (300), de tal manera que la placa (300) y la protuberancia (330) definen un canal pasante (350) que se extiende axialmente en todo el recorrido a través de la superficie superior (310), la superficie inferior (311) y la protuberancia (330); y
- 10 un componente de bloqueo (500), que tiene una porción roscada (520) y una cabeza (540), de tal manera que el componente de bloqueo (500) es insertado, a través del canal pasante (350), en la placa (300),
un paso interno en la protuberancia (330), que converge gradualmente (352) de más grande a más pequeño en una dirección de alejamiento de la superficie superior (310) de la placa (300), de tal modo que la inserción del componente de bloqueo (500) a través del canal pasante (350) existente en la placa (300) y dentro de la
- 15 protuberancia (330), hace que la protuberancia (330) se expanda radialmente contra una superficie interior del receptáculo (420) del vástago (400) para bloquear la orientación de la placa (300) con respecto al vástago (400).
- 2.- La prótesis (200) de acuerdo con la reivindicación 1, en la cual el vástago (400) tiene roscas externas para el anclaje del vástago (400) en la cavidad mediante su enroscamiento dentro de la cavidad.
- 3.- La prótesis (200) de acuerdo con la reivindicación 1, en la cual el vástago (400) se ha configurado para ser
- 20 anclado dentro de la cavidad al clavarlo por impacto en el hueso.
- 4.- La prótesis (200) de acuerdo con la reivindicación 1, en la cual el vástago (400) tiene al menos una característica geométrica externa para anclar el vástago dentro de la cavidad.
- 5.- La prótesis (200) de acuerdo con la reivindicación 4, en la cual la característica geométrica externa comprende al menos una acanaladura (430).
- 25 6.- La prótesis (200) de acuerdo con la reivindicación 1, en la cual, cuando el vástago (400) está anclado en la cavidad del hueso, una orientación deseada de la placa (300) con respecto al vástago anclado (400) es independiente de la orientación del vástago anclado (400).
- 7.- La prótesis (200) de acuerdo con la reivindicación 6, en la cual el componente de bloqueo (500) fija la placa (300) al vástago anclado (400) en la orientación deseada.
- 30 8.- La prótesis (200) de acuerdo con la reivindicación 1, en la cual la placa (300) está configurada para ser cementada contra el hueso.

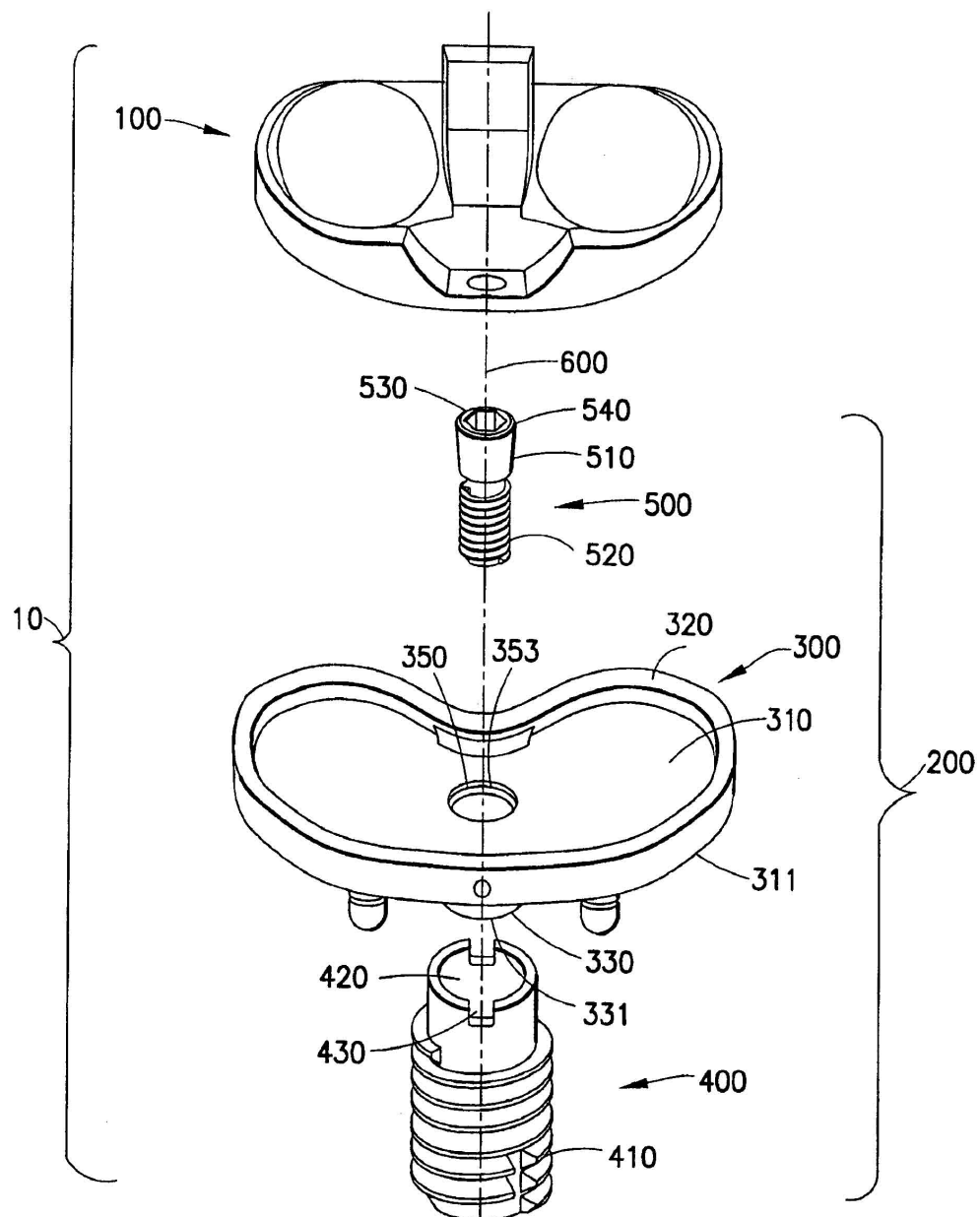


FIG. 1

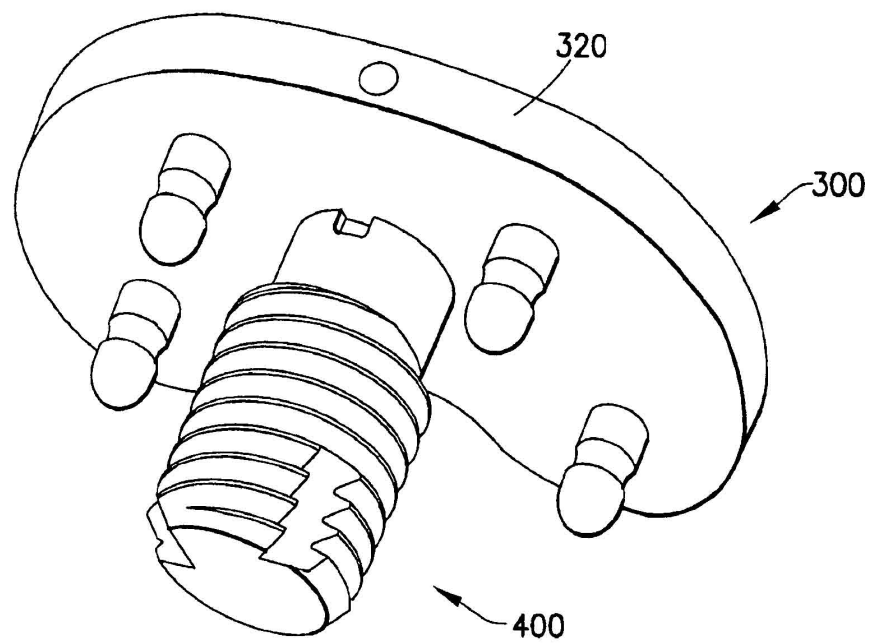


FIG.2

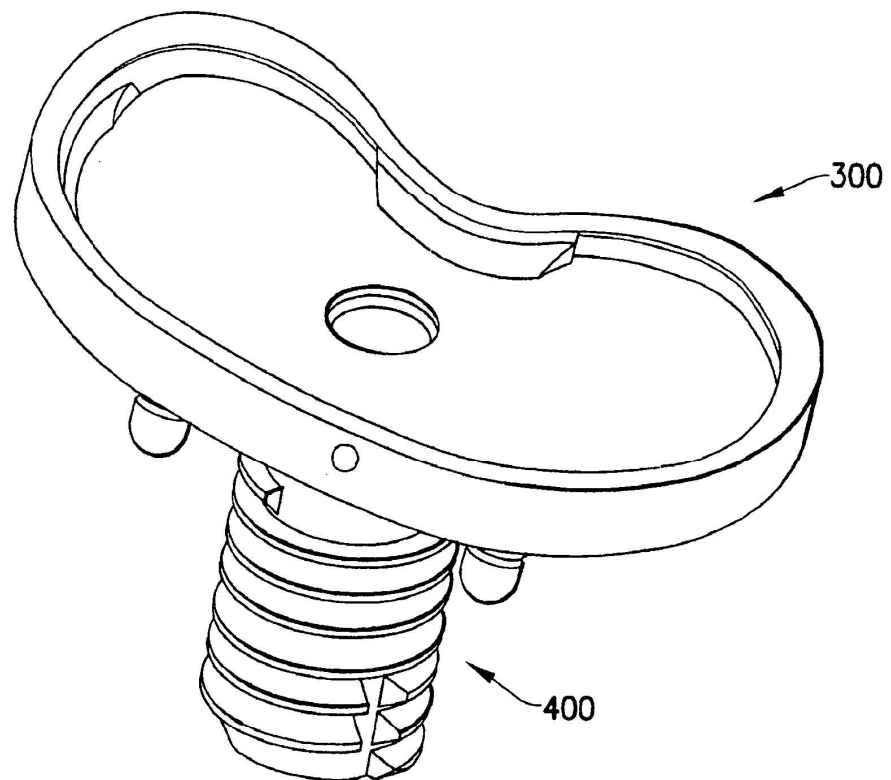


FIG.3

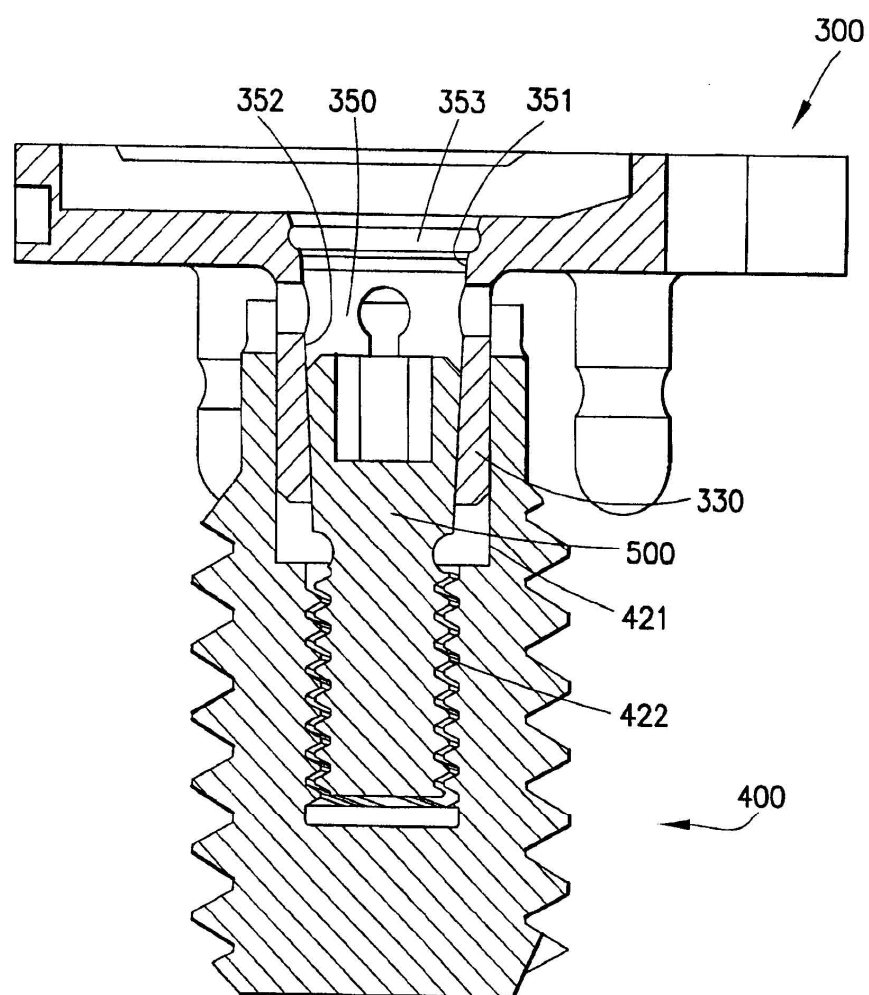


FIG.4

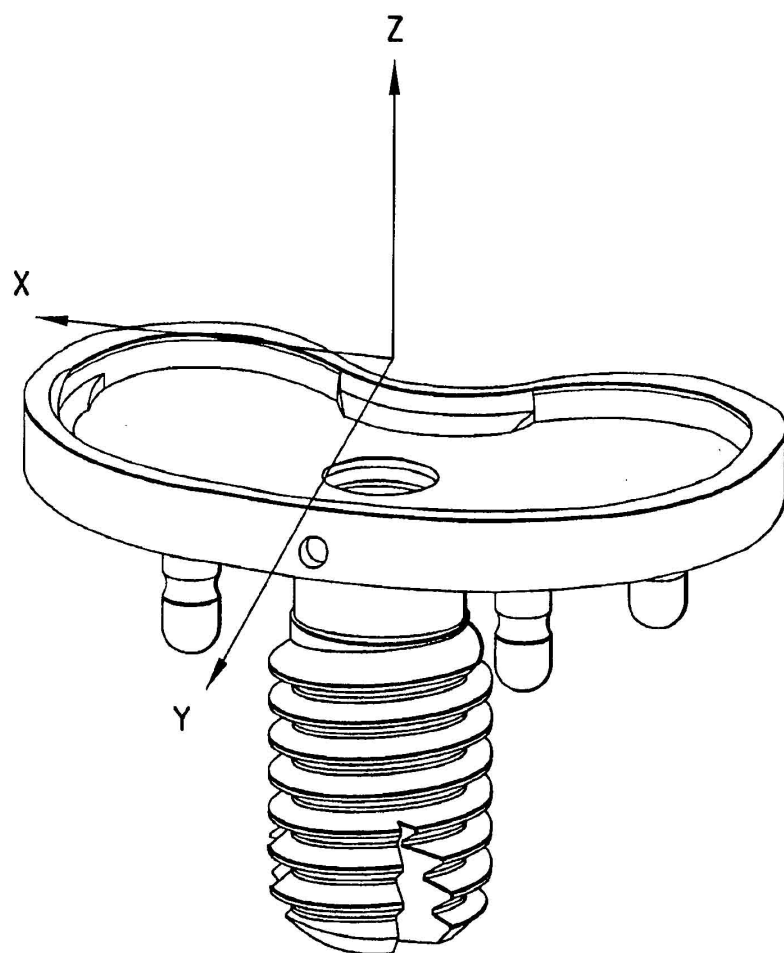


FIG.5

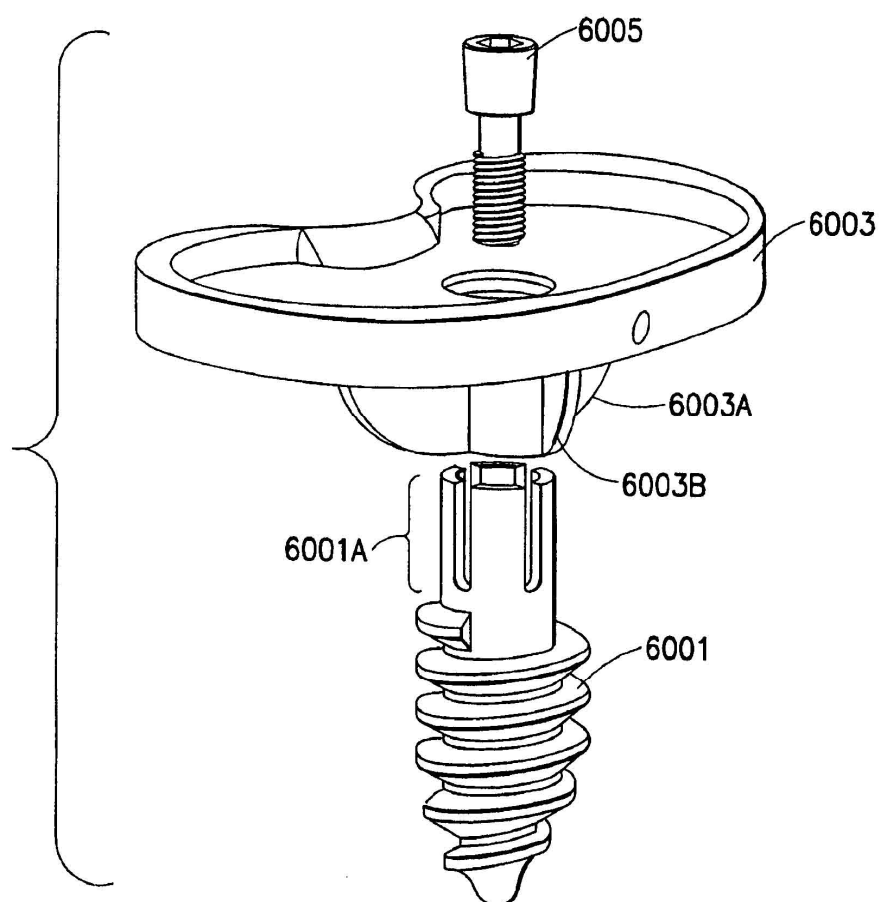


FIG.6

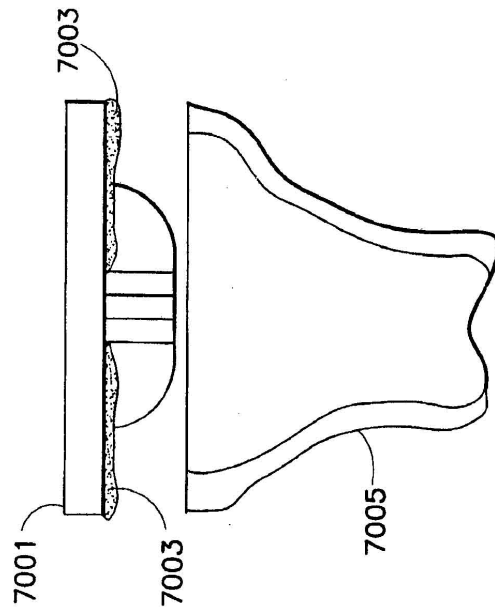


FIG. 7A

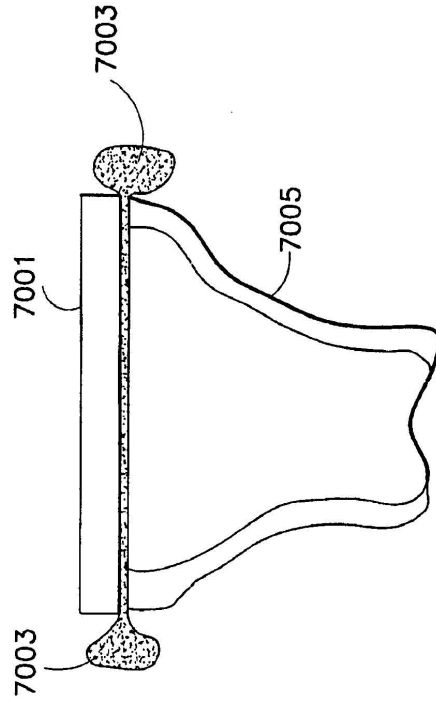


FIG. 7B

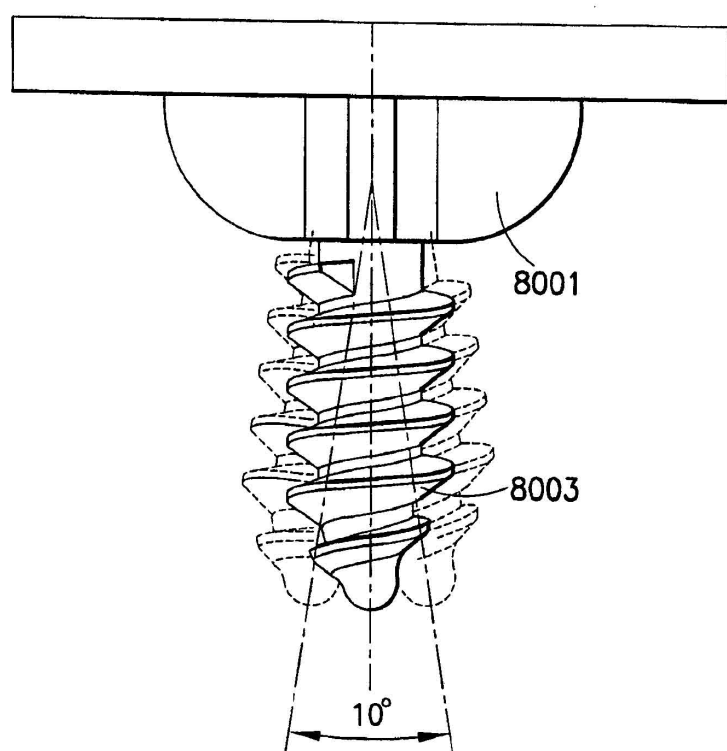


FIG.8

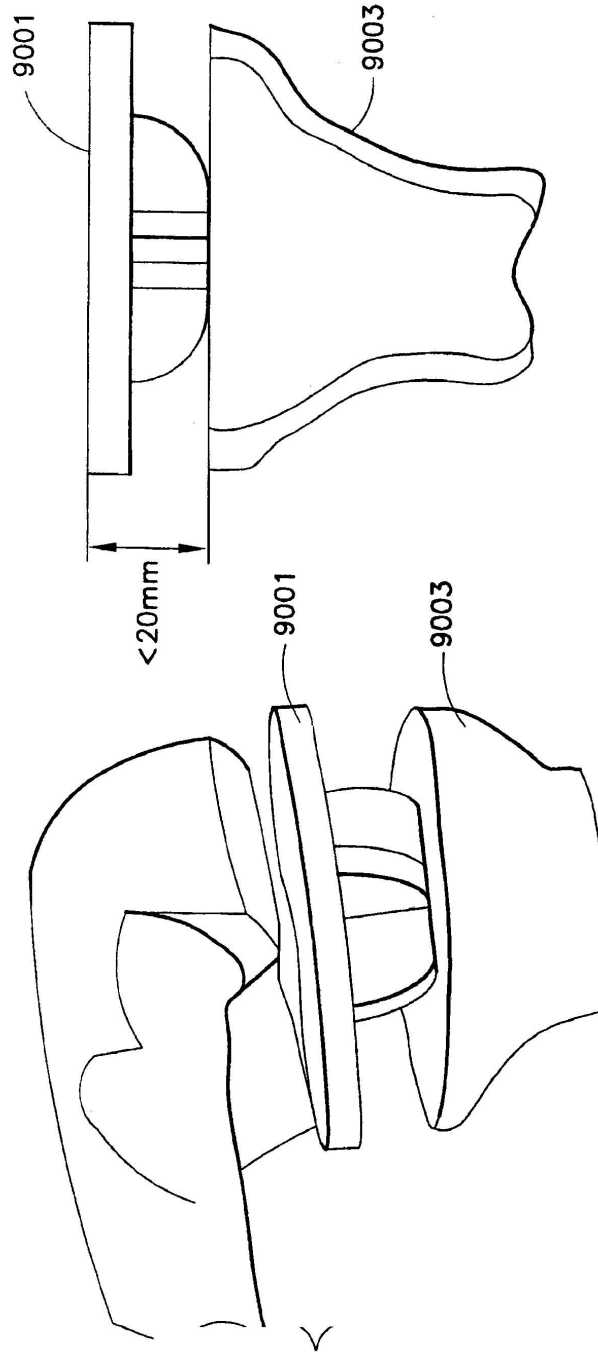


FIG.9B

FIG.9A