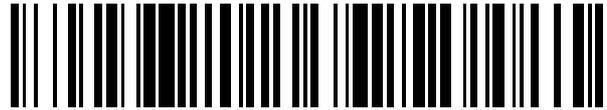


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 531 704**

51 Int. Cl.:

**A61F 2/38** (2006.01)

**A61F 2/08** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **31.10.2008** **E 13177085 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **18.02.2015** **EP 2653135**

54 Título: **Prótesis para la simulación de cinemática natural**

30 Prioridad:

**02.11.2007 GB 0721610**

**01.04.2008 GB 0805917**

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

**18.03.2015**

73 Titular/es:

**BIOMET UK LIMITED (100.0%)  
Waterton Industrial Estate  
Bridgend, South Wales CF31 3XA, GB**

72 Inventor/es:

**WOLFSON, DAVID;  
LLOYD, RUSSELL;  
O'CONNOR, JOHN JOSEPH;  
KHAN, MOHAMMED IMRAN;  
MURRAY, DAVID WYCLIFFE;  
DODD, CHRISTOPHER ALEXANDER y  
GOODFELLOW (DECEASED), JOHN WILLIAM**

74 Agente/Representante:

**CARVAJAL Y URQUIJO, Isabel**

**ES 2 531 704 T3**

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín europeo de patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre concesión de Patentes Europeas).

## DESCRIPCIÓN

Prótesis para la simulación de cinemática natural

5 Esta invención se refiere a una prótesis para la simulación cinemática natural y en particular se refiere a una prótesis que comprende un elemento de acoplamiento del hueso y un ligamento artificial. La técnica anterior más cercana es la FR 2663837 A1, que describe una prótesis que comprende un elemento de acoplamiento del hueso y un ligamento artificial, un extremo del ligamento artificial está asegurado a un cuerpo del elemento de acoplamiento del hueso, la prótesis además que comprende un soporte del ligamento que causa una desviación de la línea de una acción de ligamento y un elemento tensor.

10 Las prótesis de reemplazo de articulaciones comúnmente comprenden dos componentes de acoplamiento de hueso que se articulan a través de un componente de cojinete. En una prótesis de reemplazo total de rodilla, los componentes de acoplamiento del hueso son un componente femoral, que comprende una superficie anterior con la trayectoria de la rótula y dos cóndilos femorales, y un componente tibial, que comprende una superficie sustancialmente plana o bandeja y un poste, quilla u otra característica de estabilización. Los componentes, femoral y tibial se articulan a través de un componente de cojinete montado en la bandeja del componente tibial. El  
15 componente de cojinete puede fijarse total o parcialmente con respecto al componente tibial, y comúnmente comprende una sola pieza de polietileno de alta densidad.

20 Con el fin de reproducir más de cerca la cinemática natural de la rodilla, es deseable para una prótesis de reemplazo de rodilla total facilitar una combinación de movimiento de rodamiento, giratorio y traslacional entre los componentes femoral y tibial de la prótesis. Esto se puede lograr, en parte, mediante el empleo de un componente de cojinete "móvil", que tiene cierta libertad de movimiento con respecto al componente tibial en el cual este se soporta. Adicionalmente, se ha demostrado que los componentes de cojinete móviles muestran características de desgaste más favorables que los llamados cojinetes meniscales "fijos". Sin embargo, la experiencia, especialmente con reemplazos de rodilla uni-compartimental, indica que los cojinetes móviles están asociados con un mayor riesgo de dislocación en el caso de distracción de la articulación, ya sea en los compartimentos medial o lateral, cuando se  
25 compara con los cojinetes meniscales fijos.

La invención se define en la reivindicación 1.

30 El ligamento artificial puede extenderse entre y estar conectado a los componentes tibial y femoral. El ligamento artificial se puede acoplar al elemento de retención durante al menos parte de su rango de movimiento. El elemento de retención está adaptado para soportar y desviar el ligamento artificial para cambiar una línea de acción del ligamento. Por ejemplo, el elemento de retención puede comprender una polea o tener una superficie de soporte de ligamento que tiene una cavidad o está entallado para alinear el ligamento y prevenir la dislocación. La superficie del soporte de ligamento puede ser curva y/o biselada y/o pulida para reducir el desgaste del ligamento artificial.

35 El componente tibial de la prótesis de reemplazo de la articulación puede comprender las superficies del primer y segundo cojinete, accionables para articularse con el primer y segundo elemento del cojinete del componente del cojinete, siendo la primera superficie del cojinete convexa y siendo la segunda superficie del cojinete no convexa.

La segunda superficie del cojinete puede ser cóncava. Las superficies del cojinete convexa y cóncava pueden ser al menos parcialmente esféricas.

40 La presente invención se puede utilizar con un componente tibial para una prótesis de reemplazo de rodilla, el componente que comprende, un compartimento lateral que tiene una superficie de cojinete convexa y un compartimento medial que tiene una superficie de cojinete no convexa. La superficie de cojinete lateral convexa provee una mayor estabilidad al compartimento lateral de la articulación, cuando el componente tibial se ensambla en una prótesis de reemplazo de rodilla.

45 La superficie de cojinete del compartimento medial puede ser cóncava. Tal compartimento medial cóncavo provee una mayor estabilidad y facilita reproducir el movimiento natural de la rodilla cuando el componente tibial se ensambla en una prótesis de reemplazo de rodilla, principalmente por la reducción del movimiento en el compartimento medial de la rodilla. La combinación de un compartimento lateral convexo con un compartimento medial cóncavo facilita la restauración del movimiento natural de la rodilla.

Alternativamente, la superficie del cojinete del compartimento medial puede ser plana.

50 Las superficies del cojinete medial y lateral pueden ser parte esférica y los radios de curvatura de las superficies del cojinete lateral y medial pueden ser sustancialmente las mismas. El centro de curvatura de cada superficie de cojinete puede ser anterior de la línea central anterior/posterior de la superficie de cojinete y en la línea central medial/lateral de la superficie del cojinete.

Las superficies del cojinete lateral y/o medial pueden comprender componentes de las superficies modulares, operables para ser conectados a un componente de bandeja para formar el componente tibial. Los componentes de la superficie modulares y el componente de bandeja pueden comprender accesorios cooperantes para facilitar la conexión y la remoción de los componentes de la superficie modulares.

5 Se sabe que implantar un ligamento artificial para reemplazar un ligamento natural que se ha dañado. Los ligamentos artificiales convencionales se forman a partir de hebras o haces de fibras artificiales que pueden ser tejidas y/o alineadas para formar un elemento flexible que es sustancialmente uniformes en tamaño y es resistente a lo largo de su longitud.

10 Un ligamento natural, presenta una alta resistencia, tenacidad y capacidad de recuperación y conserva estas propiedades durante muchos años. Hasta la fecha, ha sido imposible de igualar estas propiedades utilizando fibras artificiales.

15 Cuando se implantan, los ligamentos artificiales se pueden unir al tejido óseo existente, siempre que el tejido en el sitio de fijación este relativamente intacto. Sin embargo, si el tejido óseo circundante está enfermo o dañado, puede ser necesario eliminar tanto el ligamento natural como el tejido óseo adyacente y reemplazarlos con componentes protésicos. Las operaciones de reemplazo de la articulación comúnmente dan como resultado la eliminación de al menos un ligamento. La funcionalidad del ligamento se replica tan estrechamente como sea posible por una o más características de la prótesis de reemplazo (como por ejemplo en el caso de una leva y poste cooperante en un reemplazo total de rodilla). Sin embargo, ha demostrado ser extremadamente difícil de reproducir la cinemática natural de una articulación sin la presencia de ligamentos que funcionen de forma natural. Esto es particularmente  
20 evidente en el caso de la articulación de la rodilla, que muestra un movimiento complejo que es altamente dependiente de la interacción de los ligamentos con las zonas articulares de los huesos.

25 El elemento de desviación puede tener una rigidez aproximada a la del ligamento natural que va a ser reemplazado. De esta manera, el elemento de desviación puede ayudar a replicar las características naturales de la articulación. El elemento de desviación puede tener características de rigidez lineales o no lineales que se pueden lograr por métodos conocidos en la técnica. La rigidez del elemento de desviación puede estar en un rango de 3 N/mm a 40 N/mm.

El elemento de desviación puede comprender uno o más muelles y/o uno o más elementos elásticos o elastoméricos y/o una o más arandelas Belleville. El elemento de desviación puede comprender un cilindro, tubo, toroide, cono o bucle de material elástico o elastomérico.

30 El elemento de desviación puede ser un muelle helicoidal y puede ser un muelle de tensión o un muelle de compresión. Alternativamente, el elemento de desviación puede ser un muelle de hojas. El muelle de hojas puede acoplar un estribo en una posición predeterminada en su rango de movimiento para variar la rigidez efectiva del muelle.

35 El muelle puede ser cónico, de modo que proporcione rigidez variable en su rango de movimiento. Puede ser por ejemplo, un muelle helicoidal cónico.

El elemento de desviación puede estar acoplado operativamente al ligamento en o cerca de un extremo solamente del ligamento. El elemento de desviación puede acoplar el ligamento a través de un componente del cojinete.

40 El elemento de desviación puede comprender un muelle, que puede ser un muelle de compresión. El muelle puede ser de cualquier forma. Por ejemplo, puede comprender un muelle helicoidal, un muelle de hojas, arandelas Belleville un elemento elástico o elastomérico.

El elemento de desviación puede tener una rigidez aproximada a la de un ligamento natural que va a ser reemplazado. El elemento de desviación puede tener una característica de rigidez lineal. Alternativamente, el elemento de desviación puede tener una característica de rigidez no lineal

45 El ligamento puede estar acoplado al elemento tensor a través de un medio de fijación. El medio de fijación puede comprender una porción ampliada que se forma sobre el ligamento y se acopla con el elemento tensor. Por ejemplo, la porción agrandada puede comprender un nudo atado en el ligamento artificial.

El elemento tensor puede ser ajustable y puede ser operable para ajustar la tensión en el ligamento. Por consiguiente, el elemento tensor ajustable permite ajustar la tensión en el ligamento de una manera controlada, de forma independiente y de forma controlable alterar las características del ligamento.

50 La prótesis puede comprender además medios de ajuste que pueden funcionar para ajustar la tensión en el ligamento. La tensión se puede ajustar mediante el ajuste de la posición del elemento tensor en relación con el

elemento de acoplamiento del hueso. Por lo tanto la tensión en el ligamento puede ser alterada incluso después de que tanto el ligamento como el elemento de acoplamiento del hueso se han implantado en un paciente.

5 El medio de ajuste puede comprender una conexión con rosca entre el elemento tensor y el elemento de acoplamiento del hueso. El elemento tensor puede comprender una rosca externa y el vástago puede comprender un orificio con rosca internamente correspondiente dentro del cual se recibe el elemento tensor.

El elemento tensor puede estar configurado para ser atornillado dentro o fuera del orificio para ajustar la tensión en el ligamento.

El elemento tensor puede acceder a través de una abertura formada en el elemento de acoplamiento del hueso.

10 La prótesis puede además comprender un elemento de retención para limitar el movimiento de uno o más elementos de cojinete de la prótesis, el elemento de retención está adaptado para acoplarse a un ligamento artificial para cambiar de ese modo una línea de acción del ligamento.

La prótesis puede comprender sólo una parte de una prótesis de reemplazo de articulación, que puede ser una prótesis de reemplazo de rodilla.

15 La prótesis puede comprender al menos parte de una prótesis de reemplazo de rodilla en la cual, el elemento de acoplamiento del hueso comprende un componente tibial y el ligamento artificial comprende un ligamento cruzado anterior de reemplazo (ACL).

20 Una ventaja de esta invención es la mejora de la cinemática. Los ligamentos artificiales sin características de rigidez apropiadas no se equilibran con los otros tejidos blandos, lo que resulta en unas cinemáticas anormales. Mediante el uso de un ligamento con rigidez fisiológica, habrá respeto mutuo con el tejido blando conservado, lo que permite que la articulación funcione normalmente. Otra ventaja del elemento de desviación y/o el elemento tensor es que protegen el ligamento del exceso de carga. Se ha demostrado que las cargas inducidas en un ligamento artificial que es sustancialmente inextensible están muy por encima de la tensión de tracción máxima de un ligamento natural. Al permitir sólo una pequeña cantidad de extensión en el ligamento artificial, estas cargas se reducen y el ligamento y su fijación están protegidos.

25 Las ventajas adicionales del elemento de desviación y/o el elemento tensor es que permiten que la tensión del ligamento se equilibre con otros tejidos blandos. Esto facilita la implantación de un ligamento artificial, ya que la fijación se puede optimizar primero antes de aplicar tensión a un ligamento. En las modalidades con un elemento tensor ajustable y/o con la fijación ajustable del ligamento en el fémur, se puede utilizar un solo tamaño o un rango limitado de tamaños del ligamento artificial, en cualquier paciente. Esto reduce los requisitos de los inventarios de los  
30 ligamentos artificiales.

El ligamento artificial puede ser asegurado dentro de una cavidad formada en el cuerpo del elemento de acoplamiento del hueso, y el soporte del ligamento puede comprender una boca de la cavidad. La boca de la cavidad puede ser redondeada o biselada.

35 El soporte de ligamento puede tener la forma de una polea. Por ejemplo, puede ser sustancialmente en forma de bobina de algodón o formado de otro modo con una cavidad o porción entallada. Esta cavidad o porción entallada es útil para centrar el ligamento artificial y reduce la posibilidad de dislocación.

El soporte de ligamento se puede proyectar desde una superficie del elemento de acoplamiento del hueso, o se puede formar en el elemento de retención descrito en los aspectos anteriores de la invención. Alternativamente, el ligamento artificial se puede fijar al elemento de acoplamiento del hueso o al elemento de retención.

40 La prótesis puede comprender al menos parte de una prótesis de reemplazo de rodilla.

45 Este aspecto de la invención permite la dirección de la acción de un ligamento artificial que se va a cambiar, en particular cuando se utiliza un elemento de desviación para controlar la rigidez del conjunto. Por ejemplo, si el elemento de desviación está alojado dentro del vástago tibial de una prótesis de reemplazo de rodilla su línea de acción debe ser paralela al vástago. Sin embargo, la línea de acción del ligamento debe ser hacia un punto de fijación para el componente femoral o fémur, la posición de que cambia a través del rango de movimiento. El uso de un soporte de ligamento permite el cambio necesario en la dirección de la línea de acción del ligamento.

50 La presente invención se puede usar en un método de implantación de una prótesis que comprende un primer y un segundo elementos de acoplamiento de hueso, un ligamento artificial y un elemento de desviación, que comprende: (a) acoplar operativamente el elemento de desviación a un primer extremo del ligamento artificial; (b) acoplar operativamente el elemento de desviación para el primer elemento de acoplamiento del hueso; (c) implantar el

primer y segundo elementos de acoplamiento del hueso en el tejido óseo; (d) conectar un segundo extremo del ligamento artificial al segundo elemento de acoplamiento del hueso, (e) equilibrar la tensión en el ligamento artificial.

5 La presente invención también se puede usar en un método de implantación de una prótesis que comprende un primer y un segundo elementos de acoplamiento del hueso, un ligamento artificial y un elemento tensor ajustable acoplado operativamente a un primer extremo del ligamento artificial y con el primer elemento de acoplamiento del hueso, el método que comprende: (a) ensamblar el primer elemento de acoplamiento del hueso, el elemento tensor ajustable y el ligamento artificial; (b) implantar el primer y segundo elementos de acoplamiento del hueso en el tejido óseo; (c) conectar un segundo extremo del ligamento artificial al segundo elemento de acoplamiento del hueso; (d) ajustar la posición del elemento tensor ajustable hasta lograr una tensión predeterminada en el ligamento artificial.

## 10 BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

Para una mejor comprensión de la presente invención, y para mostrar más claramente cómo puede llevarse a cabo, se hará ahora referencia, a modo de ejemplo, a los dibujos adjuntos, en los que: -

La Figura 1 es una vista en planta de un componente del cojinete

La Figura 2 es una vista en planta de un componente alternativo de cojinete

15 La Figura 3 es una vista en planta de un componente de la bandeja tibial

La Figura 4 es una vista en perspectiva del componente de bandeja tibial de la Figura 3

La Figura 5 es una vista en perspectiva del componente del cojinete y el componente de la bandeja tibial

La Figura 6 es una vista en perspectiva de una prótesis de reemplazo de rodilla parcialmente ensamblada

La Figura 7 es una vista en planta de una modalidad de un componente tibial

20 La Figura 8 es una vista en sección a lo largo de la línea central anterior/posterior XX del componente de la Figura 7.

La Figura 9 es una vista en sección a lo largo de la línea central medial/lateral YY del compartimento lateral del componente de la Figura 7.

La Figura 10 es una vista en sección a lo largo de la línea central medial/lateral ZZ del compartimento medial del componente de la Figura 7.

25 La Figura 11 es una vista en perspectiva de una modalidad de un componente tibial

La Figura 12 es una vista en sección de otra modalidad de un componente tibial

La Figura 13 es una vista en sección del componente de la Figura 12 en una disposición alternativa

La Figura 14 es una vista en sección de una modalidad de un componente del cojinete

La Figura 15 es una vista en perspectiva de una prótesis de rodilla que tiene un ligamento artificial.

30 La Figura 16 es una vista lateral parcialmente seccionada de una prótesis de rodilla que tiene un ligamento artificial asegurado a través de un elemento de desviación.

La Figura 17 es una vista en sección parcial de la modalidad de la Figura 16.

La Figura 18 es una vista lateral parcialmente seccionada de una prótesis de rodilla que tiene un ligamento artificial asegurado a través de un dispositivo tensor.

35 La Figura 19 es una vista en sección parcial de la modalidad de la Figura 18.

La Figura 20 es una vista en sección parcial de una prótesis de rodilla que tiene un ligamento artificial asegurado a través de un dispositivo tensor y un dispositivo de desviación.

La Figura 21 es una vista en sección parcial de una prótesis de rodilla que tiene un ligamento artificial y un soporte de ligamento.

La Figura 22 es una vista en perspectiva de una prótesis de reemplazo de rodilla parcialmente ensamblada con un soporte ligamento modificado.

5 Descripción detallada de las modalidades preferidas

Con referencia a las Figuras 1 y 2, un componente del cojinete 2 comprende un primer y segundo elementos del cojinete 4, 6 y un elemento de unión flexible 8. El componente del cojinete 2 es apropiado por su uso como un componente del cojinete meniscal de una prótesis total de rodilla, la prótesis que comprende un componente tibial, un componente femoral y el componente del cojinete 2. Los elementos del cojinete 4, 6 del componente del cojinete  
10 están formados de polietileno de alta densidad moldeado y comprenden cada uno una superficie de cojinete distal (no se muestra), que tiene la forma para articular con una bandeja tibial, y una superficie de cojinete proximal 10, 12, que tiene la forma para articular con un cóndilo asociado de una prótesis femoral. Las superficies del cojinete proximal 10, 12 pueden tener cualquier forma apropiada, adecuada para el componente femoral elegido con el cual el componente del cojinete es para articular.

15 El elemento de unión 8 puede ser un cordón separado 14, conectado a los elementos del cojinete 4, 6, como se ilustra en la Figura 1. El cordón 14 puede ser de cualquier forma o material apropiado. Por ejemplo, puede comprender una tela flexible tejida o cordón de poliéster. El cordón 14 pasa a través de los orificios adecuadamente dimensionados 18, 20 que se extienden por la anchura de los elementos del cojinete 4, 6 de tal manera que los  
20 extremos del cordón 14 se extienden hacia fuera de lados opuestos de cada elemento del cojinete 4, 6. Un nudo 22 está atado en cada extremo del cordón 14 para evitar que el cordón 14 se devuelva por los orificios 18, 20. Los dos elementos del cojinete 4, 6 están por lo tanto conectados juntos. El movimiento relativo entre los elementos del cojinete 4, 6 es posible, ya que el cordón 14 es flexible. Alternativamente, el nudo 22 puede ser sustituido por una bola u otra característica que sobresalga e impida el paso de los extremos del cordón de vuelta a través de los orificios 18, 20. También, como se ilustra por ejemplo en las Figuras 5 y 6, el cordón 14 puede ser moldeado en los  
25 elementos del cojinete en el momento de la fabricación.

En un ejemplo alternativo, el elemento de unión 8 puede ser un componente integral 16 de los elementos del cojinete 4, 6, como se ilustra en la Figura 2. El elemento de unión puede comprender por ejemplo una membrana delgada de polietileno 16 que conecta los elementos del cojinete 4, 6, mientras permite el movimiento relativo entre los mismos. La membrana 16 puede estar moldeada en los elementos del cojinete 4, 6 o se puede formar durante la  
30 fabricación de los elementos del cojinete mediante la formación del componente del cojinete 2 como un único componente y a continuación remoción de material del componente a fin de definir los dos elementos del cojinete 4, 6, dejando sólo la membrana delgada de material 16 que conecta los dos elementos juntos.

Con referencia a las Figuras 3 a 6, un componente tibial apropiado para uso con el componente del cojinete 2 comprende una bandeja 30 y un elemento de puente 50. El elemento de puente 50 se omite en las Figuras 3 a 5 para mayor claridad. La bandeja 30 está formada de un metal biocompatible apropiado, tal como acero inoxidable o molibdeno cromo cobalto. La bandeja comprende una superficie distal 32, que se acopla a una superficie de hueso tibial reseca, y puede comprender una quilla o cualquier otro elemento de estabilización (no se muestra). La bandeja 30 además comprende una superficie proximal 34 que se articula con las superficies distales de los  
35 elementos del cojinete 4, 6 del componente del cojinete 2, cuando el componente del cojinete 2 y el componente tibial se ensamblan. El componente tibial comprende un compartimento lateral 36 y un compartimento medial 38. Los compartimentos medial y lateral pueden cada uno comprender las superficies del cojinete 40, 42 con las que los elementos del cojinete 4, 6 del componente del cojinete 2 articulan. Las superficies del cojinete 40, 42 pueden ser planas, y la articulación puede comprender una articulación deslizante.

Con referencia particular a la Figura 6, el elemento de puente 50 comprende una viga 52 y dos patas de soporte 54, 56. La viga 52 se extiende esencialmente paralela a la superficie proximal 34 de la bandeja tibial 30 en una  
45 dirección anterior / posterior y se extiende esencialmente por toda la anchura de la bandeja 30. Las patas de soporte 54, 56 están situadas próximas a los bordes anterior y posterior de la bandeja, sustancialmente equidistantes de los bordes medial y lateral de la bandeja 30. El elemento de puente 50 por lo tanto divide la bandeja 30 en sus compartimentos medial y lateral 36, 38 y define un paso 60 entre los mismos. Una superficie proximal de la viga 52  
50 puede comprender un orificio ciego roscado y el tornillo cooperante (no se muestra), apropiado para unir un extremo de un ligamento artificial (no se muestra) con el elemento de puente 50. También puede ser utilizado un medio alternativo de conexión de un ligamento artificial.

El elemento de puente 50 está formado de cualquier metal biocompatible apropiado y puede estar formado integralmente con la bandeja tibial 30. Alternativamente, el elemento de puente puede estar conectado a la bandeja  
55 30 de cualquier manera apropiada. Preferiblemente, el elemento de puente 50 está conectado de forma desmontable a la bandeja 30, lo que facilita el montaje de la prótesis final. Alternativamente, el elemento de puente 50 puede estar conectado de forma fija a la bandeja 30 en el momento de la fabricación.

El componente del cojinete 2 y la bandeja tibial 30 se pueden ensamblar en el momento de la fabricación o inmediatamente antes de la implantación. Cuando el componente del cojinete 2 y la bandeja tibial 30 se ensamblan, como se ilustra en la Figura 5, los elementos del cojinete 4, 6 del componente del cojinete 2, cada uno descansa en una superficie de cojinete respectiva 40, 42 de la bandeja 30. El elemento de unión 8 del componente del cojinete 2 conecta los elementos del cojinete 4, 6 juntos. Cuando el elemento de puente 50 se ensambla con la bandeja 30 para formar el componente tibial, como se ilustra en la Figura 6, el elemento de unión 8 del componente del cojinete se extiende debajo de la viga 52 del elemento de puente, a través del paso 60 para conectar el elemento del cojinete 4, 6. Si el elemento de puente 50 está formado integralmente con la bandeja tibial 30, la bandeja 30, el elemento de puente 50 y el componente del cojinete 2 pueden ser ensamblados en el momento de la fabricación. Alternativamente, si el elemento de puente 50 no está formado integralmente con la bandeja 30, puede estar conectado a la bandeja después de la fabricación, entonces la bandeja 30, el elemento de puente 50, el componente del cojinete 2 se pueden ensamblar en cualquier momento antes de la implantación.

En uso, la bandeja tibial 30, el elemento de puente 50 y el componente del cojinete 2 se ensamblan y se implantan mediante el montaje del componente tibial sobre una superficie proximal resecada de una tibia. Un componente femoral se une a una superficie distal del fémur y se ensambla la articulación revestida. Los elementos del cojinete 4, 6 amortiguan la articulación entre la bandeja tibial y los cóndilos del componente femoral. Los elementos del cojinete 4, 6 son móviles, pero se retienen de forma segura dentro de la articulación por la acción combinada del elemento de unión 8 y el elemento de puente 52. En caso de desviación de la articulación en cualquiera de los compartimientos lateral o medial, el elemento del cojinete en el compartimiento desviado se mantiene dentro de la articulación por su conexión con el otro elemento del cojinete a través del elemento de unión 8. En el caso de desviación bilateral, el componente del cojinete 2 se mantiene dentro del espacio de la articulación por el puente 52. El paso 60 definido por el elemento de puente 50 no es suficientemente grande para permitir el paso de cualquiera de los elementos del cojinete 4, 6, por lo que se impide la dislocación del componente del cojinete 2.

Con referencia a las Figuras 7 a 11, un componente tibial 100 de una prótesis de rodilla comprende una superficie distal 102, que es operable para acoplarse con una superficie de resección de una tibia, y una superficie proximal 104, que es operable para acoplar uno o más componentes del cojinete (no se muestra). El componente puede además comprender un poste, quilla u otro elemento de estabilización (no se muestra) que se extiende desde la superficie distal y proporciona estabilidad al componente 100 cuando se implanta. El componente comprende un compartimiento lateral 106, que incluye una porción lateral de las superficies proximal y distal 102, 104, y un compartimiento medial 108, que incluye una porción medial de las superficies proximal y distal 102, 104. Los compartimientos medial y lateral están separados por una región central 114.

Cada uno de los compartimientos medial y lateral comprende una superficie de cojinete proximal 110, 112. La superficie de cojinete proximal lateral 110 es convexa o en forma de cúpula, que tiene una superficie parcialmente esférica con un radio de curvatura  $R_l$ . El centro de curvatura de la superficie de cojinete lateral 110 es sólo anterior de la línea central anterior/posterior XX del componente tibial 100, y es aproximadamente en la línea central medial/lateral YY del compartimiento lateral 106 del componente tibial 100. La superficie de cojinete proximal medial 112 es cóncava o con forma de plato, que tiene una superficie parcialmente esférica con un radio de curvatura  $R_m$ , que es preferiblemente de una longitud similar al radio de la superficie de cojinete lateral de curvatura  $R_l$ . El centro de curvatura de la superficie de cojinete medial 112 también está justo anterior de la línea central anterior/posterior XX del componente tibial 100, y está aproximadamente en la línea central medial/lateral ZZ del compartimiento medial 108 del componente tibial 100.

El análisis cinemático de un paciente se puede emplear para determinar la altura  $h_m$ ,  $h_l$  de cada compartimiento del componente tibial 100. Alternativamente, las alturas  $h_l$ ,  $h_m$  de los compartimientos medial y lateral pueden ser seleccionadas de acuerdo a las posiciones naturales de las superficies del cojinete lateral y medial de una tibia sana.

Con referencia a las Figuras 12 y 13, otro ejemplo del componente tibial 200 comprende una bandeja tibial 270 y al menos tres componentes de superficie modulares 280, 282, 284. La bandeja tibial 270 comprende una superficie distal 202, que es operable para acoplarse con una superficie de resección de la tibia, y una superficie proximal 204, que es operable para acoplar uno o más componentes de la superficie modulares. La superficie proximal 204 comprende las superficies de soporte lateral y medial 208, 210, cada una de las cuales puede comprender una función de conexión, por ejemplo, una cavidad 212, operable para cooperar con una función de conexión correspondiente en un componente de superficie modular correspondiente, como se describe a continuación.

Los al menos tres componentes de la superficie modulares comprenden, un componente de la superficie lateral en forma de cúpula 280, que tiene una superficie de cojinete proximal convexa con una parte esférica 210 como se describe anteriormente con respecto al componente tibial 100, un componente de superficie medial cóncava 282, que tiene una superficie de cojinete proximal esférica con una parte cóncava 212 como se describe anteriormente con respecto al componente tibial 100, y un componente de superficie medial plana 284, que tiene una superficie de cojinete proximal plana 213. El componente tibial 200, también puede comprender un componente de superficie plana lateral que tiene una superficie de cojinete proximal plana (no se muestra). Cada componente de superficie modular 280, 282, 284 comprende una superficie de cojinete distal que se articula con una superficie de soporte

correspondiente 208, 210 de la bandeja tibial 270. Las superficies del cojinete distales de los componentes de la superficie modulares 280, 282, 284 comprenden cada una función de conexión, por ejemplo, una agarradera 290, operable para cooperar con la función de conexión correspondiente en la superficie de soporte tibial correspondiente 208, 210.

5 El componente tibial 200 se puede proveer como un kit de partes que comprende una bandeja tibial 270 y una selección de componentes de superficie modulares 280, 282, 284, lo que permite a un cirujano seleccionar una combinación apropiada de superficies del cojinete en forma de cúpula, cóncava y plana para adaptarse a un determinado paciente.

10 Ambos ejemplos del componente tibial 100, 200 son operables para ser utilizado en combinación con cojinetes de forma apropiada (no se muestran). Los cojinetes comprenden preferiblemente cojinetes mediales y laterales individuales, cada uno tiene una superficie del cojinete femoral proximal que tiene la forma para articular con un componente femoral de una prótesis de rodilla, y una superficie de cojinete tibial distal que tiene la forma para articular con la apropiada superficie del cojinete lateral o medial del componente tibial 100, 200. Una combinación de las superficies del cojinete medial cóncava y lateral en forma de cúpula sobre el componente tibial 100, 200  
15 proporciona el incremento de la estabilidad a los cojinetes meniscales individuales y facilita recrear el movimiento natural de la rodilla.

Los componentes tibiales 100, 200 descritos con referencia a las Figuras 7 a 13, se pueden utilizar en combinación con el componente del cojinete 2 descrito con referencia a las Figuras 1 a 6. Un elemento de puente 50 como se describe anteriormente con respecto a la Figura 6 se puede montar en la región central 114 del componente tibial  
20 100, 200 de las Figuras 7 a 13. Si el componente del cojinete 2 es para ser utilizado en conexión con un componente tibial 100, 200 como se ha descrito con referencia a las Figuras 7 a 13, las superficies del cojinete distales de los elementos del cojinete 4, 6 del componente del cojinete 2 están configurados para articularse con, por ejemplo, las superficies del cojinete convexa y cóncava 210, 212 del componente tibial 200. Un ejemplo de un componente del cojinete 102 para uso con cualquiera de los componentes tibiales 100, 200 de las Figuras 7 a 13 se ilustra en la vista  
25 en sección en la Figura 14. El componente del cojinete 102 comprende elementos del cojinete laterales y mediales 106, 104, cada uno de los cuales comprende una superficie del cojinete proximal 110, 112, con forma para articular con un cóndilo femoral asociado. Los elementos del cojinete 104, 106 además comprenden superficies del cojinete distal 113, 111, cada uno de los cuales está conformado para articularse con una superficie de cojinete tibial proximal correspondiente 210, 212. Por lo tanto, la superficie de cojinete distal 113 del elemento del cojinete lateral  
30 106 es cóncava parcialmente esférica, con un radio de curvatura sustancialmente igual al radio de curvatura  $R_l$  de la superficie de cojinete lateral 210 del componente tibial. Del mismo modo, la superficie de cojinete distal 111 del elemento del cojinete medial 104 es convexa parcialmente esférica, con un radio de curvatura sustancialmente igual al radio de curvatura  $R_m$  de la superficie de cojinete medial 212 del componente tibial.

35 Se entenderá por un experto en la técnica que cualquier aspecto de cualquiera de los ejemplos descritos en este documento, se puede utilizar en combinación con cualquier otro aspecto de cualquiera de los ejemplos descritos en este documento.

Haciendo referencia a la Figura 15, una prótesis de rodilla 1002 comprende un componente tibial 1004 que tiene una bandeja tibial 1006 formada integralmente de un vástago 1008, un componente femoral 1010 y un par de los  
40 componentes del cojinete 1012, 1013. Los componentes del cojinete 1012, 1013 separan el componente tibial 1004 y el componente femoral 1010, y se forman con superficies del cojinete proximal y distal que se acoplan con las superficies del cojinete correspondientes 1014, 1015, 1016 en la bandeja tibial 1006 y en el componente femoral 1010. Estas diversas superficies del cojinete permiten que el componente tibial 1004 rote y se traslade con respecto al componente femoral 1010. Los componentes del cojinete 1012, 1013 pueden ser componentes del cojinete  
45 meniscal, componentes de cojinete de la plataforma de rotación, o componentes de cojinetes fijos y pueden ser componentes del cojinete unidos que pueden tener forma y pueden articular de acuerdo con las modalidades de las Figuras 1 a 14.

Las Figuras 16 y 17 ilustran una modalidad de prótesis 102, en la cual un ligamento artificial 1118 se conecta en un extremo 1121 con el componente femoral 1110, y en el otro extremo 1123 a un elemento de desviación 1140  
50 montado en el vástago 1108 del componente tibial 1104. El elemento de desviación 1140 se acopla con el ligamento 1118 a través de un elemento del cojinete 1144. El elemento de desviación 1140 y el elemento del cojinete 1144 se reciben ambos dentro de un agujero 1126 formado en el vástago 1108. El agujero 1126 se abre sobre la superficie de cojinete 1114 de la bandeja tibial 1106 en una boca 1130. La boca 1130 se extiende parcialmente en el orificio 1126 para definir un saliente anular interno 1154 que tiene una superficie de cojinete anular 1156. La boca 1130 es lisa, ampliada para acomodar el ligamento artificial 1118 con un poco de juego. La boca puede ser redondeada o  
55 biselada. El ligamento artificial 1118 se extiende en el orificio 1126 a través de un espacio 1127, definido entre los componentes del cojinete 1112, 1113, de manera que el ligamento artificial 1118 sustancialmente no interfiere con los componentes del rodamiento 1112, durante la articulación normal de la prótesis.

Se contempla cualquier medio conveniente de conexión del extremo 1121 del ligamento 1118 con el componente femoral 1110. Por ejemplo, una protuberancia o clavija 1119 se pueden formar en el componente femoral para la fijación del ligamento 1118. El extremo 1121 del ligamento 1118 puede ser doblado y pegado, cosido o fijado de otra manera para formar un bucle (no se muestra). Alternativamente, se pueden formar un agujero u ojo en el extremo 1121 del ligamento 1118. El ligamento artificial entonces puede ser fijado a la protuberancia 1119 pasando el bucle o el ojo sobre la protuberancia 1119. La protuberancia 1119 puede tener una cabeza alargada y el vástago más estrecho para conseguir una fijación estable del ligamento una vez unido a la protuberancia 1119.

También con referencia a la Figura 18, el otro extremo 1123 del ligamento artificial 1118 está unido al elemento de desviación 1140 a través del elemento del cojinete 1144. Se contempla cualquier medio conveniente de conexión entre el extremo 1123 del ligamento 1118 y el elemento del cojinete 1144. Por ejemplo, el extremo 1123 del ligamento 1118 puede pasar total o completamente a través del elemento del cojinete 1144 y se impide que pase de nuevo a través del elemento del cojinete 1144 por un tope 1134. El tope 1134 puede tomar la forma de un cuerpo ampliado, por ejemplo un cuerpo esférico (como se ilustra en la Figura 16), un cilindro, o de cualquier otra forma apropiada. Alternativamente, el tope puede comprender un nudo 1135 formado en el extremo 1123 del ligamento 1118 (como se ilustra en la Figura 17). En una modalidad alternativa (no se muestra) el extremo 1123 del ligamento 1118 puede estar unido directamente al elemento del cojinete 1144 sin pasar a través del cuerpo del elemento del cojinete 1144.

El elemento de desviación 1140 comprende un elemento elástico 1142. En la modalidad ilustrada, el elemento elástico 1142 es un muelle de compresión helicoidal 1146 y el elemento del cojinete 1144 es una placa 1148. Sin embargo, el elemento elástico puede consistir o comprender cualquier muelle o muelles apropiados, por ejemplo una arandela Belleville o un elemento elástico o elastomérico. Un elemento del cojinete apropiado puede ser seleccionado de acuerdo a la elección del elemento elástico.

Como se ilustra particularmente en la Figura 18, el muelle 1146 y placa de cojinete 1148 se recibe dentro del orificio 1126 del vástago 1108. El ligamento artificial 1118 se extiende dentro de la boca 1130 del orificio 1126, a través del muelle helicoidal 1146 y a través de un paso 1150 formado en la placa de cojinete 1148. Un tope 1134 o nudo 1136 impiden que el ligamento 1118 pase de nuevo a través del paso 1150 como se describe anteriormente. Cuando las fuerzas de tracción se aplican al ligamento 1118, el nudo 1135 o el tope 1134 se apoyan contra una superficie adyacente de la placa 1148, obligando a la superficie opuesta de la placa 1148 a acoplarse y comprimir el muelle 1146 contra la superficie del cojinete anular 1152 de la saliente 1150.

El muelle 1146 ayuda a replicar la rigidez natural del ligamento que se va a reemplazar. Por lo tanto, las características del muelle se seleccionan para ser similares a las del ACL natural.

Haciendo referencia a las Figuras 18 y 19, en una modalidad adicional de la prótesis 1202, un ligamento artificial 1218 se conecta en un extremo 1221 con el componente femoral 1210, y en el otro extremo 1223 con un elemento tensor 1220 montado en el vástago 1208 del componente tibial 1204. El elemento tensor 1220 es cilíndrico y formado con una rosca exterior 1222 que se acopla a una rosca interna 1224 formada en un orificio 1226 en el vástago 1208.

Como en el ejemplo de las Figuras 16 y 17, se contempla cualquier medio conveniente de conexión del extremo 1221 del ligamento 1218 con el componente femoral 1210. Por ejemplo, una protuberancia o clavija 1219 puede estar formada en el componente femoral para fijación del ligamento 1218. El extremo 1221 del ligamento 1218 puede ser plegado y pegado, cosido o fijado de otra para formar un bucle (no se muestra). Alternativamente, un agujero u ojo se puede formar en el extremo 1221 del ligamento 1218. El ligamento artificial puede entonces ser fijado a la protuberancia 1219 pasando el bucle o el ojo sobre la protuberancia 1219. La protuberancia 1219 puede tener una cabeza alargada y el vástago más estrecho para permitir una fijación estable del ligamento una vez conectado a la protuberancia 1219.

El otro extremo 1223 del ligamento artificial 1218 está unido al elemento tensor 1220. Una vez más, como en el ejemplo de las Figuras 16 y 17, se contempla cualquier medio conveniente de conexión entre el extremo 1223 del ligamento 1218 y el elemento tensor de 1220. Por ejemplo, el extremo 1223 del ligamento 1218 puede pasar total o en gran parte a través del elemento tensor de 1220 y se impide que se devuelva a través del elemento tensor de 1220 por un tope 1234. El tope 1234 puede tomar la forma de un cuerpo ampliado, por ejemplo un cuerpo esférico (como se ilustra en la Figura 18), un cilindro, o de cualquier otra forma apropiada. Alternativamente, el tope puede comprender un nudo 1235 formado en el extremo 1223 del ligamento 1218 (como se ilustra en la Figura 19). En un ejemplo alternativo (no se muestra) el extremo 1223 del ligamento 1218 puede estar unido directamente al elemento tensor 1220 sin pasar a través del cuerpo del elemento tensor 1220.

El orificio 1226 en el cual se recibe el elemento tensor 1220 se abre a la superficie de cojinete 1214 de la bandeja tibial 1206 en una boca 1230. La boca 1230 es lisa, amplia para acomodar el ligamento artificial 1218 con algo de juego. La boca puede ser redondeada o biselada. El ligamento artificial 1218 se extiende en el orificio 1226 a través de un espacio de 1227, definido entre los componentes del cojinete 1212, 1213, de modo que el ligamento artificial

1218 sustancialmente no interfiere con los componentes del cojinete 1212 durante la articulación normal de la prótesis. En el caso de un componente del cojinete monobloque (no se muestra) se forma una abertura apropiada para permitir el paso del ligamento artificial y para minimizar el desgaste o la abrasión del ligamento 1218 durante el movimiento.

5 Como se ilustra en la Figura 19, el elemento tensor 1220 puede tener una cavidad esencialmente esférica 1229 en su extremo 1231 más cercano al extremo libre 1228 del vástago 128. Un paso 1232 se extiende desde una base de la cavidad a través del elemento tensor hacia la boca 1230 en la bandeja tibial. El paso 1232 es lo suficientemente grande para recibir el bucle, ojo u cualquier otro elemento de fijación en el extremo 1221 del ligamento 1218, pero es demasiado pequeño para permitir el paso del tope 1234. Alternativamente, como se ilustra en la Figura 20, el elemento tensor puede comprender simplemente un paso 1232, el tope o nudo 1234, 1235 que se acopla contra una superficie 1237 del elemento tensor 1220.

15 Con referencia a la Figura 20, una modalidad de la invención combina las características de los dos últimos ejemplos. La prótesis 1302 comprende un elemento tensor 1320, sustancialmente como se describe con referencia a la modalidad de las Figuras 18 y 19, y un elemento de desviación 1340, fundamentalmente como se describe con referencia a la modalidad de las Figuras 16 y 17. El elemento de desviación 1340 actúa entre el ligamento 1318 y el elemento tensor 1320, en comparación con la saliente 1350 de la modalidad de las Figuras 16 y 17. El elemento de desviación 1340 comprende un elemento elástico 1342, que se acopla con el ligamento 1318 a través de un elemento del cojinete 1344. En la modalidad ilustrada, el elemento elástico 1342 es un muelle de compresión helicoidal 1346 y el elemento del cojinete 1344 es una placa de 1348. Sin embargo, el elemento elástico puede ser cualquier muelle o muelles apropiados, por ejemplo una arandela Belleville o un elemento elástico o elastomérico. Un elemento del cojinete apropiado puede ser seleccionado de acuerdo con la elección del elemento elástico.

20 Como se ilustra en la Figura 20, el muelle 1346 y la placa de cojinete 1348 se reciben dentro del orificio 1326 del vástago 1308 por debajo del elemento tensor 1320. El ligamento artificial 1318 se extiende a través del paso 1332 en el elemento tensor, a través del muelle helicoidal 1346 y a través un paso 1350 formado en la placa de cojinete 1348. El tope 1334 o nudo 1336 se forma en el extremo 1323 del ligamento 1318 como se describe anteriormente. El nudo 1335 o el tope 1334 impiden que el ligamento 1318 se devuelva a través del paso 1350. Cuando las fuerzas de tracción se aplican al ligamento 1318, el nudo 1335 o el tope 1334 se apoyan contra una superficie adyacente de la placa 1348, obligando a una superficie opuesta de la placa 1348 para acoplarse y comprimir el muelle 1346 contra la superficie adyacente del elemento tensor 1320.

30 El muelle ayuda en la replicación de la rigidez natural de un ligamento. Las características del muelle se seleccionan de conformidad para que sean similares a las del ACL natural.

La implantación de una prótesis de la presente invención se describirá con referencia a la modalidad de la Figura 20. Sin embargo, se entenderá que las técnicas correspondientes se pueden emplear para todas las modalidades reveladas en este documento.

35 En el uso de la prótesis 1302, se implanta el componente femoral 1310 en un extremo distal de un fémur (no se muestra) y el componente tibial 1304 se implanta en un extremo proximal de una tibia (no se muestra), de tal manera que el vástago 1308 está situado en el canal intramedular de la tibia, y la bandeja tibial 1306 descansa en el extremo proximal reseca de la tibia. El o los componentes del cojinete apropiados se colocan entre el componente femoral 1310 y el componente tibial 1304.

40 El ligamento artificial 1318, el muelle de compresión 1346 y la placa de cojinete 1348, el elemento tensor de 1320 y el componente tibial 1304 están preensamblados antes de la implantación. El ligamento 1318 se conecta con el elemento tensor de 1320 pasando el extremo 1321 del ligamento 1318 a través del paso 1332 vía el paso 1350 en la placa de cojinete 1348 y el muelle 1346 y alimentando el ligamento 1318 a través del paso 1332 hasta la el tope 1334 o el nudo 1335 se acopla a una superficie de la placa de cojinete 1348. A continuación, el elemento tensor 45 1320 se atornilla a una profundidad apropiada en el orificio 1326, en el componente tibial 1304 para lograr la tensión inicial del ligamento 1318 cuando se conecta totalmente.

A continuación, los componente femoral y tibial 1310, 1304 se implantan utilizando técnicas estándar. Una vez que el componente tibial 1304 se implanta, el extremo libre 1321 del ligamento 1318 se proyecta a través de la boca 1330 en la bandeja tibial hacia el componente femoral 1310. Entonces, los elementos de cojinete apropiados se colocan entre el componente femoral 1310 y el componente tibial 1304 de una manera conocida.

Luego, el extremo 1121 del ligamento 1118 se une al componente femoral 1110 pasando el bucle o el ojo sobre la protuberancia 1119.

Después, la articulación se examina para determinar si la tensión en el ligamento artificial 1318 se equilibra con la tensión en el ligamento cruzado posterior retenido (PCL). Si la tensión en el ligamento artificial 1318 es equilibrada

con la tensión en el PCL, el procedimiento de implantación se ha completado. Si la tensión en el ligamento artificial 1318 no se equilibra con aquella en el PCL, se ajusta la posición del elemento tensor 1320 dentro del orificio 1326, a fin de aumentar o reducir la tensión aplicada al ligamento 1318. Una herramienta (no se muestra) puede ser insertada a través de la boca 1330 para acoplarse a una formación de accionamiento (no se muestra) formada en el elemento tensor de 1320. Mediante la rotación de la herramienta, el elemento tensor 1320 se gira y se mueve axialmente a lo largo de la rosca interna en el orificio 1326, ajustando de ese modo la tensión en el ligamento artificial 1318.

Con referencia a las Figuras 17 a 20, las modalidades de la presente invención comprenden un soporte de ligamento 1160 que es operable para cambiar la línea de acción del ligamento artificial 1118. El soporte de ligamento puede comprender una sección o una proyección de la boca 1130 del orificio 1126 en el componente tibial 1114. Alternativamente, como se muestra en la Figura 21, el soporte del ligamento puede comprender una agarradera 1070 que se proyecta desde la superficie 1014 de la bandeja tibial 1006. La agarradera puede estar formada integralmente con o conectada con la bandeja tibial 1006.

La Figura 22 muestra una prótesis de rodilla que comprende un componente tibial 1004 que tiene una bandeja tibial 1006 formada integralmente con un vástago 1008. Un par de componentes del cojinete 2012, 2013 separan el componente tibial 1004 de un componente femoral (no se muestra) y están formadas con superficies del cojinete que se acoplan a una superficie del cojinete correspondiente 1014 en la bandeja tibial 1006. Los elementos de cojinete 2012, 2013 están interconectados por un elemento de unión 2008, como se describe con referencia a la modalidad de las Figuras 1 y 2. Un elemento de retención en forma de elemento de puente 2050 se fija a la bandeja tibial 1006 para limitar el movimiento del elemento de unión 2008. El elemento de puente 2050 comprende un vástago 2052 y dos patas de soporte 2054, 2056. El vástago 2052 se extiende esencialmente paralela a la superficie proximal de la bandeja tibial 1006 en una dirección antero-posterior y abarca esencialmente el ancho entero de la bandeja tibial 1006. Las patas de soporte 2054, 2056 están situadas aproximadamente en los bordes anterior y posterior de la bandeja tibial 1006, sustancialmente de forma equidistante en el bordes medial y lateral de la bandeja 1006. El elemento de puente 2050 divide así la bandeja tibial 1006 en sus compartimentos medial y lateral y define un paso 2060 entre los mismos, que acomoda el elemento de unión 2008.

Un ligamento artificial (no se muestra) se conecta a un elemento de desviación (no se muestra) alojado en el vástago 1008. Como en los ejemplos anteriores que incorporan un ligamento, el ligamento pasa por una abertura 1030 en la bandeja tibial 1006 y limita con un lado del vástago 2052 del elemento de puente 2050. Se apreciará que el acoplamiento del ligamento con el lado del elemento de puente 2050 provoca una desviación del ligamento y un cambio en la línea de acción del ligamento. Con el fin de evitar el desgaste por rozamiento u otros daños relacionados con el desgaste del ligamento en uso, el elemento de puente 2050 está provisto de una cavidad o bisel 2051 que ayuda a localizar el ligamento, evitando la dislocación y proporcionando una superficie lisa de acoplamiento entre el elemento de puente 2050 y el ligamento. Por lo tanto, el elemento de puente 2050 tiene la función doble de limitar el movimiento de los componentes del cojinete 2012, 2013 y actuando como un soporte del ligamento para cambiar la línea de acción del ligamento artificial. En ejemplos alternativos no ilustrados, el elemento de puente 2050 puede comprender una polea o puede estar provisto de una saliente o protuberancia para ayudar en la alineación del ligamento y prevenir la dislocación. Además la superficie de soporte del ligamento formada en el elemento de puente 2050 puede ser pulido o recibir otro tipo de acabado para reducir el desgaste del ligamento artificial.

Para evitar la duplicación innecesaria de esfuerzos y la repetición del texto en la especificación, ciertas características se describen en relación con solo uno o varios aspectos o modalidades de la invención. Sin embargo, se debe entender que, cuando sea técnicamente posible, las características descritas en relación con cualquier ejemplo también se pueden utilizar con cualquier otro ejemplo.

**REIVINDICACIONES**

- 5 1. Una prótesis que comprende un elemento de acoplamiento del hueso (1302) y un ligamento artificial (1318), un extremo del ligamento artificial (1318) que está asegurado a un cuerpo del elemento de acoplamiento del hueso (1302), la prótesis que comprende además un soporte de ligamento (1160), el soporte de ligamento (1070, 1160) que causa una desviación de la línea de acción del ligamento (1318), la prótesis que comprende además un elemento tensor (1320) acoplado operativamente al primer extremo del ligamento y un elemento de desviación (1340), el elemento tensor (1320) y el elemento de desviación (1340) que sujetan al ligamento (1318) al elemento de acoplamiento del hueso (1302) y que está alojado al menos parcialmente dentro del elemento de acoplamiento del hueso (1302), en el que el ligamento (1318) está acoplado al elemento tensor (1320) a través de un medio de fijación (1344, 1335), en el que el medio de fijación (1344, 1335) comprende una parte ampliada (1335) que se forma sobre el ligamento (1318) y se acopla con el elemento tensor (1320)
- 10
2. Una prótesis como se reivindica en la reivindicación 1, en la que el ligamento artificial (1318) está fijado dentro de una cavidad (1226) formada en el cuerpo del primer elemento de acoplamiento del hueso (1302) y el soporte del ligamento (1160) comprende la boca (1230) de la cavidad.
- 15
3. Una prótesis como se reivindica en la reivindicación 2, en la que la boca (1230) de la cavidad (1226) está biselada.
4. Una prótesis como se reivindica en la reivindicación 1, en la que el soporte del ligamento (1070) proyecta desde una superficie (1014) del elemento de acoplamiento del hueso (1302).
- 20
5. Una prótesis como se reivindica en cualquiera de las reivindicaciones precedentes, que comprende además un segundo elemento de acoplamiento del hueso (1110), un segundo extremo del ligamento artificial (1318) que se conecta al segundo elemento de acoplamiento del hueso (1110).
6. Una prótesis como se reivindica en cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en la que el elemento de desviación (1340) comprende un muelle o un elemento elastómero.
- 25
7. Una prótesis como se reivindica en una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en la que el elemento de desviación (1340) tiene una rigidez aproximada a la de un ligamento natural que va a ser reemplazado.
8. Una prótesis como se reivindica en una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, en la que el elemento de desviación (1340) tiene una característica de rigidez no lineal.
9. Una prótesis como se reivindica en la reivindicación 1, en la que la porción ampliada (1335) comprende un nudo atado en el ligamento artificial (1318).
- 30
10. Una prótesis como se reivindica en las reivindicaciones 1 a 9, en la que el elemento tensor es operable para ajustar la tensión en el ligamento.

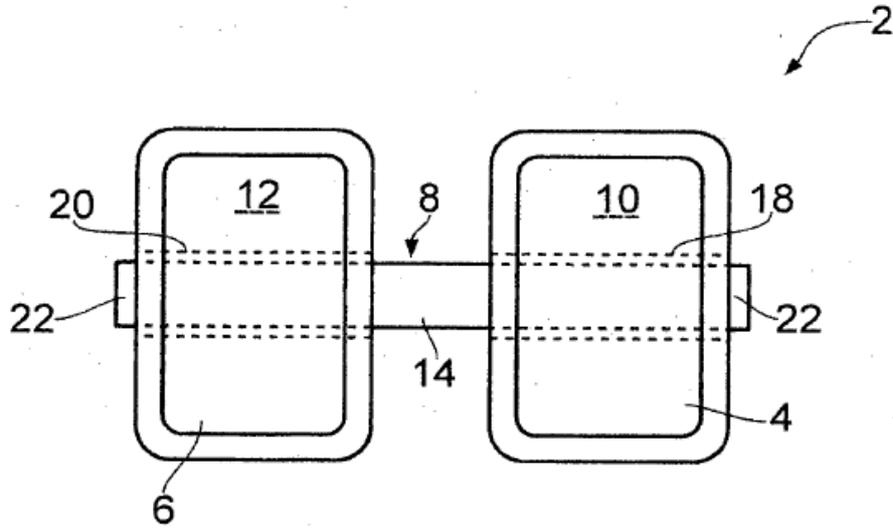


FIG. 1

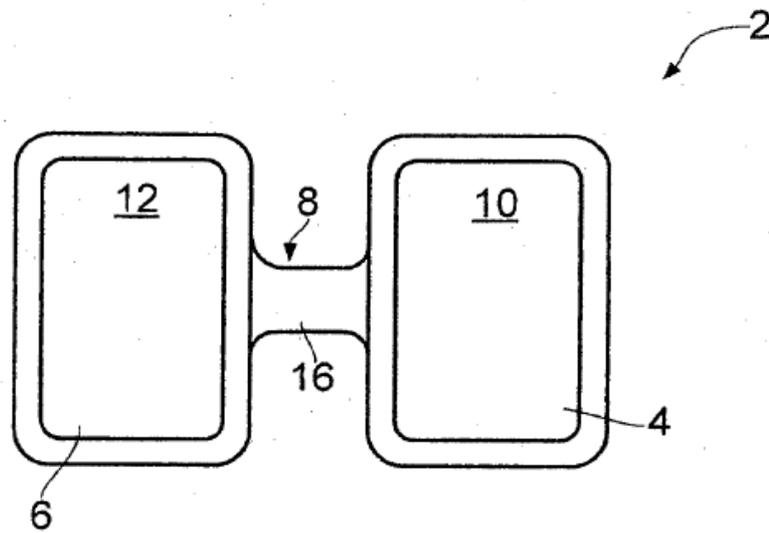


FIG. 2

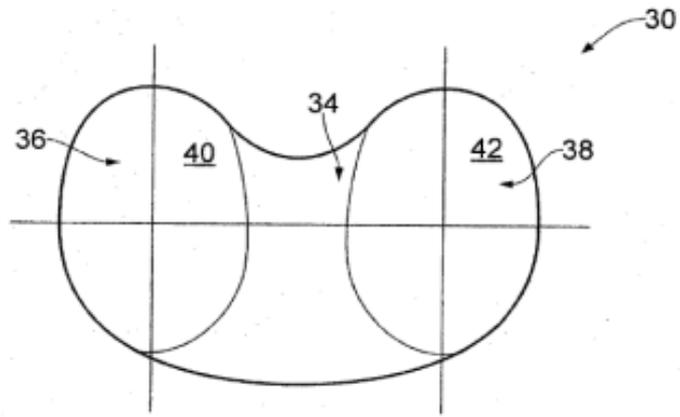


FIG. 3

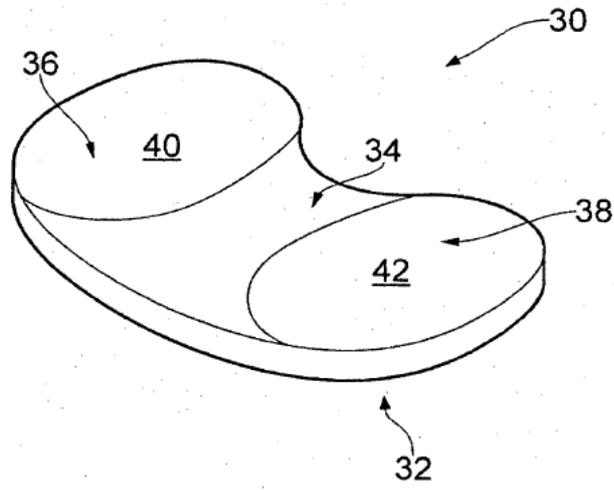


FIG. 4

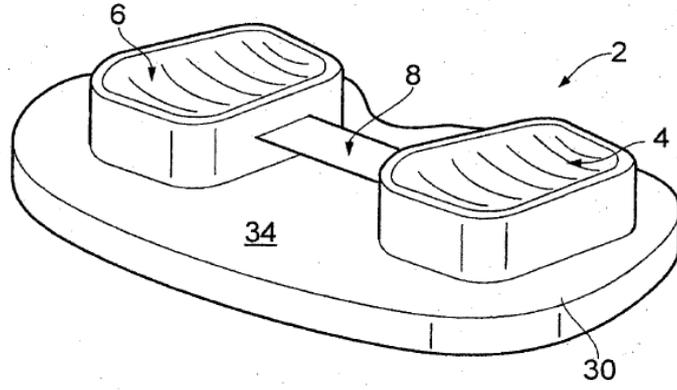


FIG. 5

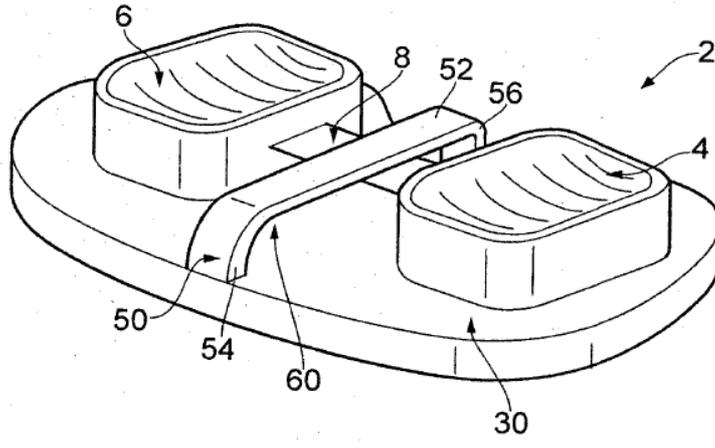


FIG. 6

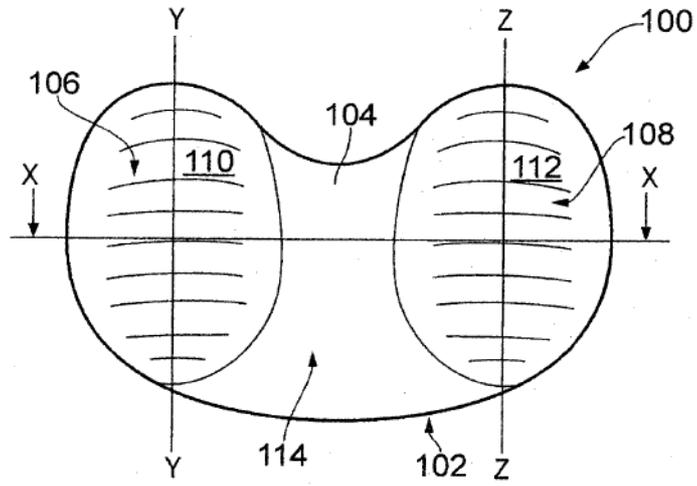
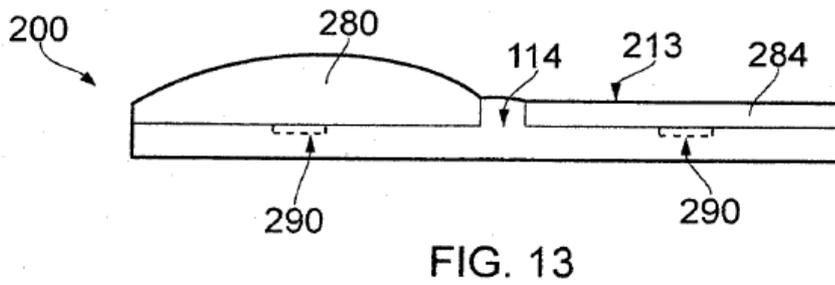
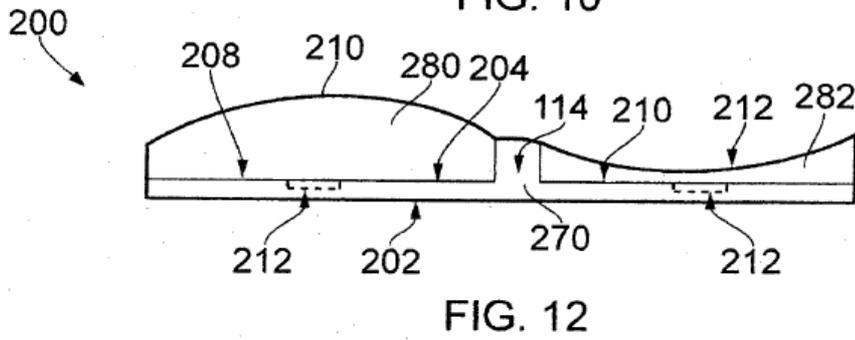
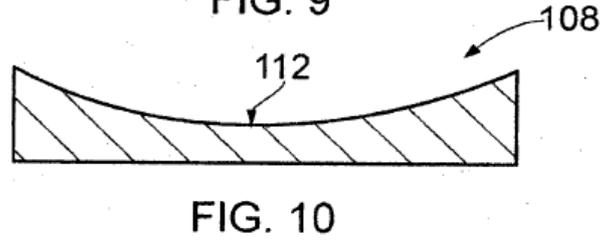
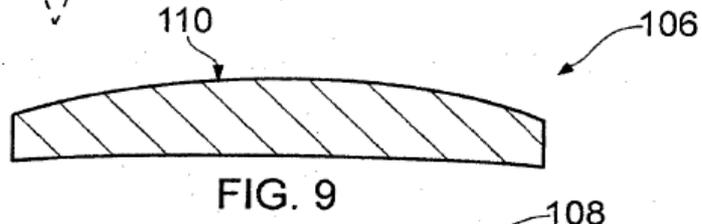
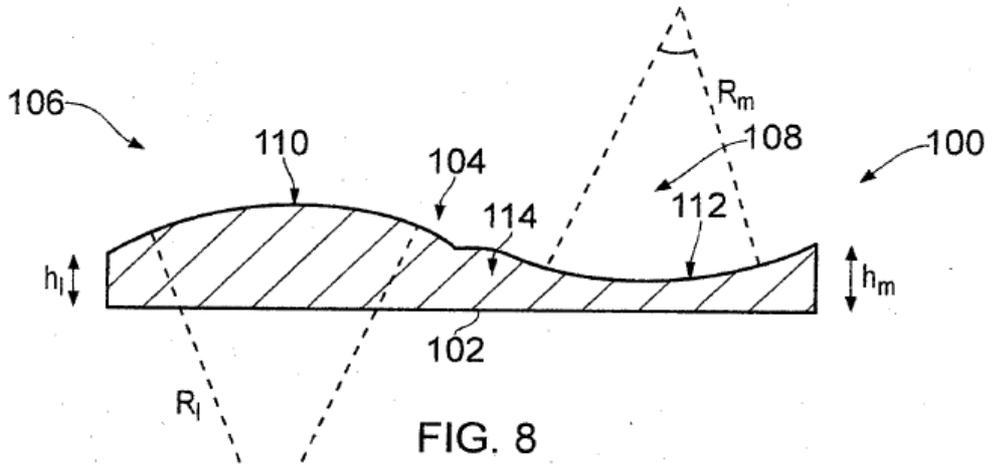


FIG. 7



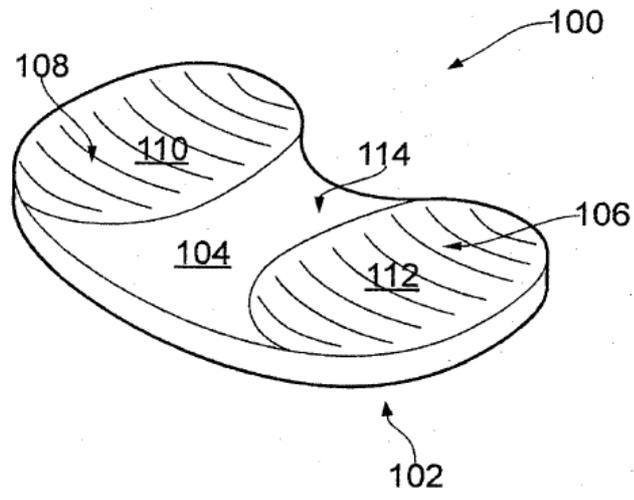


FIG. 11

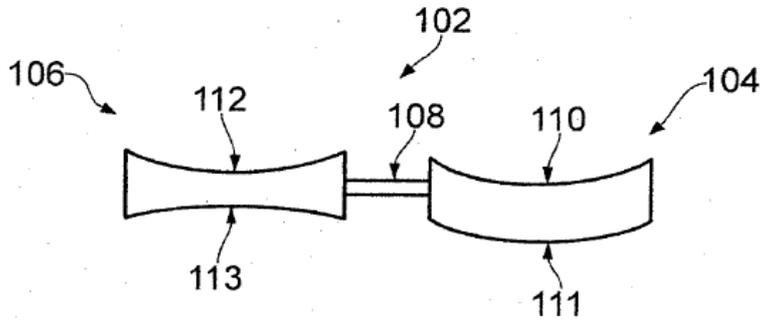


FIG. 14

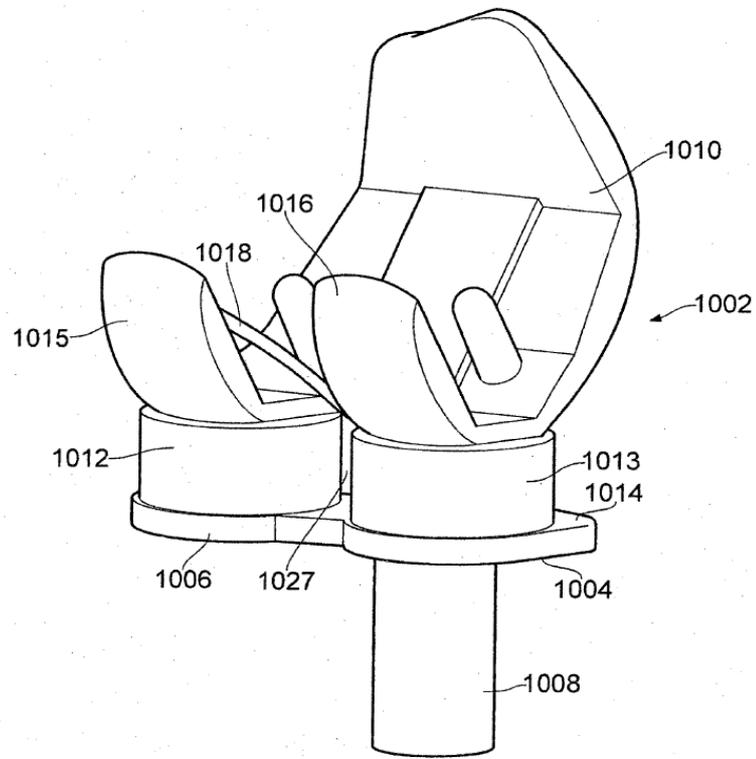


FIG. 15

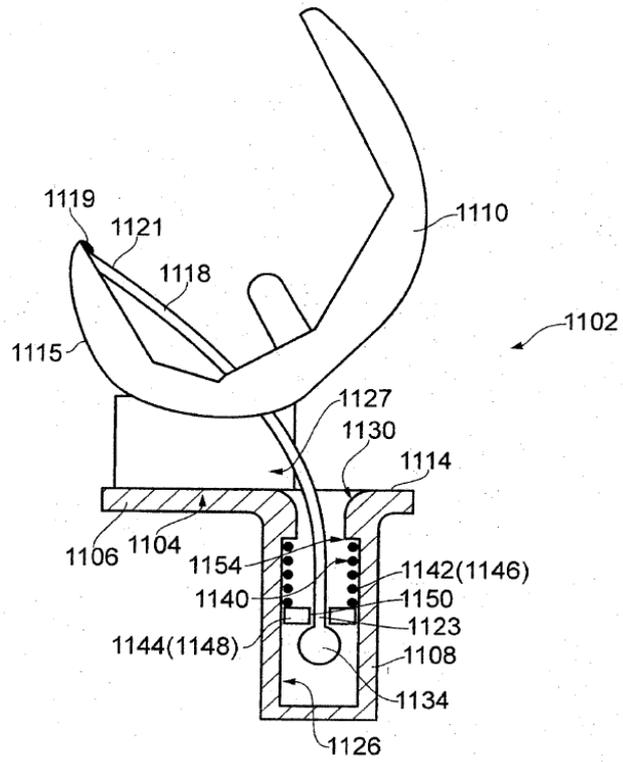


FIG. 16

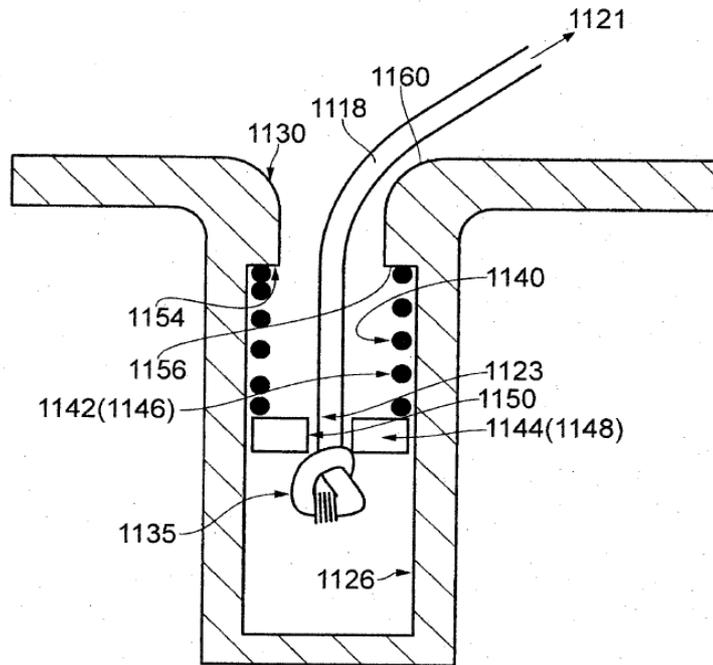


FIG. 17

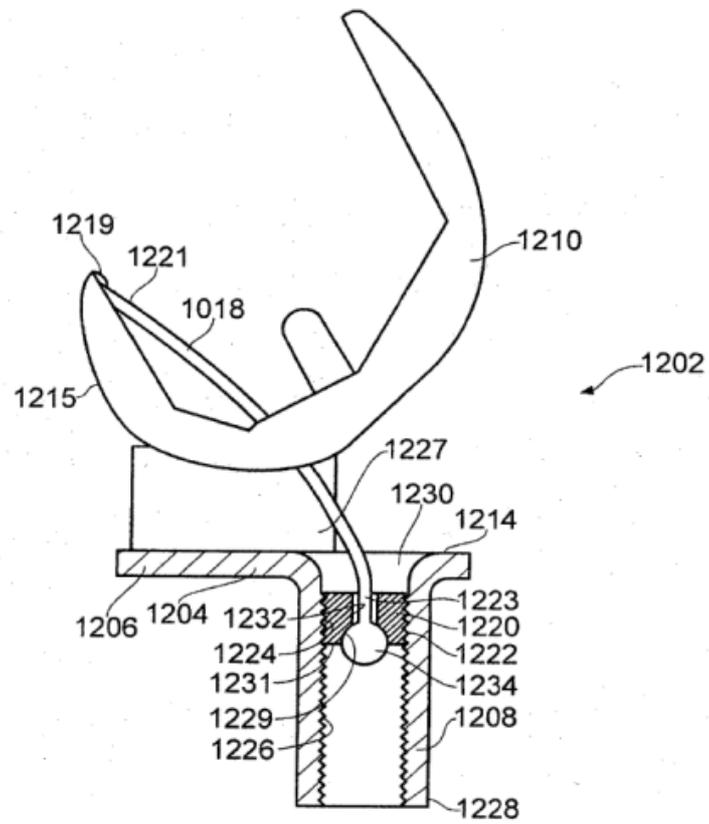


FIG. 18

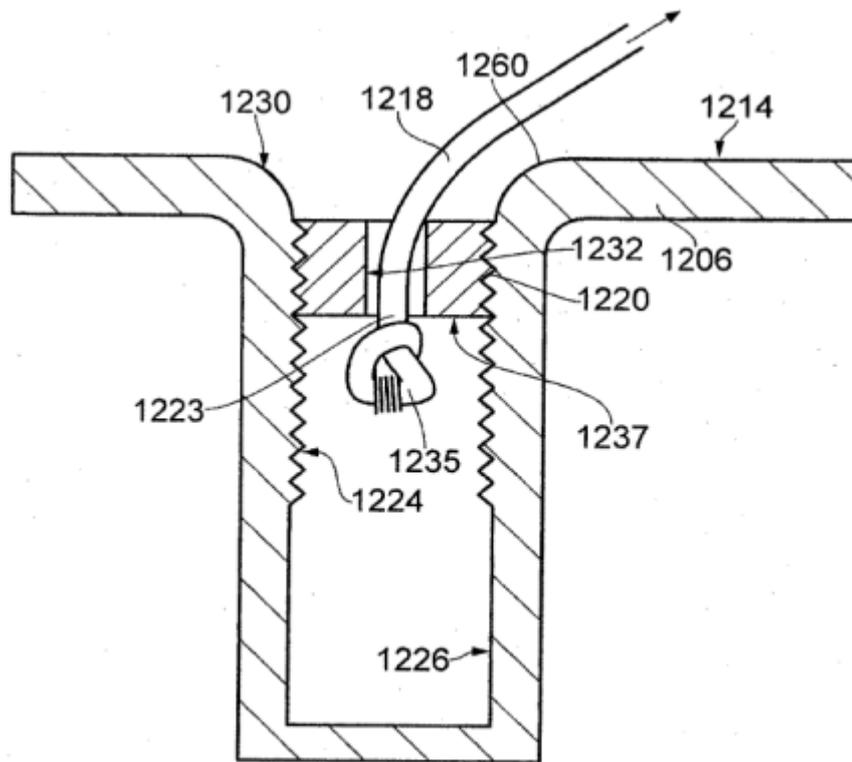


FIG. 19

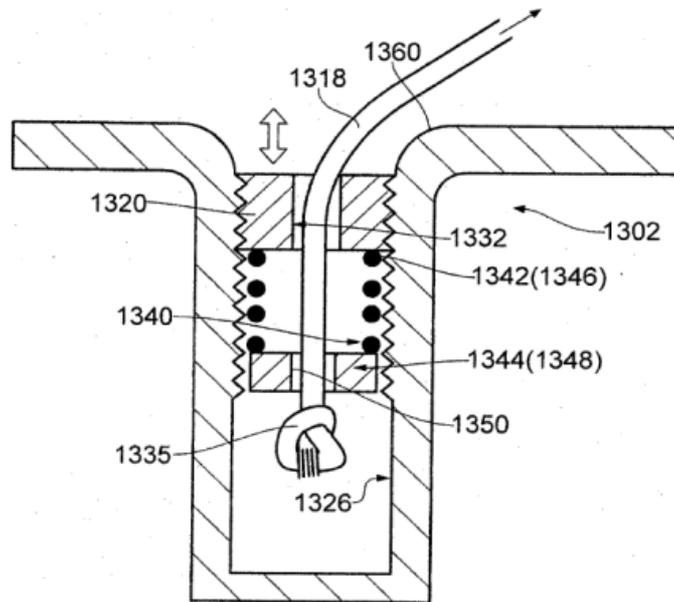


FIG. 20

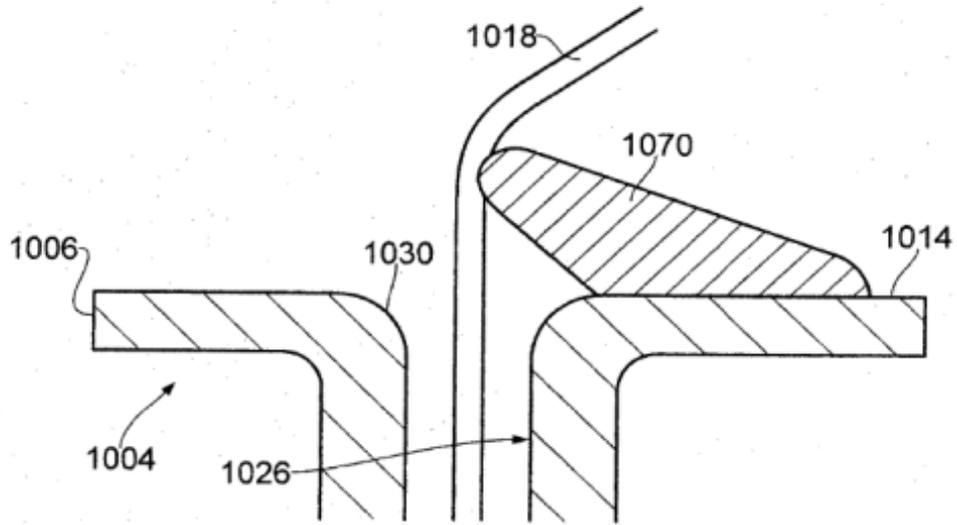


FIG. 21

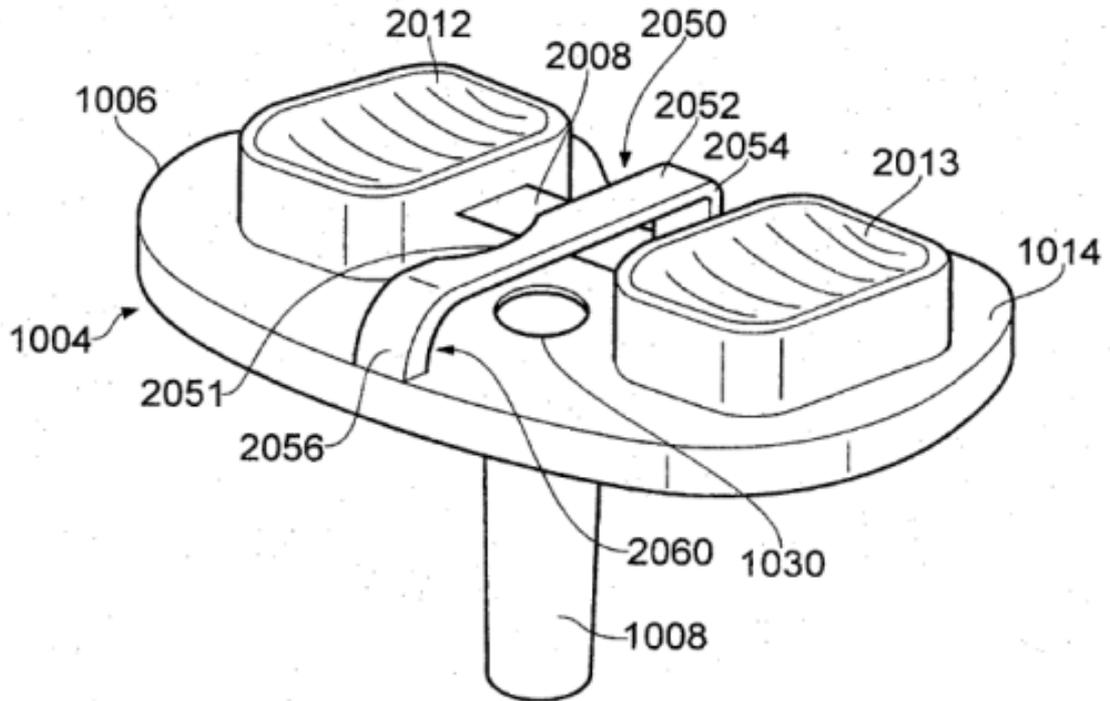


FIG. 22