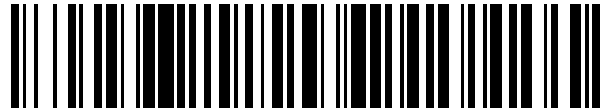


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 416 983**

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 10173263 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **27.03.2013 EP 2255755**

54 Título: **Prótesis para estimular la 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:

05.08.2013

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;
KHAN, MOHAMMED IMRAN;
MURRAY, DAVID WYCLIFFE;
DODD, CHRISTOPHER y
GOODFELLOW, JOHN**

74 Agente/Representante:

CARVAJAL Y URQUIJO, Isabel

ES 2 416 983 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 estimular la cinemática natural

5 La invención se relaciona con una prótesis para reemplazo de articulación para estimular la cinemática natural y particularmente, pero no exclusivamente se relaciona con un componente portador y un ligamento de prótesis para uso en una prótesis de reemplazo total de rodilla.

10 Las prótesis de reemplazo de articulaciones comprenden comúnmente dos componentes de conexión de huesos que se articulan a través de un componente portador. En una prótesis de reemplazo total de rodilla, los componentes de conexión de huesos son un componente femoral que comprende una superficie anterior con pista para patela y dos cóndilos femorales, y un componente tibial, que comprende una superficie sustancialmente plana o bandeja y un poste tibial de otro aspecto 002/14 estabilizador. Componentes femoral y tibial se articulan a través de un componente portador montado sobre la bandeja del componente tibial. El componente portador puede estar completa o parcialmente fijado con respecto al componente tibial y comúnmente comprende una pieza individual de polietileno de alta densidad. Un ejemplo de una prótesis de reemplazo de articulación se provee en GB-A-2129306.

15 Con el fin de replicar de manera más cercana la cinemática natural de la rodilla, es deseable que una prótesis de reemplazo total de rodilla facilite una combinación de movimiento de enrollamiento, rotacional y trasnacional entre los componentes femoral y tibial de la prótesis. Esto puede lograrse en parte empleando un componente portador "móvil", que tenga alguna libertad de movimiento con respecto al componente tibial sobre el cual está soportado. Además, se ha demostrado que componentes portadores móviles exhiben características de desgaste más favorables que los así llamados soportes de meniscos "fijos". Sin embargo, la experiencia, particularmente con reemplazos de rodilla de un solo compartimiento, indica que los soportes móviles están asociados con un riesgo más alto de dislocación en el evento de distracción de la articulación, bien sea en los compartimientos medios o laterales, en comparación con los portadores de meniscos fijos.

20

La presente invención está definida en la reivindicación 1.

25 La prótesis de reemplazo de articulación puede ser una prótesis de reemplazo de rodillas, comprendiendo un primer componente de conexión de huesos un componente femoral y comprendiendo un segundo componente de conexión de huesos o un componente tibial.

30 El ligamento artificial puede extenderse entre y ser conectado a los componentes tibial y femoral. El ligamento artificial puede conectar el elemento retenedor durante al menos en parte de su rango de movimiento. El elemento retenedor puede estar adaptado para soportar y/o hacer deflexión del ligamento artificial y/o cambiar una línea de acción del ligamento. Por ejemplo, el elemento retenedor puede comprender una polea o tener una superficie de soporte del ligamento la cual tenga una muesca o esté tallada para alinear el ligamento y prevenir la dislocación. La superficie de soporte del ligamento puede ser curvada y/o biselada y/o pulida para reducir el desgaste del ligamento artificial.

35 El componente tibial de la prótesis de reemplazo de articulación puede comprender una primera y segunda superficies portadoras, operables para articular el primero y segundo elementos portadores del componente portador, siendo la primera superficie portadora convexa y siendo la segunda superficie portadora no convexa.

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

40 La superficie portadora del compartimiento medio puede ser cóncava. Tal compartimiento medio cóncavo provee mayor estabilidad y facilita la replicación del movimiento natural de la rodilla cuando el componente tibial se ensambla en una prótesis de reemplazo de rodilla, primariamente reduciendo el movimiento en el compartimiento medio de la rodilla. La combinación de un compartimiento lateral convexo con un compartimiento medio cóncavo facilita la restauración del movimiento natural de la rodilla.

Alternativamente, la superficie portadora del compartimiento medio puede ser plana.

45 Las superficies portadoras lateral y media pueden ser parcialmente esféricas y los radios de curvatura de las superficies portadoras lateral y media pueden ser sustancialmente los mismos. El centro de curvatura de cada superficie portadora puede ser anterior de la línea central anterior/posterior de la superficie portadora y sobre la línea central media/lateral de la superficie portadora.

50 Las superficies portadoras lateral y/o media pueden comprender componentes de superficie modulares, operables para ser conectados a un componente de bandeja para formar el componente tibial. Los componentes de la superficie modular y el componente de la bandeja puede comprender acoples cooperantes para facilitar la conexión y retiro de los componentes de la superficie modular.

Es sabido cómo se implanta un ligamento artificial para reemplazar un ligamento natural que se ha deteriorado. Los ligamentos artificiales convencionales están formados a partir de hebras o haces de fibras artificiales que pueden ser tejidos y/o alineados para formar un miembro flexible el cual es sustancialmente uniforme en tamaño y es resiliente a lo largo de su longitud.

5 Un ligamento natural exhibe alta resistencia, robustez y resiliencia y retiene estas propiedades durante muchos años. Hasta la fecha, ha sido imposible equiparar estas propiedades utilizando fibras artificiales.

10 Cuando se implantan, los ligamento artificiales pueden ser unidos a tejido óseo existente, con la condición de que el tejido en el sitio de unión esté relativamente intacto. Sin embargo, si el tejido óseo circundante está enfermo o dañado, puede ser necesario retirar tanto el ligamento natural como el tejido óseo adyacente y reemplazarlos con componente de prótesis. Las operaciones de reemplazos de articulaciones comúnmente dan como resultado el retiro de al menos un ligamento. La funcionalidad del ligamento se replica tan cercanamente como sea posible mediante una o más características de la prótesis de reemplazo (de leva y poste cooperantes en un reemplazo total de rodilla). Sin embargo, se ha demostrado que es extremadamente difícil replicar la cinemática natural de una articulación sin la presencia de los ligamentos de funcionamiento natural. Esto es particularmente evidente en el caso de la articulación de la rodilla, la cual exhibe un movimiento complejo que es altamente dependiente de la interacción de los ligamentos con las áreas articuladoras del hueso.

De acuerdo con otro aspecto de la presente invención, se provee una prótesis de reemplazo de articulación que comprende un ligamento artificial, el cual está adaptado para reemplazar un ligamento humano o animal, y un elemento de desviación acoplado operativamente al ligamento artificial para controlar la rigidez efectiva del ligamento artificial.

20 El elemento de desviación puede tener una rigidez que se aproxima a la del ligamento natural que va a ser reemplazado. De esta manera, el elemento de desviación puede asistir en la replicación de las características naturales de la articulación. El elemento de desviación puede tener características de rigidez lineales o no lineales las cuales pueden ser logradas por métodos conocidos en el arte. La rigidez del elemento de desviación puede estar en un rango de 3 N/mm a 40 N/mm.

25 El elemento de desviación puede comprender uno o más resortes y/o uno o más miembros elásticos o elastoméricos y/o una o más empaquetaduras de 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 resorte de alambre o puede ser un resorte de tensión o un resorte de compresión. Alternativamente, el elemento de desviación puede ser un resorte de hoja. El resorte de hoja puede enganchar una porción roma en una posición predeterminada de su rango de movimiento para variar la rigidez efectiva del resorte.

El resorte puede ser cónico, de tal forma que provea rigidez variable a lo largo de su rango de movimiento. Por ejemplo, puede ser un resorte de alambra cónico.

35 El elemento de desviación puede estar acoplado operativamente al ligamento o cerca de un extremo solamente del ligamento. El elemento de desviación puede enganchar el ligamento a través de un componente portador.

De acuerdo con otro aspecto de la presente invención se provee una prótesis de reemplazo de articulación que comprende un ligamento artificial, el cual está adaptado para reemplazar un ligamento humano o animal, y un elemento de tensionamiento acoplado operativamente al ligamento para aplicar tensión al ligamento.

40 El elemento de tensionamiento puede ser acoplado operativamente al ligamento en o cerca de un extremo solamente del ligamento.

La prótesis puede comprender adicionalmente un elemento de desviación, el cual puede comprender un elemento elástico. El elemento de desviación puede actuar entre el elemento de tensionamiento y el ligamento. El elemento de tensionamiento puede estar acoplado al ligamento a través del elemento de desviación. El elemento de desviación puede enganchar el ligamento a través de elemento portador.

45 El elemento de desviación puede formarse como en el aspecto previo de la invención. Por ejemplo, puede comprender un resorte, el cual puede ser un resorte de compresión. El resorte puede ser de cualquier forma. Por ejemplo puede comprender un resorte de alambre, un resorte de hoja, una empaquetadura Belleville o un miembro elástico o elastomérico.

50 El elemento de desviación puede tener una rigidez aproximada a la del ligamento natural que se va a reemplazar. El elemento de desviación puede tener una característica de rigidez lineal. Alternativamente, el elemento de desviación puede tener una característica de rigidez no lineal.

El ligamento puede ser acoplado al elemento de tensionamiento a través de medios de conexión. Los medios de conexión pueden comprender una porción alargada que se forma sobre el ligamento y engancha el elemento de tensión. Por ejemplo, la porción alargada puede comprender un nudo atado en el ligamento artificial.

5 La prótesis puede comprender adicionalmente un elemento de enganche de hueso para conexión a un hueso. El elemento de tensionamiento puede actuar entre el elemento de enganche al hueso y el ligamento artificial.

El elemento de tensionamiento puede estar al menos parcialmente alojado dentro del elemento de enganche al hueso. El elemento de enganche al hueso puede comprender un tallo, y el elemento de tensionamiento puede estar al menos parcialmente alojado dentro del tallo.

10 El elemento de tensionamiento puede ser ajustable y puede ser operable para ajustar la tensión dentro del ligamento. El elemento de tensionamiento ajustable por lo tanto permite que la tensión en el ligamento sea ajustada de manera independiente y controlable alterando las características del ligamento.

15 La prótesis puede comprender adicionalmente medios de ajuste operables para ajustar la tensión en el ligamento. La tensión puede ser fijada ajustando la posición del elemento de tensionamiento con respecto al elemento de enganche en el hueso. Así la tensión en el ligamento puede ser alterada incluso después de que los elementos de enganche tanto del ligamento como del hueso hayan sido implantados en un paciente.

Los medios de ajuste pueden comprender una conexión trenzada entre el elemento de tensionamiento y el elemento de enganche al hueso. El elemento de tensionamiento puede comprender una hebra externa y el tallo puede comprender una perforación trenzada internamente correspondiente dentro de la cual se recibe el elemento de tensionamiento.

20 El elemento de tensionamiento puede ser configurado para ser atornillado dentro de o hacia afuera de la perforación para ajustar la tensión en el ligamento.

Al elemento de tensionamiento se puede tener acceso a través de una abertura formada en el elemento de enganche al hueso.

25 La prótesis puede comprender adicionalmente un elemento de retención para limitar el movimiento de uno o más elementos portadores de la prótesis, estando adaptado el elemento retenedor para enganchar un ligamento artificial para mediante esto cambiar una línea de acción del ligamento.

La prótesis puede comprender solamente parte de una prótesis de reemplazo de rodilla.

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

30 Una ventaja de esta invención es una cinemática mejorada. Los ligamentos artificiales sin característica de rigidez adecuada no se balancean con el otro tejido blando, dando como resultado una cinemática anormal. Usando un ligamento con rigidez fisiológica, está será mutua con respecto al tejido blando retenido, permitiendo que la articulación funcione normalmente. Otra ventaja del elemento de desviación y/o el elemento de tensionamiento es que protegen el ligamento de una carga en exceso. Se ha demostrado que las cargas inducidas en un ligamento artificial el cual es sustancialmente inextensible están lejos en exceso de las tensiones o estiramiento más grandes de un ligamento natural. Permitiendo solo una pequeña cantidad de extensión en el ligamento artificial, estas cargas se reducen y el ligamento y su conexión se protegen.

40 Ventajas adicionales del elemento desviador y/o del elemento de tensionamiento es que permiten que la tensión del ligamento se balancee con otros tejidos blandos. Esto facilita la implantación de un ligamento artificial porque la fijación puede optimizarse primero antes de aplicar tensión a un ligamento. En realizaciones con un elemento de tensionamiento ajustable y/o una fijación ajustable del ligamento al fémur puede utilizarse un tamaño individual o un rango limitado de tamaños de ligamento artificial en cualquier paciente. Esto reduce los requerimientos de inventario para ligamentos artificiales.

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

El ligamento puede ser asegurado dentro del tallo del elemento de enganche al hueso a través de un elemento de tensionamiento, estando el elemento de tensionamiento al menos parcialmente alojado dentro del elemento de enganche al hueso.

El ligamento puede ser asegurado dentro del tallo del elemento de enganche al hueso a través de un elemento de desviación, estando el elemento de desviación al menos parcialmente alojado dentro del elemento de enganche al hueso.

5 El ligamento puede ser asegurado dentro del tallo del elemento de enganche al hueso a través de un elemento de tensionamiento y de un elemento de desviación, estando el elemento de tensionamiento y el elemento de desviación al menos parcialmente alojados dentro del elemento de enganche al hueso.

La prótesis puede comprender un elemento de enganche al hueso y un ligamento artificial, estando un extremo del ligamento artificial asegurado al cuerpo del elemento de enganche al hueso, comprendiendo la prótesis adicionalmente un soporte de ligamento, determinando el soporte de ligamento al menos parcialmente la línea de acción del ligamento.

10 El ligamento artificial puede ser asegurado dentro de una muesca formada en el cuerpo del elemento de enganche al hueso, y el soporte del ligamento puede comprender una boca de la muesca. La boca de la muesca puede ser radiada o biselada.

15 El soporte del ligamento puede ser conformado como una polea. Puede ser sustancialmente en forma de bobina o de alguna otra forma conformada con una muesca o porción tallada. Esta muesca o porción tallada es útil para centrar el ligamento artificial y reduce la posibilidad de dislocación.

El soporte del ligamento puede proyectarse desde una superficie del elemento de enganche al hueso, o puede formarse en el elemento retenedor descrito en aspectos previos de la invención. Alternativamente, el ligamento artificial puede ser asegurado al elemento de enganche al hueso o al elemento retenedor.

20 Este aspecto de la invención permite que la dirección de acción de un ligamento artificial sea cambiada, en particular cuando se utiliza un elemento de desviación para controlar la rigidez del ensamblaje. Por ejemplo, si el elemento de desviación está alojado dentro del tallo tibial de una prótesis de reemplazo de rodilla su línea y acción debe ser paralela a ese tallo. Sin embargo, la línea descendiente y ligamento debe estar hacia un punto de conexión al componente femoral o fémur, cuya posición cambia a través del rango del movimiento. En un soporte del ligamento permite el cambio necesario en la dirección de la línea de acción del ligamento.

25 Breve descripción de los dibujos

Para un mejor entendimiento de la presente invención, y para mostrar claramente como puede ser llevada a efecto, se hará referencia ahora, a manera de ejemplo, a los dibujos acompañantes, en los cuales:

La figura 1 es una vista plana de un componente portador

La figura 2 es una vista plana de un componente portador alternativo

30 La figura 3 es una vista plana de un componente de 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 portador y del componente de 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 plana de un componente tibial

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

La figura 9 es una vista seccional a lo largo de la línea central YY media/lateral del compartimiento lateral del componente de la figura 7.

La figura 10 es una vista seccional a lo largo de la línea central ZZ media/lateral del compartimiento medio del componente de la figura 7.

40 La figura 11 es una vista en perspectiva del componente tibial

La figura 12 es una vista seccional de otro componente tibial

La figura 13 es una vista seccional del componente de la figura 12 en una disposición alternativa

La figura 14 es una vista seccional de un componente portador

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

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

La figura 17 es una vista seccionada parcial de la realización de la figura 16.

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

La figura 19 es una vista seccional parcial de la realización de la figura 18

10 La figura 20 es una vista seccional parcial de una prótesis de rodilla que tiene un ligamento artificial asegurado a través de un dispositivo de tensionamiento y un dispositivo de desviación.

La figura 21 es una vista seccional parcial de una prótesis de rodilla que tiene un ligamento artificial y un soporte de ligamento.

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

Descripción detallada de las realizaciones preferidas

20 Con referencia a las figuras 1 y 2 un componente portador 2 comprende un primero y segundo elementos portadores 4, 6 y un elemento 8 flexible de enlace. El componente portador 2 es adecuado para uso como componente portador de meniscos de una prótesis de rodilla total, comprendiendo la prótesis un componente tibial, un componente femoral y el componente portador 2. Los elementos portadores 4, 6 del componente portador están formados de polietileno moldeado de alta densidad y comprenden cada uno una superficie portadora distal (no mostrada) que está conformada para articular con una bandeja tibial, y una superficie portadora proximal 10, 12 que está conformada para articularse con un cóndilo asociado de una prótesis femoral. Las superficies portadoras proximales 10, 12 pueden tener cualquier forma adecuada apropiada para el componente femoral escogido con el cual se va a articular el componente portador.

25 El elemento 8 de enlace puede ser una cuerda separada 14, conectada con los elementos portadores 4, 6, como se ilustra en la figura 1. La cuerda 14 puede ser de cualquier forma o material apropiados. Por ejemplo, puede comprender un textil flexible tejido o una cuerda de poliéster. La cuerda 14 pasa a través de orificios 18, 20 apropiadamente dimensionados que se extienden a través de la anchura de los elementos portadores 4, 6 de tal forma que los extremos de la cuerda 14 se extienden hacia afuera de los lados opuestos de cada elemento portador 4, 6. Un nudo 22 es atado a cada extremo de la cuerda 14 para evitar que la cuerda pase de regreso a través de los orificios 18, 20. Los dos elementos portadores 4, 6 son conectados así entre sí. El movimiento relativo entre los elementos portadores 4, 6 es posible, puesto que la cuerda 14 es flexible. En ejemplos alternativos, el nudo 22 puede ser reemplazado por una bola u otra característica protuberante que evite el paso de los extremos de la cuerda de regreso a través de los orificios 18, 20. En otro ejemplo, como se ilustra por ejemplo en las figuras 5 y 6, la cuerda 14 puede ser moldeada en los elementos portadores en el momento de la manufactura.

30 El elemento de enlace 8 puede ser un componente 16 integral de los elementos portadores 4, 6, como se ilustra en la figura 2. El elemento de enlace puede comprender por ejemplo una membrana de polietileno delgada 16 que conecta los elementos portadores 4, 6 a la vez que permite un movimiento relativo entre ellos. La membrana 16 puede ser moldeada en los elementos portadores 4, 6, o puede ser formada durante la manufactura de los elementos portadores formando el componente portador 2 como un componente individual y luego retirando el material del componente de tal manera que se definen los dos materiales portadores 4, 6, dejando solamente la membrana delgada de material 16 conectando los dos elemento entre sí.

35 Con referencia a las figura 3 a 6, un componente tibial adecuado para uso con el componente portador 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 se forma a partir de un metal biocompatible adecuado, tal como acero inoxidable o cobalto cromo molibdeno. La bandeja comprende una superficie distal 32, que se engancha a una superficie de hueso tibial seccionada, y puede comprender una quilla u otro aspecto estabilizador (no mostrado). La bandeja 30 comprende adicionalmente una superficie proximal 34 que se articula con las superficies distales de los elementos portadores 4, 6 del componente portador 2, cuando el componente portador 2 y el componente tibial se ensambla. El componente tibial comprende un compartimiento lateral 36 y un compartimiento medio 38. Los compartimientos lateral y medio pueden

comprender cada una de las superficies portadoras 40, 42 con las cuales se articulan los elementos portadores 4, 6 del componente portador 2. Las superficies 40, 42 portadoras pueden ser planas, y la articulación puede comprender una articulación de deslizamiento.

5 Con referencia particularmente a la figura 6, el elemento de puente 50 comprende un haz 52 y dos patas de soporte 54, 56. El haz 52 se extiende sustancialmente paralelo a la superficie proximal 34 de la bandeja tibial 30 en la dirección anterior/posterior y barre sustancialmente la anchura completa de la bandeja 30. Las patas de soporte 54, 56 están posicionadas próximas a los bordes anterior y posterior de la bandeja, sustancialmente equidistante de los bordes medio y lateral de la bandeja 30. El elemento de puente 50 divide así la bandeja 30 en sus compartimientos lateral y medio 36, 38 y define un paso 60 entre ellos. Una superficie proximal del haz 52 puede comprender un orificio ciego roscado y un tornillo cooperante (no mostrado), adecuado para unir un extremo del ligamento artificial (no mostrado) al elemento de puente 50. También pueden utilizarse medios alternativos para conectar un ligamento artificial.

15 El elemento de puente 50 está formado de cualquier metal biocompatible adecuado y puede ser formado integralmente con la bandeja tibial 30. Alternativamente, el elemento de puente puede ser conectado a la bandeja 30 de cualquier manera apropiada. Preferiblemente, el elemento de puente 50 está conectado de manera removible a la bandeja 30, facilitando el ensamblaje de la prótesis final. Alternativamente, el elemento de puente 50 puede ser conectado de manera fija a la bandeja 30 en el momento de la manufactura.

20 El componente 2 portador y la bandeja tibial 30 pueden ser ensamblados en el momento de la manufactura o inmediatamente antes de la implantación. Cuando el componente 2 portador y la bandeja tibial 30 se ensamblan, como se ilustra en la figura 5, los elementos portadores 4, 6 del componente portador 2 descansan cada uno sobre una superficie portadora respectiva 40, 42 de la bandeja 30. El elemento de enlace 8 del componente portador 2 conecta los elementos portadores 4, 6 entre sí. Cuando el elemento de puente 50 es ensamblado con la bandeja 30 para formar el componente tibial, como se ilustra en la figura 6, el elemento de enlace 8 del componente portador se extiende bajo el haz 52 del elemento de puente, a través del paso 60 para conectar el elemento portador 4, 6. Si el elemento de puente 50 está formado integralmente con la bandeja 30, el elemento de puente 50 y el componente portador 2 pueden ser ensamblados en el momento de la manufactura. Alternativamente, si el elemento del puente no está formado integralmente con la bandeja 30 pero puede ser conectado a la bandeja después de la manufactura, entonces la bandeja 30, el elemento de puente 50 y el componente portador 2 pueden ser ensamblados en cualquier momento anterior a la implantación.

30 Durante el uso, la bandeja tibial 30, el elemento de puente 50 y el componente portador 2 se ensamblan e implantan montando el componente tibial sobre una superficie seccionada proximal de una tibia. Se une un componente femoral a una superficie distal de un fémur y se ensambla la articulación con nuevos tejidos. Los elementos portadores 4, 6, amortiguan la articulación entre la bandeja tibial y los cóndilos del componente femoral. Los elementos portadores 4, 6 son móviles pero son retenidos con seguridad dentro de la articulación mediante la acción combinada del elemento de enlace 8 y el elemento de puente 52. En el evento de distracción de la articulación bien sea en los compartimientos lateral o medio, el elemento portador en el compartimiento sometido a tracción es mantenido dentro de la articulación por su conexión al otro elemento portador a través del elemento de enlace 8. En el evento de una dis-tracción bilateral, el componente portador 2 se mantiene dentro del espacio de la articulación mediante el puente 52. El pasaje 60 definido por el elemento de puente 50 no es suficientemente grande para permitir el paso de ninguno de los elementos portadores 4, 6, de manera que se evita la dislocación del componente portador 2.

40 Con referencia a las figuras 7 a 11, un compartimiento tibial 100 de una prótesis de rodilla, comprende una superficie distal 102, que es operable para enganchar una superficie seccionada de una tibia, y una superficie proximal 104, que es operable para enganchar uno o más componentes portadores (no mostrados). El componente puede comprender adicionalmente un poste, quilla u otra característica estabilizadora (no mostrada) que se extiende desde la superficie distal y provee 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 medio 108, que incluye una porción media de las superficies proximal y distal 102, 104. Los compartimientos lateral y medio son separados por una región central 114.

50 Cada uno de los compartimientos lateral y medio comprende una superficie portadora proximal 110, 112. La superficie portadora proximal lateral 110 es convexa o en forma de domo, con una parte de superficie esférica con un radio de curvatura R_l . El centro de curvatura de la superficie portadora lateral 110 es justamente anterior de la línea central anterior/posterior XX del componente tibial 100, y está aproximadamente sobre la línea central media/lateral YY del compartimiento lateral 106 del componente de tibia 100. La superficie portadora proximal media 112 es cóncava o en forma de placa, teniendo una superficie de parte esférica con un radio de curvatura R_m , la cual tiene preferiblemente una longitud similar al radio de la superficie portadora lateral de curvatura R_l . El centro de la curvatura de la superficie portadora media 112 también es justamente anterior a la línea XX del centro anterior/posterior del componente tibial 100, y está aproximadamente en la línea central ZZ media/lateral del compartimiento medio 108 del componente tibial 100.

El análisis cinemático en un paciente puede ser empleado para determinar la altura h_m , h_j de cada compartimiento del componente tibial 100. Alternativamente, las alturas h_j , h_m de los compartimientos lateral y medio puede seleccionarse de acuerdo con las posiciones naturales de las superficies portadoras lateral y media de la tibia sana.

5 Con referencia a las figuras 12 y 13, otro ejemplo de componente tibial 200 comprende una bandeja tibial 270 y al menos tres componentes de superficie modular 280, 282, 284. La bandeja tibial 270 comprende una superficie distal 202, que es operable para enganchar una superficie seccionada de una tibia, y una superficie 204 proximal, que es operable para enganchar uno o más componentes de superficies modulares. La superficie proximal 204 comprende superficies de soporte 208, 210 lateral y media, cada una de las cuales puede comprender una característica de conexión, por ejemplo un seccionamiento 212, operable para cooperar con una característica de conexión correspondiente en un componente de superficie modular correspondiente, como se describe más adelante.

10 Los al menos tres componentes de superficies modulares comprende un componente 280 de superficie lateral en forma de domo, que tiene una superficie 210 portadora proximal esférica en parte convexa como se describió anteriormente con respecto al componente tibial 100, un componente 282 de superficie media en forma de placa, que tiene una superficie 212 portadora proximal esférica en parte cóncava como se definió anteriormente con respecto al componente tibial 100, y un componente 284 de superficie media plana, que tiene una superficie 213 portadora proximal plana. El componente tibial 200 puede comprender también un componente de superficie plana lateral que tiene una superficie portadora proximal plana (no mostrada). Cada componente de superficie modular 280, 282, 284 comprende una superficie portadora distal que se articula con una superficie 208, 210 de soporte correspondiente de la bandeja tibial 270. Las superficies portadoras distales de los componentes de la superficie modular 280, 282, 284 comprenden cada uno una característica de conexión, por ejemplo una agarradera 290, operable para cooperar con la correspondiente característica de conexión sobre la correspondiente superficie de soporte tibial 208, 210.

15 El componente tibial 200 puede ser provisto como un conjunto de partes que comprenden una bandeja tibial 270 y una selección de componentes superficiales modulares 280, 282, 284, lo que permite que un cirujano seleccione una combinación apropiada de superficies portadoras en forma de domo, de placa o planas para acomodarse a un paciente en particular.

20 Ambos ejemplos de componentes tíbiales 100, 200 son operables para ser usados en combinación con portadores conformados apropiadamente (no mostrados). Los portadores comprenden preferiblemente portadores individuales medio y lateral, teniendo cada uno una superficie portadora femoral proximal que está conformada para articularse con un componente femoral de una prótesis de rodilla, y una superficie portadora tibial distal que está conformada para articularse con la apropiada de las superficies portadoras lateral o media del componente tibial 100, 200. Una combinación de superficies portadoras laterales en forma de domo y media en forma de placa del componente tibial 100, 200 provee estabilidad incrementada a portadores de meniscos individuales, y facilitan la recreación del movimiento natural de la rodilla.

25 Los componentes tíbiales 100, 200 descritos con referencia a las figuras 7 a 13, pueden ser utilizados en combinación con el componente portador 2 descrito con referencia a las figuras 1 a 6. Un elemento de puente 50 tal como se describió anteriormente con respecto a la figura 6 puede montarse en la región central 114 del componente tibial 100, 200 de las figuras 7 a 13. Si el componente portador se va a utilizar en relación con un componente tibial 100, 200 como se describió con referencia a las figuras 7 a 13, las superficies portadoras distales de los elementos portadores 4, 6 del componente portador 2, están configuradas para articularse con él, por ejemplo, las superficies portadoras convexa y cóncava 210, 212 del componente tibial 200. Un ejemplo del componente portador 102 para uso con cualquiera de los componentes tíbiales 100, 200 de las figuras 7 a 13 se ilustra en una vista seccional en la figura 14. El componente portador 102 comprende elementos portadores laterales y medios 106, 104, cada uno de los cuales comprende una superficie portadora proximal 110, 112, conformada para articularse con un cóndilo femoral asociado. Los elementos portadores 104, 106 comprenden adicionalmente superficies portadoras distales 113, 111, cada una de las cuales está conformada para articularse con una superficie portadora 210, 212 tibial proximal correspondiente. Así, la superficie 113 portadora distal del elemento portador lateral 106 es parcialmente esférica cóncava, con un radio de curvatura sustancialmente igual al radio de curvatura R_l de la superficie portadora lateral 210 del componente tibial. De la misma forma, la superficie portadora distal 111 del elemento portador medio 104 es en parte esférica convexa, con un radio de curvatura sustancialmente igual al radio de curvatura R_m de la superficie portadora media 212 del componente tibial.

30 Una persona experimentada en la técnica entenderá que cualquier aspecto de los ejemplos descritos aquí pueden ser usados en combinación con cualquier otro aspecto de cualquiera de los ejemplos descritos aquí.

35 Con referencia a la figura 15, una prótesis de rodilla 1002 comprende un componente tibial 1004 que tiene una bandeja tibial 1006 formada integralmente con tallo 1008, un componente femoral 1010 y un par de componentes portadores 1012, 1013. Los componentes portadores 1012, 1013 separan el componente tibial 1004 y el componente femoral 1010 y se forman con superficies portadoras proximal y distal que enganchan superficies portadoras correspondientes 1014, 1015, 1016 sobre la bandeja tibial 1006 y sobre el componente femoral 1010. Estas diversas superficies portadoras permiten que el componente tibial 1004 rote y se traslade con respecto al componente femoral 1010. Los componentes portadores 1012, 1013 pueden ser componentes portadores de meniscos, componentes portadores de plataforma

rotacional, o componentes portadores fijos y pueden estar articulados portando componentes que pueden ser conformados y que pueden articularse de acuerdo con los ejemplos de la figura 1 a 14.

Las figuras 16 y 17 ilustran una realización de la prótesis 102, en la cual un ligamento artificial 1118 está conectado en un extremo 1121 al componente femoral 1110, y en el otro extremo 1123 a un elemento de desviación 1140 montado en el tallo 1108 del componente tibial 1104. El elemento de desviación 1140 engancha el ligamento 1118 a través de un elemento portador 1144. El elemento de desviación 1140 y el elemento portador 1144 son recibidos ambos dentro de un orificio 1126 formado en el tallo 1108. El orificio 1126 se abre sobre la superficie portadora 1114 de la bandeja tibial 1106 en la boca 1130. La boca 1130 se extiende parcialmente dentro del orificio 1126 para definir un hombro anular interno 1154 que tiene una superficie portadora anular 1156. La boca 1130 es blanda, ampliándose para acomodar el ligamento artificial 1118 con algún margen. La boca puede ser radiada o biselada. El ligamento artificial 1118 se extiende en el orificio 1126 a través de un espacio 1127, definido entre los componentes portadores 1112, 1113, de tal forma que el ligamento artificial 1118 sustancialmente no interfiere con los componentes portadores 1112 durante la articulación normal de la prótesis.

Cualquier medio conveniente de conexión del extremo 1121 del ligamento 1118 del componente femoral 1110 está contemplado aquí. Por ejemplo, puede formarse un pasador o clavija 1119 sobre el componente femoral para la unión del ligamento 1118. El extremo 1121 del ligamento 1118 puede ser plegado y engomado, cosido o fijado de alguna otra manera para formar un bucle (no mostrado). Alternativamente, un hueco u ojo puede formarse en el extremo 1121 del ligamento 1118. El ligamento artificial puede entonces ser asegurado al pasador 1119 pasando el bucle u ojo sobre el pasador 1119. El pasador 1119 puede tener una cabeza agrandada y un tallo más estrecho para facilitar la fijación estable del ligamento una vez unido al pasador 1119.

Con referencia también a la figura 18, el otro extremo 1123 del ligamento artificial 1118 se une al elemento de desviación 1140 a través del elemento portador 1144. Cualquier medio de conexión conveniente entre el extremo 1123 del ligamento 1118 y el elemento portador 1144 se contempla aquí. Por ejemplo, el extremo 1123 del ligamento 1118 puede pasar completamente o sustancialmente a través del elemento portador 1144 y evitarse que pase de regreso a través del elemento portador 1144 mediante un retenedor 1134. El retenedor 1134 puede tomar la forma de un cuerpo agrandado, por ejemplo un cuerpo esférico (como se ilustra en la figura 16), un cilindro, o cualquier otra forma apropiada. Alternativamente, el retenedor puede comprender un nudo 1135 conformado en el extremo 1123 del ligamento 1118 (como se ilustra en la figura 17). En una realización alternativa (no mostrada) el extremo 1123 del ligamento 1118 puede ser unido directamente al elemento portador 1144 sin pasar a través del cuerpo del elemento portador 1144.

El elemento de desviación 1140 comprende un elemento resiliente 1142. En la realización ilustrada, el elemento resiliente 1142 es un resorte de compresión en espiral 1146 y el elemento portador 1144 es una placa 1148. Sin embargo, el elemento resiliente puede consistir de o comprender cualquier resorte o resortes apropiados, por ejemplo una empaquetadura Belleville o un miembro elástico o elastomérico. Un elemento portador apropiado puede ser seleccionado de acuerdo con la selección del elemento resiliente.

Como se ilustra en particular en la figura 18, el resorte 1146 y la placa portadora 1148 son recibidos dentro del orificio 1126 del tallo 1108. El ligamento artificial 1118 se extiende hacia adentro de la boca 1130 del orificio 1126, a través del resorte en espiral 1146 a través de un paso 1150 formada en la placa portadora 1148. Un retenedor 1134 o nudo 1136 evita que el ligamento 1118 pase de regreso a través del pasaje 1150 como se describió anteriormente. Cuando se aplican fuerzas de tensión al ligamento 1118, el nudo 1135 o el retenedor 1134 se apoyan contra una superficie adyacente de la placa 1148, forzando una superficie opuesta de la placa 1148 para que se enganche y comprima el resorte 1146 contra la superficie portadora anular 1152 del hombro 1150.

El resorte 1146 ayuda en la replicación de la rigidez natural del ligamento que va a hacer reemplazado. Las características del resorte se seleccionan por tanto para que sean similares a las del ACL natural.

Con referencia a las figuras 18 y 19, en una realización adicional de la prótesis 1202, un ligamento artificial 1218 está conectado a un extremo 1221 del componente femoral 1210, y el otro extremo 1223 a un elemento de tensionamiento 1220 montado en el tallo 1208 del componente tibial 1204. El elemento de tensionamiento 1220 es cilíndrico y está formado con una rosca externa 1222 que encaja con una rosca interna 1224 formada en un agujero 1226 en el tallo 1208.

Como en la realización de las figuras 16 y 17, se contempla cualquier medio conveniente de conexión del extremo 1221 del ligamento 1218 al componente femoral 1210. Por ejemplo, puede formarse un pasador o clavija 1219 sobre el componente femoral para la unión del ligamento 1218. El extremo 1221 del ligamento 1218 puede ser plegado y engomado, cosido o fijado de alguna otra manera para formar un bucle (no mostrado). Alternativamente, puede formarse un hueco u ojo en el extremo 1221 del ligamento 1218. El ligamento artificial puede ser asegurado entonces al pasador 1219 pasando el bucle u ojo sobre el pasador 1219. El pasador 1219 puede tener una cabeza agrandada y un tallo más estrecho para permitir la fijación estable del ligamento una vez unido al pasador 1219.

El otro extremo 1223 del ligamento artificial 1218 está unido al elemento de tensionamiento 1220. De nuevo, como en la realización de las figuras 16 y 17, se contempla cualquier medio conveniente de conexión entre el extremo 1223 del ligamento 1218 y el elemento de tensionamiento 1220. Por ejemplo, el extremo 1223 de ligamento 1218 puede pasar completamente o sustancialmente a través del elemento de tensionamiento 1220 y puede evitarse que pase de regreso a través del elemento de tensionamiento 1220 mediante un retenedor 1234. El retenedor 1234 puede tomar la forma de un cuerpo agrandado, por ejemplo un cuerpo esférico (como se ilustra en la figura 18), un cilindro, o cualquier otra forma apropiada. Alternativamente, el retenedor puede comprender un nudo 1235 formado en el extremo 1223 del ligamento 1218 (como se ilustra en la figura 19). En una realización alternativa (no mostrada) el extremo 1223 del ligamento 1218 puede ser unido directamente al elemento de tensionamiento 1220 sin pasar a través del cuerpo del elemento de tensionamiento 1220.

El orificio 1226 en el cual se recibe el elemento de tensionamiento 1220 se abre sobre la superficie portadora 1214 de la bandeja tibial 1206 en la boca 1230. La boca 1230 es blanda, ampliándose para acomodar el ligamento artificial 1218 con algún margen. La boca puede ser radiada o biselada. El ligamento artificial 1218 se extiende hacia dentro del orificio 1226 a través de un espacio 1227, definido entre los componentes portadores 1212, 1213, de tal manera que el ligamento artificial 1218 sustancialmente no interfiera con los componentes portadores 1212 durante la articulación normal de la prótesis. En el caso de un componente portador monobloque (no mostrado) se forma una abertura adecuada para permitir el paso del ligamento artificial y para minimizar el desgaste o abrasión del ligamento 1218 durante el movimiento.

Como se ilustra en la figura 19, el elemento de tensionamiento 1220 puede tener un seccionamiento sustancialmente esférico 1229 en su extremo 1231 más cercano al extremo libre 1228 del tallo 128. Un paso 1232 se extiende desde una base del seccionamiento a través del elemento de tensionamiento hacia la boca 1230 en la bandeja tibial. El paso 1232 es lo suficientemente grande para recibir el bucle, ojo u otra característica de fijación en el extremo 1221 del ligamento 1218, pero es demasiado pequeño para permitir que el retenedor 1230 pase a través del mismo. Alternativamente, como se ilustra en la figura 20, el elemento de tensionamiento puede simplemente comprender un paso 1232, el retenedor de nudo 1234, 1235 que se engancha contra una superficie 1237 del elemento de tensionamiento 1220.

Con referencia a la figura 21, una realización adicional de la prótesis de rodilla combina características de las últimas dos realizaciones. La prótesis 1302 comprende un elemento de tensionamiento 1320, sustancialmente como se describe con referencia a la realización de las figuras 18 y 19, y un elemento de desviación 1340, sustancialmente como se describe con referencia a la realización de las figuras 16 y 17. El elemento de desviación 1340 actúa entre el ligamento 1318 y el elemento de tensionamiento 1320, en oposición al hombro 1350 de la realización de las figuras 16 y 17. El elemento de desviación 1340 comprende un elemento resiliente 1342, que se engancha al ligamento 1318 a través de un elemento de desviación 1344. En la realización ilustrada, el elemento resiliente 1342 es un resorte de compresión en espiral 1346 y el elemento portador 1344 es una placa 1348. Sin embargo, el elemento resiliente puede ser cualquier resorte o resortes apropiados, por ejemplo una empaquetadura Belleville o un miembro elástico o elastomérico. Un elemento portador apropiado puede ser seleccionado de acuerdo con la selección del elemento resiliente.

Como se ilustra en la figura 21, el resorte 1346 y la placa portadora 1348 se reciben dentro del orificio 1326 del tallo 1308 por detrás del elemento de tensionamiento 1320. El ligamento artificial 1318 se extiende a través del paso 1332 en el elemento de tensionamiento, a través del resorte de espiral 1346 y a través de un paso 1350 formado en la placa portadora 1348. Se forma un retenedor 1334 o nudo 1336 sobre el extremo 1323 del ligamento 1318 como se describió anteriormente. El nudo 1335 o retenedor 1334 evitan que el ligamento 1318 pase de regreso a través del paso 1350. Cuando se aplican fuerzas de tensión al ligamento 1318, el nudo 1335 o retenedor 1334 se apoyan contra una superficie adyacente de la placa 1348, forzando una superficie opuesta de la placa 1348 para que se enganche y comprima el resorte 1346 contra la superficie adyacente del elemento de tensionamiento 1320.

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

La implantación de la prótesis de la presente invención será descrita con referencia a la realización de la figura 20. Sin embargo, se entenderá que pueden emplearse técnicas correspondientes para todas las realizaciones divulgadas aquí.

En el uso de la prótesis 1302, el componente femoral 1310 es implantado en un extremo distal de un fémur (no mostrado) y el componente tibial 1304 es implantado en un extremo proximal de una tibia (no mostrada), de tal manera que el tallo 1308 está localizado en el canal intramedular de la tibia y la bandeja tibial 1306 descansa sobre el extremo proximal seccionado de la tibia. De los componentes portadores apropiados se colocan entre el componente femoral 1310 y el componente tibial 1304.

El ligamento artificial 1318, el resorte de compresión 1346 y la placa portadora 1348, el elemento de tensionamiento 1320 y el componente tibial 1304 son preensamblados antes de la implantación. El ligamento 1318 se conecta al elemento de tensionamiento 1320 pasando el extremo 1321 del ligamento 1318 a través del paso 1332 a través del paso 1350 en la placa portadora 1348 y el resorte 1346 y alimentando el ligamento 1318 a través del paso 1332 hasta

que el retenedor 1334 o el nudo 1335 enganchen una superficie de la placa portadora 1348. El elemento de tensionamiento 1320 se atornilla entonces hasta una profundidad apropiada en el orificio 1326 en el componente tibial 1304 para alcanzar el tensionamiento inicial del ligamento 1318 cuando está conectado completamente.

5 Los componentes femoral y tibial 1310, 1304 se implantan entonces utilizando técnicas estándar. Una vez que el componente tibial 1304 está implantado, el extremo libre 1321 del ligamento 1318 se proyecta a través de la boca 1330 en la bandeja tibial hacia el componente femoral 1310. Los componentes portadores apropiados son colocados entonces entre el componente femoral 1310 y el componente tibial 1304 de manera conocida.

El extremo 1121 del ligamento 1118 es unido entonces al componente femoral 1110 pasando el bucle u ojo a través del pasador 1119.

10 La articulación se examina entonces para determinar si la tensión en el ligamento artificial 1318 está balanceada con la tensión en el ligamento cruzado posterior retenido (PCL). Si la tensión en el ligamento artificial 1318 está balanceada con el del PCL, el procedimiento de implantación está completo. Si la tensión en el ligamento artificial 1318 no está balanceada con la del PCL, se ajusta la posición del elemento de tensionamiento 1320 dentro del orificio 1326, de tal manera que se incremente o reduzca la tensión aplicada al ligamento 1318. Puede insertarse una herramienta (no mostrada) a través de la boca 1330 para enganchar una formación de guía (no mostrada) formada sobre el elemento de tensionamiento 1320. Al hacer rotar la herramienta, el elemento de tensionamiento 1320 rota y se mueve axialmente a lo largo de la rosca interna en el orificio 1326, ajustando por lo tanto la tensión en el ligamento artificial 1318.

20 Con referencia a las figuras 17 a 20, las realizaciones de la presente invención pueden comprender adicionalmente un soporte de ligamento 1160 que es operable para cambiar la línea de acción del ligamento artificial 1118. El soporte del ligamento puede comprender una excepción de o una proyección desde la boca 1130 del agujero 1126 en el componente tibial 1114. Alternativamente, como se muestra en la figura 21, el soporte de ligamento puede comprender una agarradera 1070 que se proyecta desde la superficie 1014 de la bandeja tibial 1006. La agarradera puede estar conformada integralmente con o conectada a la bandeja tibial 1006.

25 La figura 22 muestra una prótesis de rodilla que comprende un componente tibial 1004 que tiene una bandeja tibial 1006 integralmente formada con un tallo 1008. Un par de componentes portadores 2012, 2013 separan el componente tibial 1004 de un componente femoral (no mostrado) y estén formadas con superficies portadoras las cuales se enganchan en una superficie portadora correspondiente 1014 sobre la bandeja tibial 1006. Los componentes portadores 2012, 2013 están interconectados mediante un elemento de enlace 2008, tal como se describe con referencia a la realización de las figuras 1 y 2. Un elemento de retención en la forma de un elemento de puente 2050 está fijado a la bandeja tibial 1006 para limitar el movimiento del elemento de enlace 2008. El elemento de puente 2050 comprende un haz 2052 y dos patas de soporte 2054, 2056. El haz 2052 se extiende sustancialmente en paralelo a la superficie proximal de la bandeja tibial 1006 en una dirección anterior-posterior y barre sustancialmente la anchura completa de la bandeja tibial 1006. Las patas de soporte 2054, 2056 están posicionadas aproximadamente en los bordes anterior y posterior de la bandeja 1006, sustancialmente de forma equidistante a los bordes medio y lateral de la bandeja 1006. El elemento de puente 2050 divide así la bandeja tibial 1006 en sus compartimientos lateral y medio y define un paso 2060 entre ellos, el cual acomoda el elemento de enlace 2008.

40 Un ligamento artificial (no mostrado) está conectado a un elemento de desviación (no mostrado) alojado en el tallo 1008. Como en realizaciones previas que incorporan un ligamento, el ligamento pasa hacia afuera de una abertura 1030 en la bandeja tibial 1006 y colinda con un lado del haz 2052 del elemento de puente 2050. Será evidente que el enganche de ligamento con el lado del elemento de puente 2050 produce una deflexión del ligamento y un cambio en la línea de acción del ligamento. Con el fin de evitar la fricción u otro daño relacionado con el desgaste del ligamento en uso, el elemento de puente 2050 está provisto con un seccionamiento o biselado 2051 que ayuda a localizar el ligamento, evita la dislocación y provee una superficie suave de enganche entre el elemento de puente 2050 y el ligamento. Así, el elemento de puente 2050 tiene la función dual de limitar el movimiento de los componentes portadores 2012, 2013 y

45 actuar como un soporte de ligamento para cambiar la línea de acción del ligamento artificial. En realizaciones alternativas no ilustradas, el elemento de puente 2050 puede comprender una polea o puede estar provisto de una proyección o pasador para ayudar en el alineamiento del ligamento y evitar la dislocación. Adicionalmente la superficie de soporte del ligamento formada sobre el elemento de puente 2050 puede ser una superficie pulida o de alguna otra manera terminada para reducir el desgaste del ligamento artificial.

50 Para evitar una duplicación innecesaria de esfuerzos y repeticiones en el texto de la especificación ciertas características se describen en relación con solamente uno o varios aspectos o realizaciones de la invención. Sin embargo, debe entenderse que, cuando sea técnicamente posible, las características descritas en relación con cualquier aspecto o realización de la invención también pueden ser utilizadas con cualquier otro aspecto o realización de la invención.

55 La presente solicitud es una solicitud divisional de la EP08844978.0.

REIVINDICACIONES

- 5 1. Una prótesis de reemplazo de articulación (1102, 1202, 1302) que comprende un elemento de enganche con hueso (1104, 1204, 1304) que tiene un tallo (1108, 1208) el cual está adaptado para proyectarse en un hueso, y un ligamento artificial (1118, 1218, 1318) el cual está adaptado para reemplazar un ligamento humano o animal, y extremo del ligamento el cual se extiende parcialmente dentro de y está asegurado al menos parcialmente dentro del tallo (1108, 1208).
2. Una prótesis de reemplazo de articulación como se reivindica en la reivindicación 1, en donde la prótesis de reemplazo de articulación (1102, 1202, 1302) comprende al menos parte de una prótesis de reemplazo de rodilla.
- 10 3. Una prótesis de reemplazo de articulación como se reivindica en la reivindicación 1, en donde la prótesis de reemplazo de articulación comprende al menos parte de una prótesis de reemplazo de rodilla, comprendiendo el elemento de enganche de hueso (1104, 1204, 1304) un componente tibial y comprendiendo el ligamento artificial (1118, 1218, 1318) un ligamento cruzado anterior de reemplazo.
- 15 4. Una prótesis de reemplazo de articulación como se reivindica en una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, en donde el ligamento (1118, 1218, 1318) está asegurado dentro del tallo (1108, 1208) del elemento de enganche de hueso (1104, 1204, 1304) a través de un elemento de tensionamiento (1220, 1320).
5. Una prótesis de reemplazo de articulación como se reivindica en una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, en donde el ligamento (1118, 1218, 1318) está asegurado dentro del tallo (1108, 1208) del elemento de enganche de hueso (1104, 1204, 1304) a través de un elemento de desviación (1140, 1340).
- 20 6. Una prótesis de reemplazo de articulación como se reivindica en una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, en donde el ligamento (1118, 1218, 1318) está asegurado dentro del tallo (1108, 1208) del elemento de enganche de hueso (1104, 1204, 1304) a través tanto de un elemento de tensionamiento (1220, 1320) como de un elemento de desviación (1140, 1340).

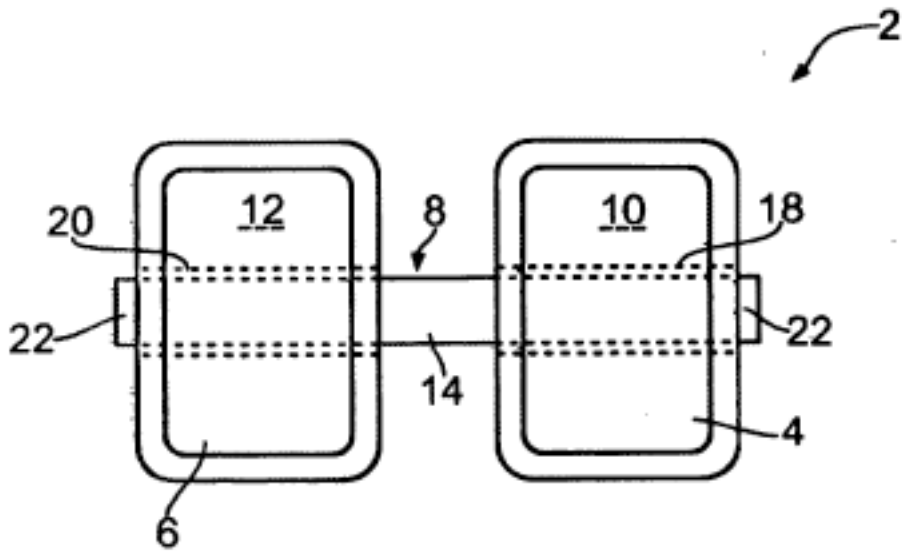


FIG. 1

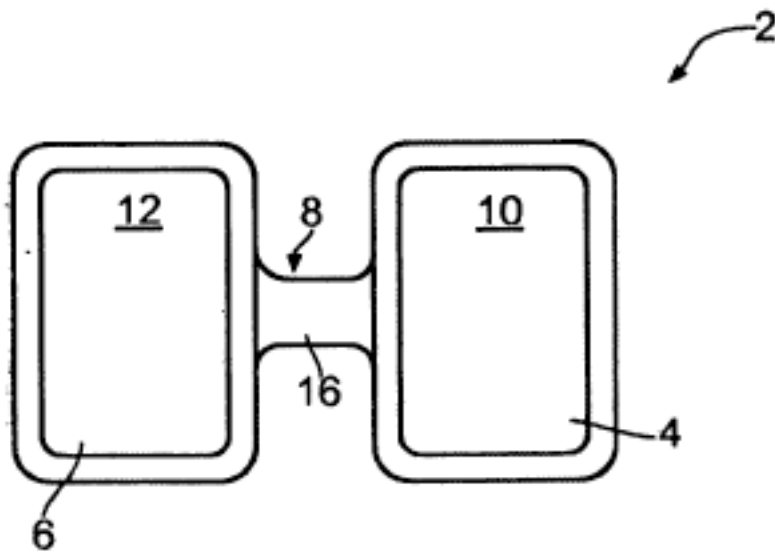


FIG. 2

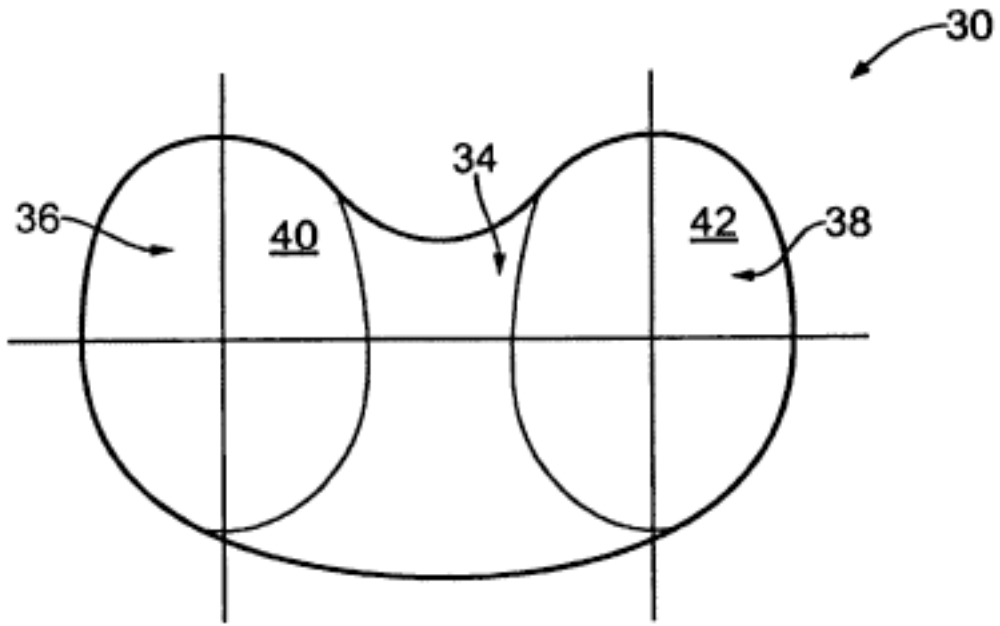


FIG. 3

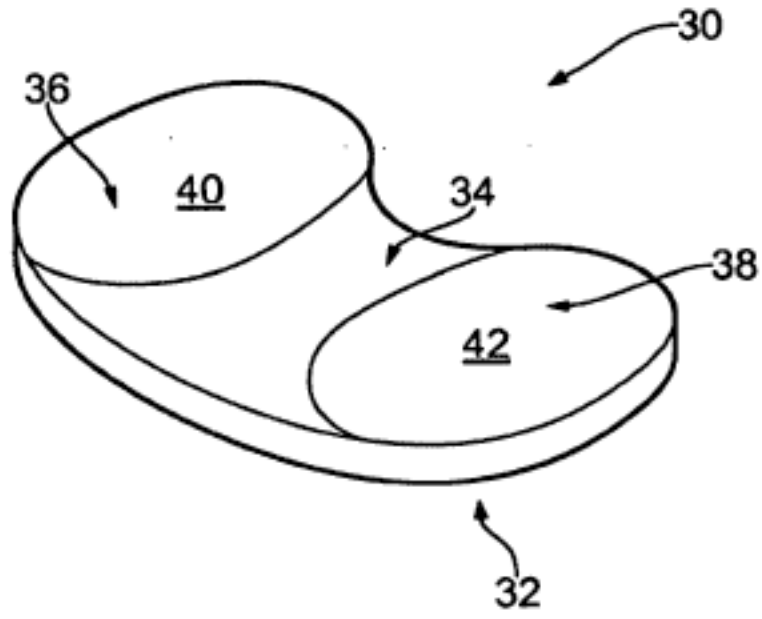


FIG. 4

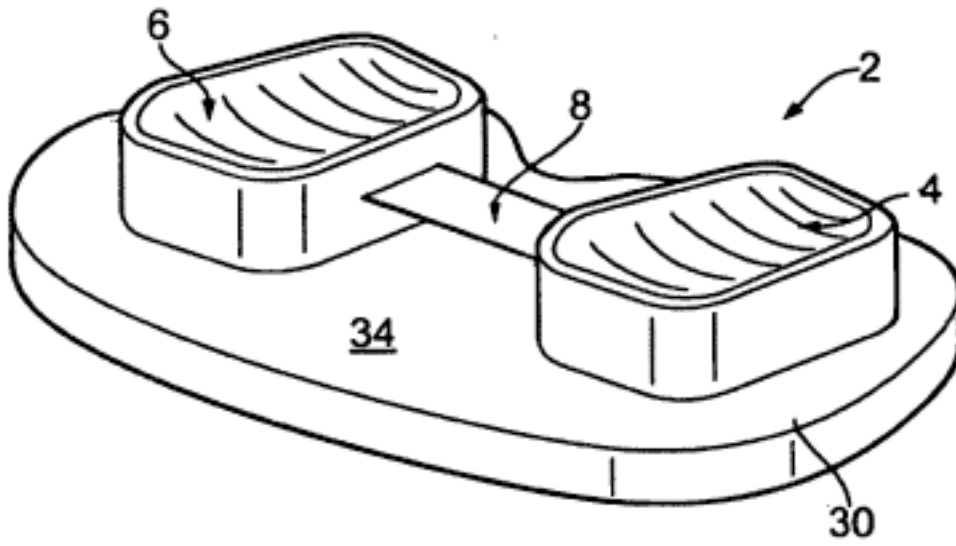


FIG. 5

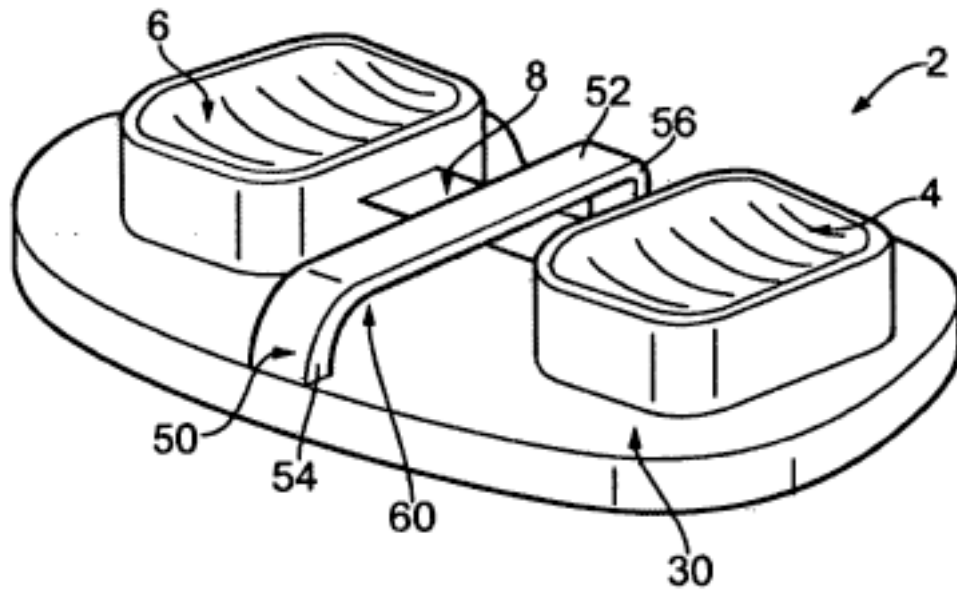


FIG. 6

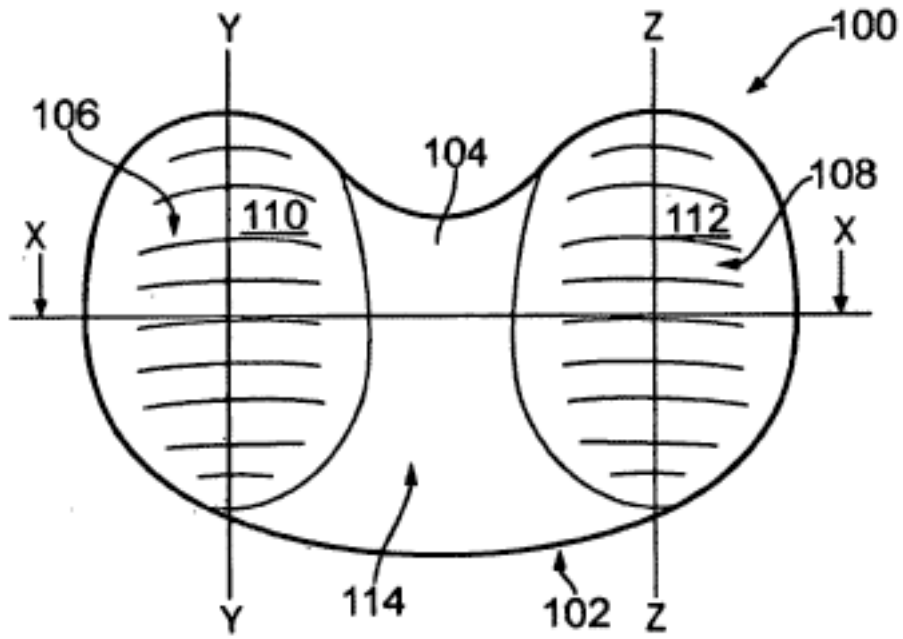


FIG. 7

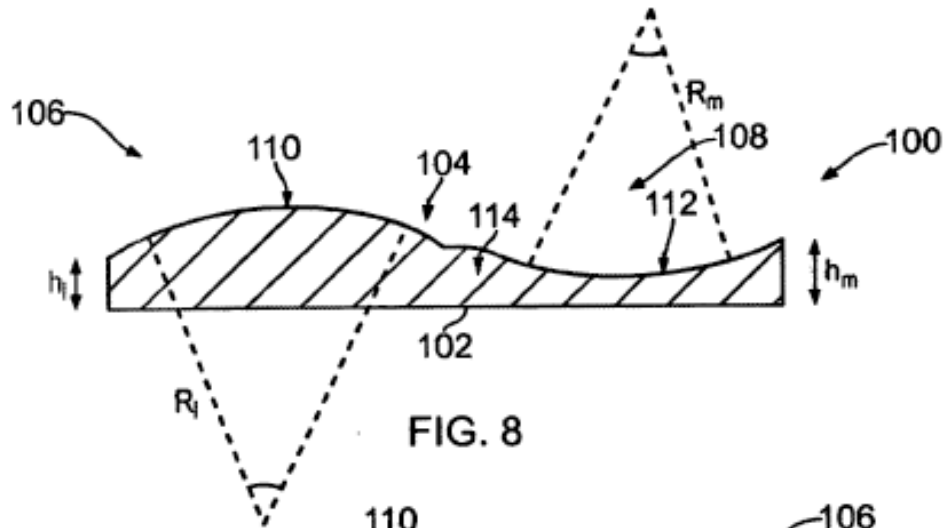


FIG. 8

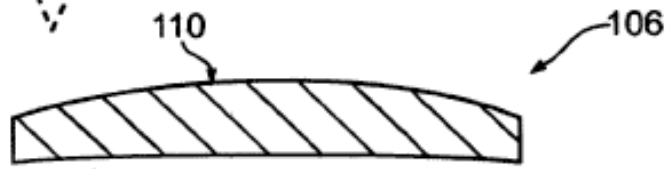


FIG. 9

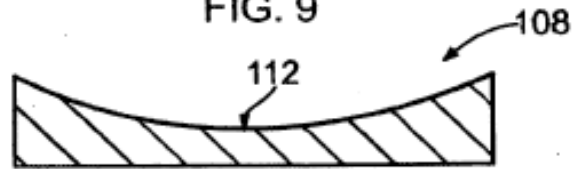


FIG. 10

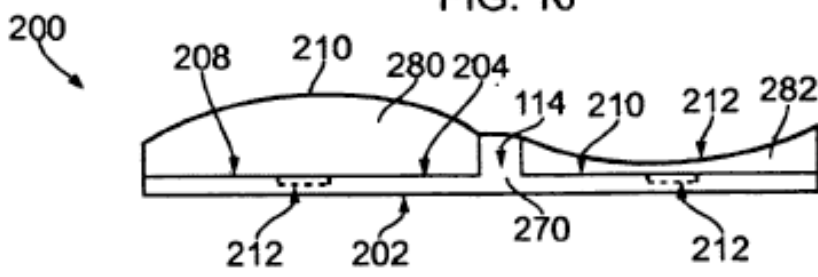


FIG. 12

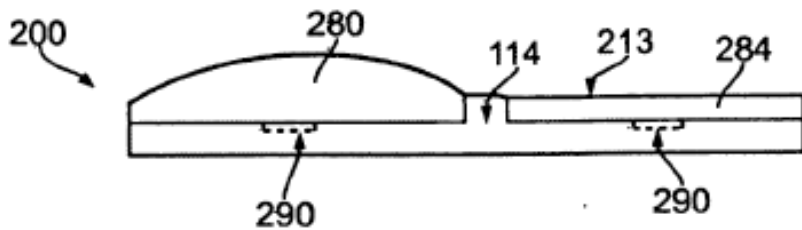


FIG. 13

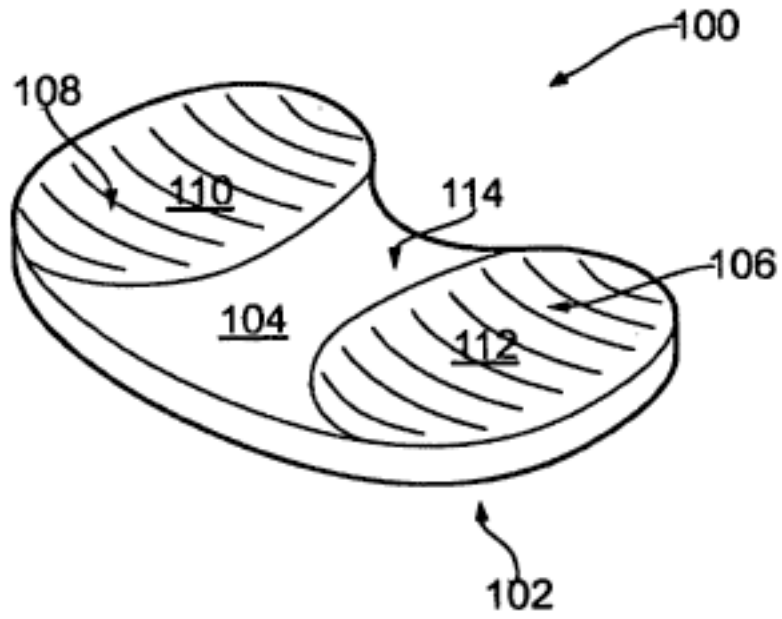


FIG. 11

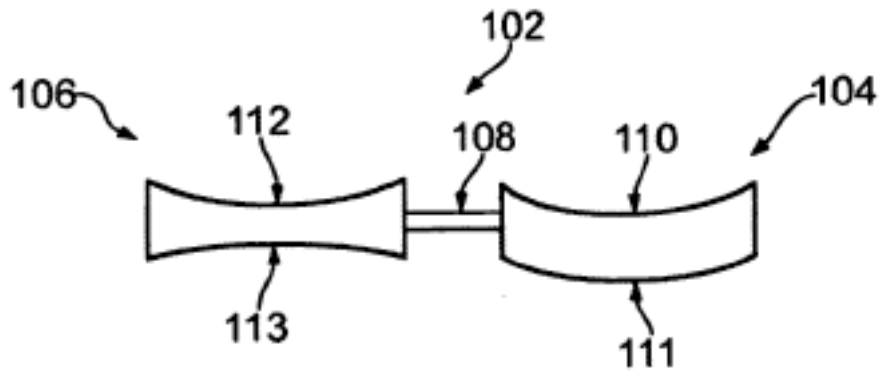


FIG. 14

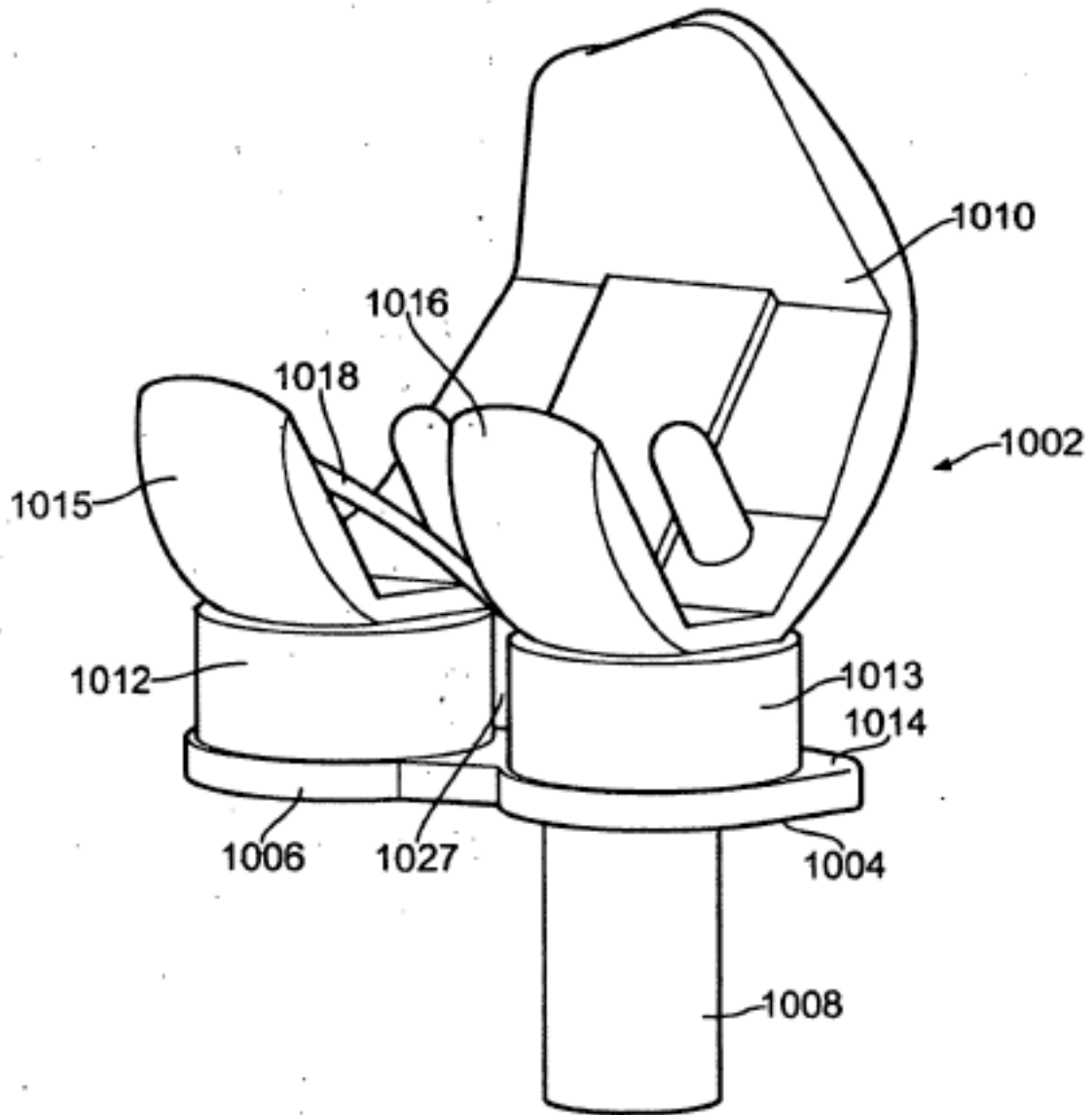


FIG. 15

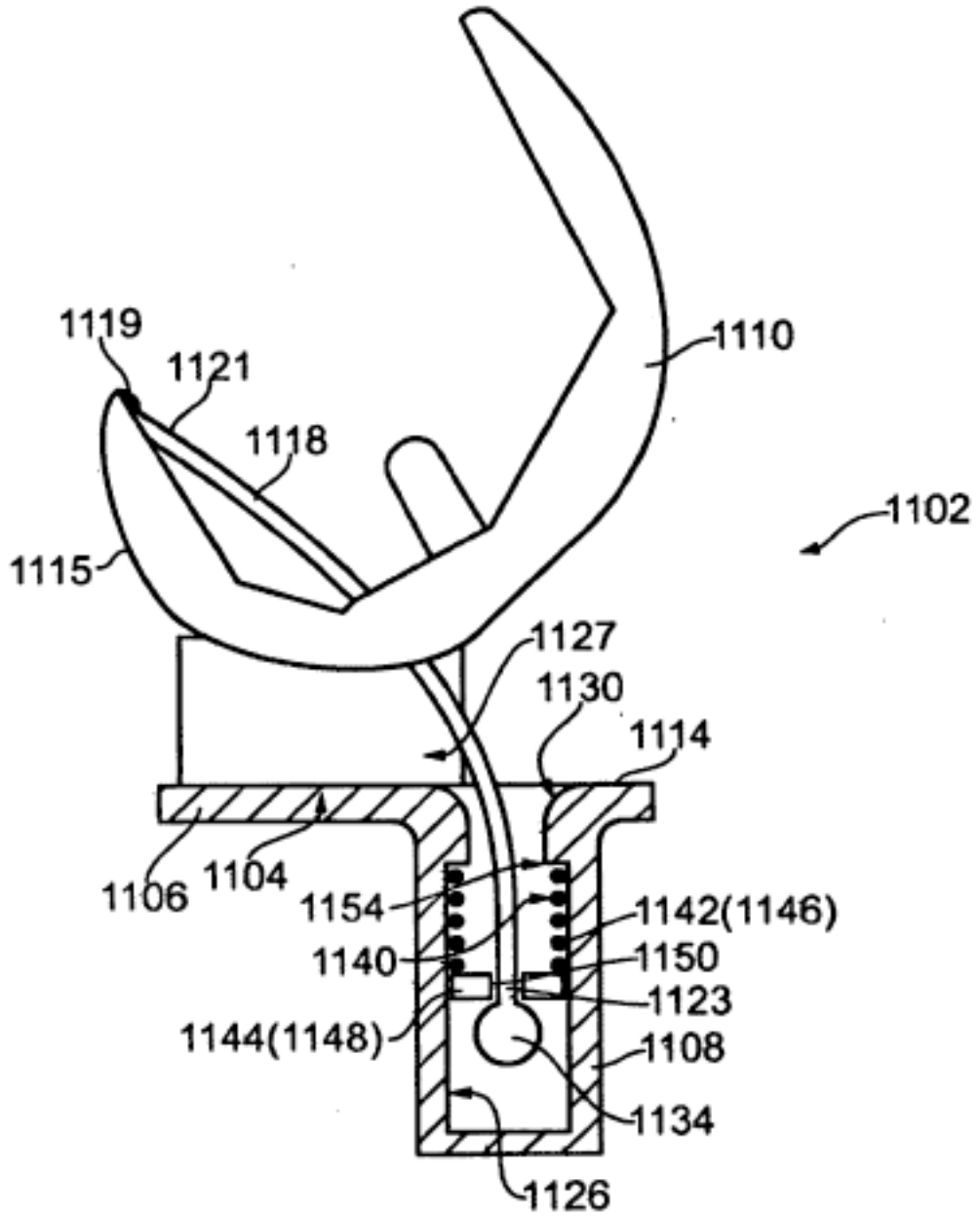


FIG. 16

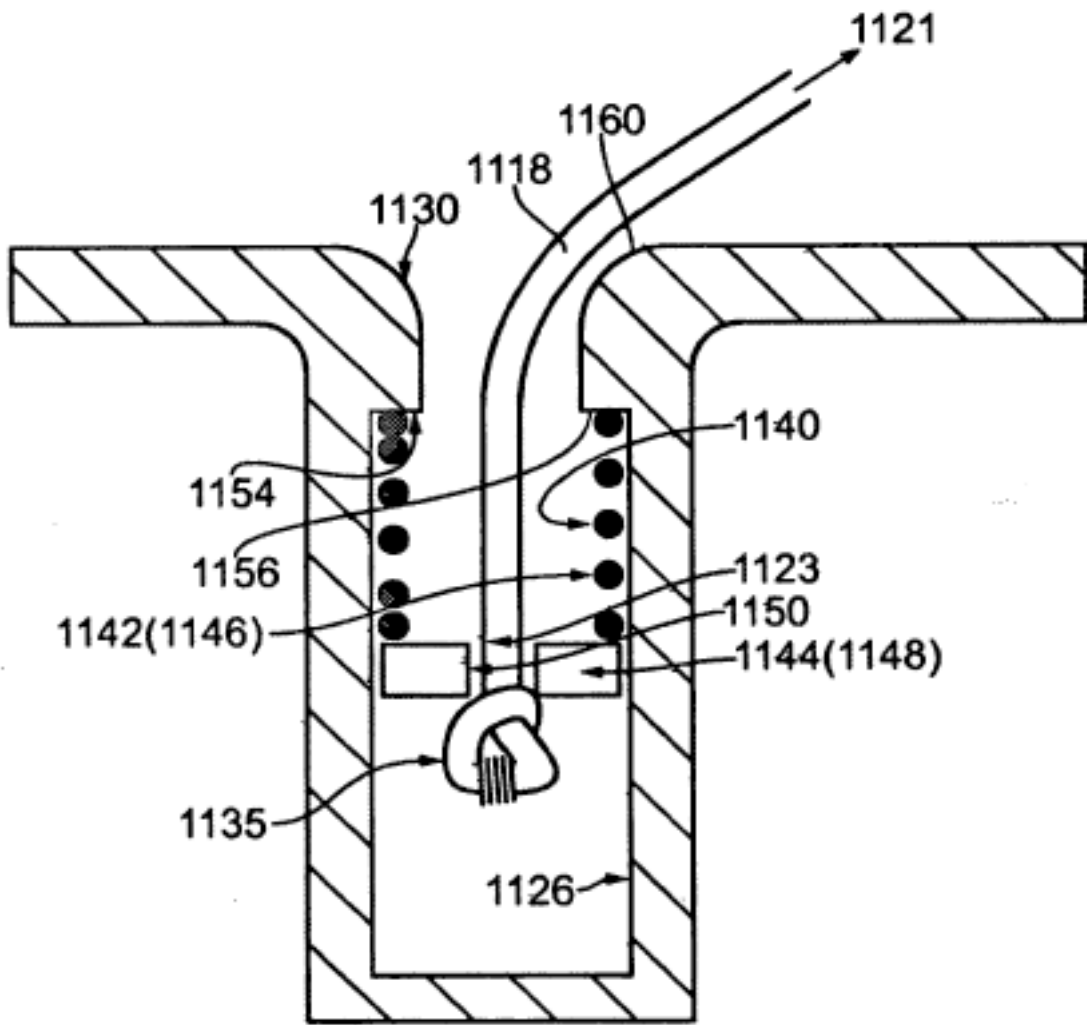


FIG. 17

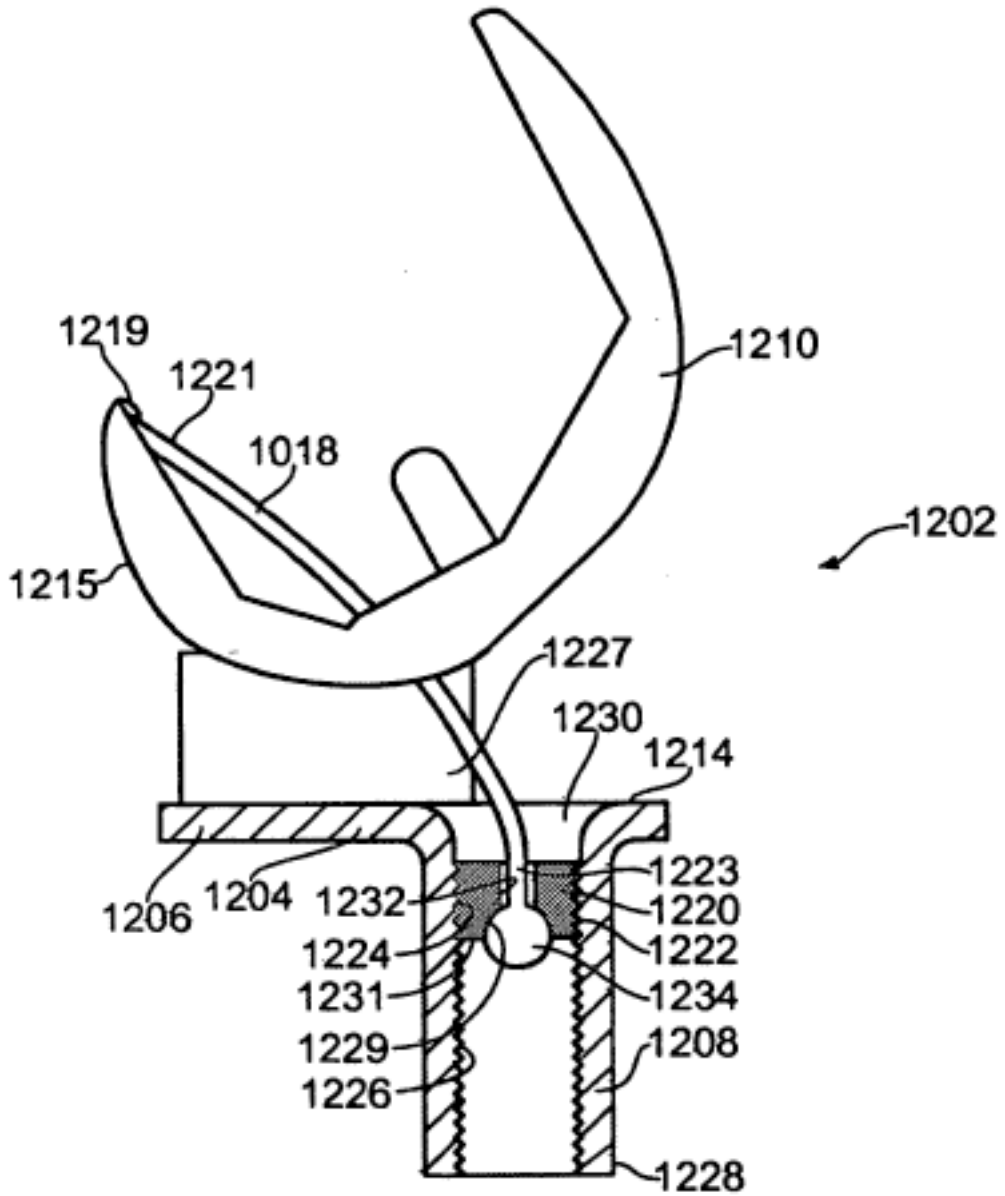


FIG. 18

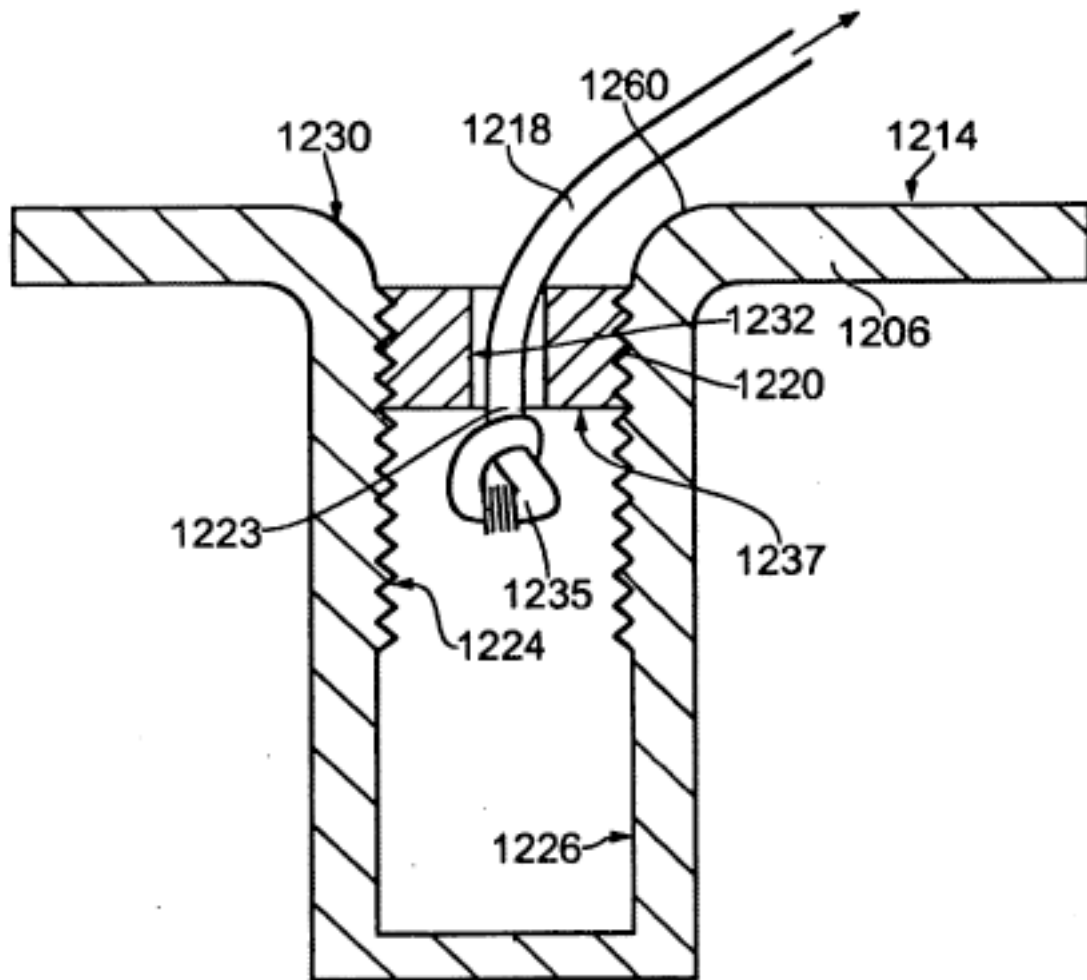


FIG. 19

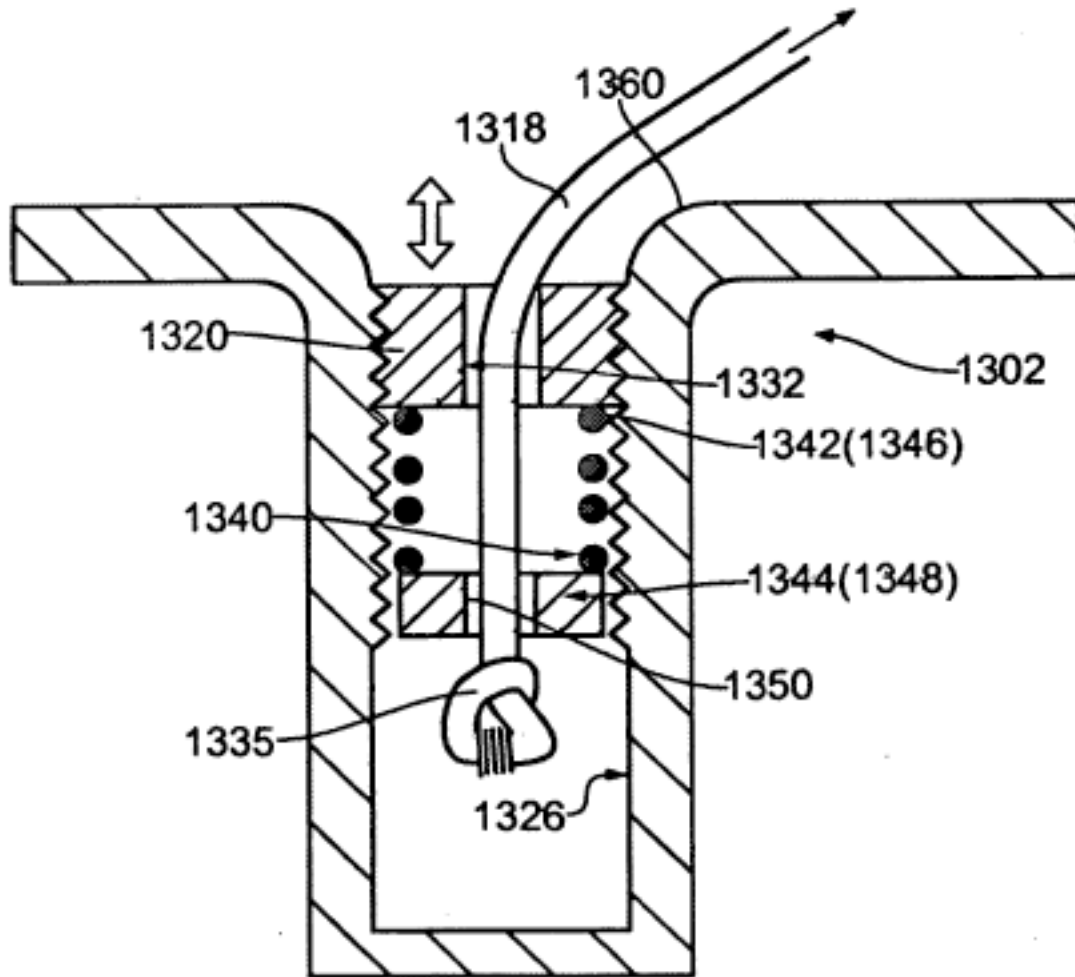


FIG. 20

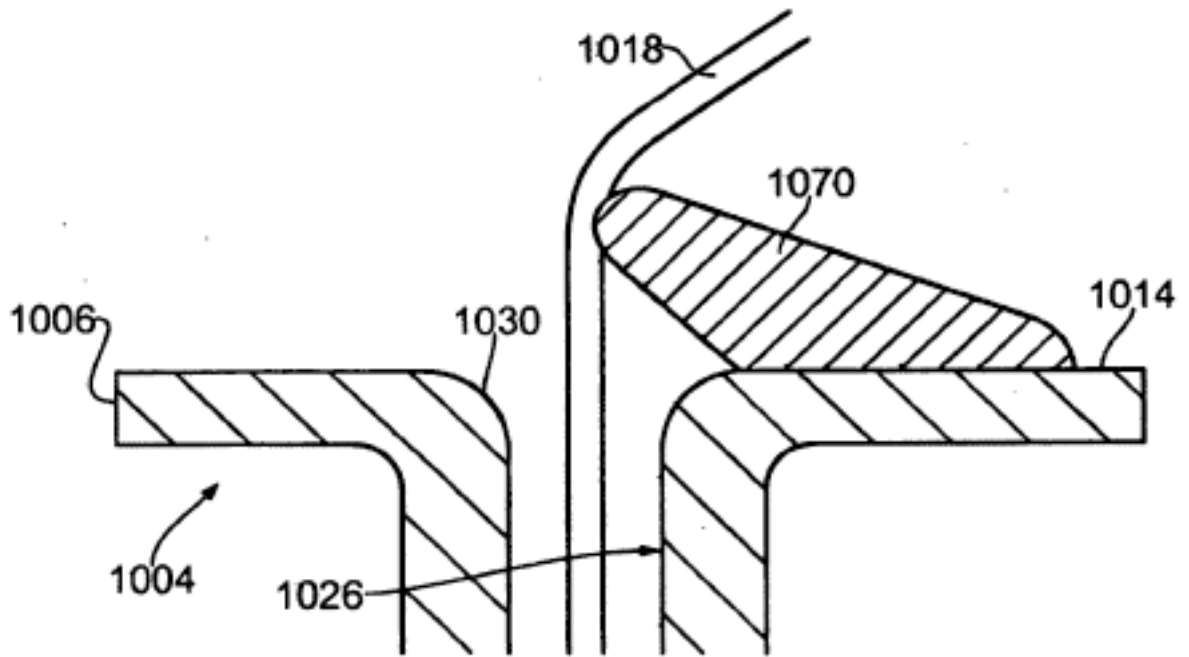


FIG. 21

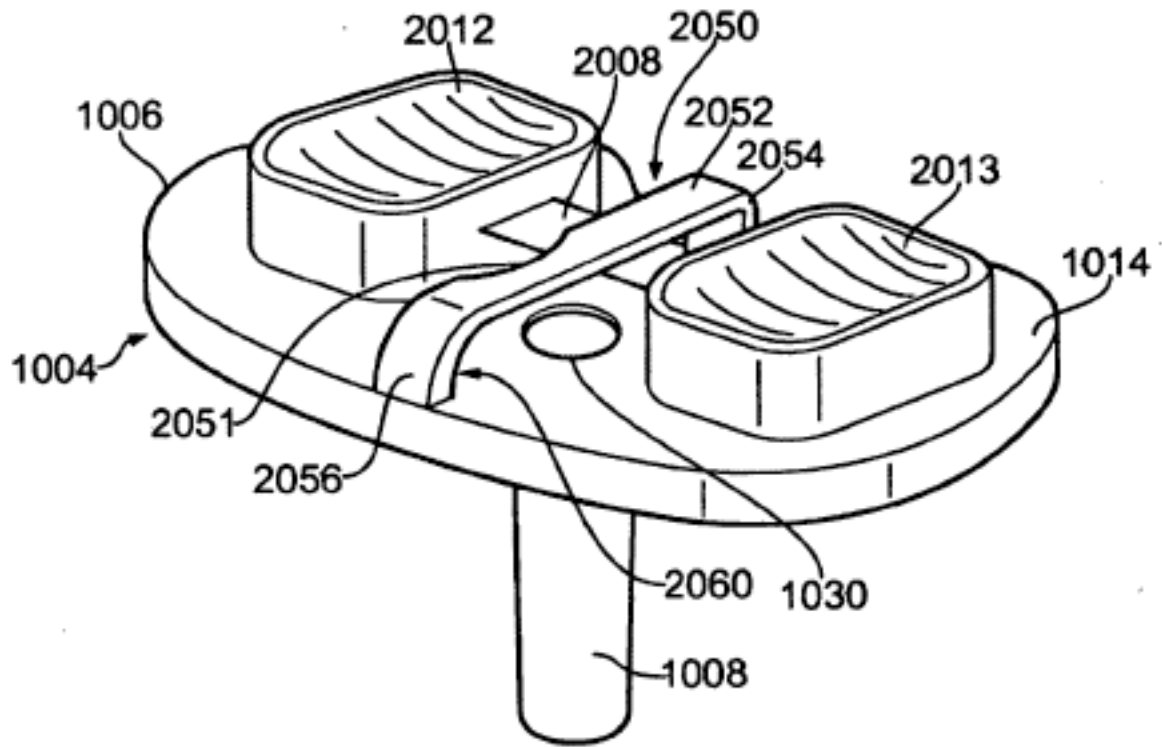


FIG. 22