(19) OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **2 614 051**

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

(12) TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA T3

(96) Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **30.06.2009** **E 15150842 (1)**

(97) Fecha y número de publicación de la concesión europea: **09.11.2016** **EP 2878283**

(54) Título: **Prótesis ortopédicas**

(30) Prioridad:

30.06.2008 US 165582

(45) Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
29.05.2017

(73) Titular/es:

DEPUY IRELAND UNLIMITED COMPANY (100.0%)
Loughbeg Ringaskiddy
County Cork, IE

(72) Inventor/es:

WYSS, JOSEPH y
BENNETT, TRAVIS D

(74) Agente/Representante:

CARPINTERO LÓPEZ, Mario

ES 2 614 051 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 ortopédicas

La presente invención versa acerca de prótesis ortopédicas para ser utilizadas en una cirugía de sustitución de rodilla.

La artroplastia de articulaciones es un procedimiento quirúrgico bien conocido mediante el cual se sustituye una articulación natural enferma y/o dañada por una articulación protésica. Una prótesis típica de rodilla incluye una bandeja tibial, un componente femoral y un inserto o cojinete polimérico colocado entre la bandeja tibial y el componente femoral. En general, una prótesis de rodilla está diseñada para duplicar el movimiento natural de la articulación del paciente. Sin embargo, dependiendo de la gravedad del daño a la articulación del paciente, se pueden utilizar prótesis ortopédicas de movilidad variable. Por ejemplo, en algunos pacientes, el ligamento cruzado posterior puede resultar dañado, ser deficiente o extirparse durante el procedimiento quirúrgico ortopédico. En tales casos, se puede utilizar una prótesis ortopédica de rodilla que sacrifica el ligamento cruzado posterior, que normalmente restringe o limita el movimiento posterior de la tibia con respecto al fémur.

El documento WO-A-96/24311 da a conocer una prótesis que incluye un cojinete tibial que tiene una columna cuyo lado posterior tiene porciones cóncavas y convexas. Se proporciona una leva entre los cóndilos. La leva tiene porciones cóncavas y convexas. La porción convexa de la leva hace contacto con la porción cóncava de la columna en el cojinete en el juego de la articulación.

La presente invención proporciona una prótesis ortopédica de articulación de rodilla que sacrifica el ligamento cruzado posterior según se define en la reivindicación 1. El radio de curvatura de la superficie cóncava de leva de la columna del cojinete tibial puede ser sustancialmente igual al radio de curvatura, o distinto del mismo, de la superficie convexa de leva de la columna.

En una realización particular, el primer intervalo de flexión es desde aproximadamente 50° de flexión hasta aproximadamente 80° de flexión y el segundo intervalo de flexión es desde aproximadamente 80° de flexión hasta aproximadamente 150° de flexión.

La columna del cojinete tibial y la leva posterior del componente femoral pueden tener cada una un perfil en sección transversal con una forma sustancialmente de “S”. Además, en algunas realizaciones, el radio de curvatura de la superficie convexa de leva de la columna puede ser mayor que el radio de curvatura de la superficie cóncava de leva de la columna. Además, en algunas realizaciones, el radio de curvatura de la superficie cóncava de leva de la leva posterior del componente femoral puede ser sustancialmente mayor que el radio de curvatura de la superficie convexa de leva de la leva posterior.

El radio de curvatura de la superficie superior de leva de la columna del cojinete tibial puede ser aproximadamente igual al radio de curvatura de la superficie inferior de leva de la columna.

A continuación se describen realizaciones de la invención a modo de ejemplo con referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

La FIG. 1 es una vista despiezada en perspectiva de una prótesis ortopédica.
La FIG. 2 es una vista en sección transversal de la prótesis ortopédica de la FIG. 1;
la FIG. 3 es una vista en sección transversal de un cojinete tibial de la prótesis ortopédica de la FIG. 1;
la FIG. 4 es otra vista en sección transversal del componente femoral de la FIG. 2.
La FIG. 5 es otra vista en sección transversal del cojinete tibial de la FIG. 3.
Las FIGURAS 6 a 15 son vistas laterales en alzado de la prótesis ortopédica de la FIG. 1 con diversos grados de flexión.
La FIG. 16 es una vista en planta desde arriba del cojinete tibial de la prótesis ortopédica de la FIG. 1.
La FIG. 17 es una vista en planta en sección transversal del cojinete tibial de la FIG. 17 que tiene quitada una porción de la columna.
La FIG. 18 es una vista lateral en alzado de una prótesis ortopédica que incluye el cojinete tibial de la FIG. 18 colocado en un grado incipiente de flexión.
La FIG. 19 es una vista en sección transversal de la prótesis ortopédica de la FIG. 18 tomada, en general, a lo largo de la línea 19-19 de sección.
La FIG. 20 es una vista lateral en alzado de la prótesis ortopédica de la FIG. 18 colocada en un grado tardío de flexión.
La FIG. 21 es una vista en sección transversal de la prótesis ortopédica de la FIG. 21 tomada, en general, a lo largo de la línea 21-21 de sección.
La FIG. 22 es una vista despiezada en perspectiva de otra prótesis ortopédica.
La FIG. 23 es una vista en sección transversal de un componente femoral de la prótesis ortopédica de la FIG. 22.
La FIG. 24 es una vista en sección transversal de un cojinete tibial de la prótesis ortopédica de la FIG. 22.
Las FIGURAS 25 a 28 son vistas laterales en alzado de la prótesis ortopédica de la FIG. 22 en diversos grados de flexión.

Se pueden utilizar términos que representan referencias anatómicas, tales como anterior, posterior, medial, lateral, superior e inferior, en todo el presente documento para hacer referencia tanto a los implantes ortopédicos descritos en la presente memoria como a la anatomía natural del paciente. Tales términos tienen significados bien conocidos tanto en el estudio de la anatomía como en el campo de la ortopedia. Se pretende que el uso de tales términos de referencia anatómica sea coherente con su significado bien conocido a no ser que se haga notar lo contrario.

Con referencia a los dibujos, la FIG. 1 muestra una prótesis ortopédica 10 de rodilla que sacrifica el ligamento cruzado posterior que incluye un inserto o cojinete tibial 12, un componente femoral 14 y una bandeja tibial 15. El componente femoral 14 está configurado para articularse con el cojinete tibial 12 durante su uso. El cojinete tibial 12 está formado de un material polimérico tal como polietileno de peso molecular ultra alto (UHMWPE), pero puede estar formado de otros materiales, tales como un material cerámico, un material metálico, un material biodiseñado, o similares, en otras realizaciones. El componente femoral 12 y la bandeja tibial 15 pueden estar formados de un material metálico tal como cromo cobalto o titanio, pero pueden estar formados, de vez de ello, de otros materiales, tales como un material cerámico, un material polimérico, un material biodiseñado, o similar, en otras realizaciones.

Como se expone con más detalle a continuación, el componente femoral 14 está configurado para articularse con el cojinete tibial 12, que está configurado para acoplarse con la bandeja tibial 15. El cojinete tibial 12 mostrado en el dibujo está implementado como un cojinete tibial giratorio o móvil y está configurado para girar con respecto a la bandeja tibial 15 durante su uso. Sin embargo, en otras realizaciones, el cojinete tibial 12 puede estar implementado como un cojinete tibial fijo, cuya rotación con respecto a la bandeja tibial 15 puede ser limitada o restringida.

La bandeja tibial 15 está configurada para ser fijada a un extremo proximal preparado quirúrgicamente de la tibia (no mostrada) de un paciente. La bandeja tibial 15 puede ser fijada a la tibia del paciente mediante el uso de un adhesivo óseo u otros medios de fijación. La bandeja tibial 15 incluye una plataforma 80 que tiene una superficie superior 82 y una superficie inferior 84. En la realización descrita, la superficie superior 82 es generalmente plana y, en algunas realizaciones, puede estar muy pulida. La bandeja tibial 15 también incluye un vástago 86 que se extiende hacia abajo desde la superficie inferior 84 de la plataforma 80. Hay definido un orificio 88 o una cavidad en la superficie superior 82 de la plataforma 80 y se extiende hacia abajo al interior del vástago 86. El orificio 88 está formado para recibir un vástago complementario del inserto tibial 12 como se expone con más detalle a continuación.

Como se ha expuesto anteriormente, el cojinete tibial 12 está configurado para acoplarse con la bandeja tibial 15. El cojinete tibial 12 incluye una plataforma 16 que tiene una superficie superior 18 de cojinete y una superficie inferior 20. En la realización descrita en la que el cojinete tibial 12 está implementado como un cojinete tibial giratorio o móvil, el cojinete 12 incluye un vástago 22 que se extiende hacia abajo desde la superficie inferior 20 de la plataforma 16. Cuando el cojinete tibial 12 está acoplado a la bandeja tibial 15, se recibe el vástago 22 en el orificio 88 de la bandeja tibial 15. En uso, el cojinete tibial 12 está configurado para girar en torno a un eje definido por el vástago 22 con respecto a la bandeja tibial 15. En realizaciones en las que el cojinete tibial 15 está implementado como un cojinete tibial fijo, el cojinete 12 puede incluir o no el vástago 22 y/o puede incluir otros dispositivos o características para fijar el cojinete tibial 12 a la bandeja tibial 15 en una configuración no giratoria.

La superficie superior 18 de cojinete del cojinete tibial 12 incluye una superficie medial 24 de cojinete, una superficie lateral 26 de cojinete, y una columna 30 que se extiende hacia arriba desde la plataforma 16. Las superficies mediales y laterales 24, 26 de cojinete están configuradas para recibir o hacer contacto de otra manera con cóndilos mediales y laterales correspondientes 44, 46 del componente femoral 14 como se expone con más detalle a continuación. Como tales, las superficies 24, 26 de cojinete pueden tener contornos cóncavos en algunas realizaciones. La columna 30 está colocada entre las superficies 24, 26 de cojinete e incluye un lado anterior 32 y un lado posterior 34.

El componente femoral 14 está configurado para acoplarse a una superficie preparada quirúrgicamente del extremo distal del fémur (no mostrado) de un paciente. El componente femoral 14 puede estar fijado al fémur del paciente mediante el uso de adhesivo óseo u otros medios de fijación. El componente femoral 14 incluye una superficie articulada 40 que tiene un par de cóndilos mediales y laterales separados 44, 46. En uso, los cóndilos 44, 46 sustituyen los cóndilos naturales del fémur del paciente y están configurados para articularse en las superficies correspondientes 24, 26 de cojinetes de la plataforma 16 del cojinete tibial 12.

Los cóndilos 44, 46 están separados para definir un rebaje o escotadura intracondílea 42 entre los mismos. Una leva posterior 50 y una leva anterior 52 (véase la FIG. 2) están colocadas en la escotadura intracondílea 42. La leva posterior 50 está ubicada hacia el lado posterior del componente femoral 14 y está configurada para acoplarse con la columna 30, o hacer contacto de otra manera con la misma, del cojinete tibial 12 durante la flexión, como se muestra y se describe con más detalle a continuación con referencia a las FIGURAS 4 a 13.

Con referencia ahora a las FIGURAS 2 a 5, cada una de la leva posterior 50 del componente femoral 14 y de la columna 30 del cojinete tibial 12 tiene un perfil en sección transversal con forma sustancialmente de “S” en el plano sagital. En particular, como se muestra en la FIG. 2, la leva posterior 50 del componente femoral 14 incluye una superficie 54 de leva configurada para hacer contacto con una superficie 60 de leva de la columna 30 durante su uso. Para hacerlo, la superficie 54 de leva de la leva posterior 50 incluye una superficie cóncava 56 de leva y una

superficie convexa 58 de leva. En la realización descrita, la superficie convexa 58 de leva está colocada posteriormente con respecto a la superficie cóncava 56 de leva. Las superficies 56, 58 de leva pueden tener radios de curvaturas similares o distintos. Por ejemplo, en algunas realizaciones, la superficie convexa 58 de leva puede tener un radio de curvatura sustancialmente mayor que el radio de curvatura de la superficie cóncava 56 de leva. Sin embargo, en otras realizaciones, la superficie convexa 58 de leva puede tener un radio de curvatura que es sustancialmente igual o menor que el radio de curvatura de la superficie cóncava 56 de leva.

En algunas realizaciones, la curvatura de las superficies 56, 58 de leva puede estar definida por medio de un único radio de curvatura. El radio particular de curvatura de las superficies 56, 58 de leva (es decir, el “tamaño” de las superficies de leva) puede depender de varios criterios tales como el tamaño del implante, la forma o geometría de la superficie articulada de la columna 30 del implante tibial 12 y/o similares. Sin embargo, en otras realizaciones, la superficie cóncava 56 de leva y la superficie convexa 58 de leva del componente femoral 14 pueden estar formadas de múltiples radios de curvatura. Por ejemplo, en la realización mostrada en la FIG. 4, la superficie cóncava 56 de leva está definida por un radio de curvatura 200 y un radio de curvatura 202, cada uno de los cuales es tangencial al otro. En una realización particular, el radio de curvatura 200 es de aproximadamente 10,42 mm y el radio de curvatura 202 es de aproximadamente 8,13 mm. Además, la superficie convexa 58 de leva está definida por una pluralidad de radios de curvatura 204, 206, 208 y 210. Cada uno de los radios de curvatura 204, 206, 208, 210 es tangencial al otro radio adyacente de curvatura. En una realización particular, el radio de curvatura 204 es de aproximadamente 7,14 mm, el radio de curvatura 206 es de aproximadamente 7,01 mm, el radio de curvatura 208 es de aproximadamente 7,30 mm, y el radio de curvatura 210 es de aproximadamente 2,30 mm. En otras realizaciones, se puede utilizar un mayor o menor número de radios de curvatura para definir las superficies 56, 58 de leva. Además, los radios de curvatura 200, 202, 204, 206, 210 pueden tener otros valores en otras realizaciones.

Con referencia ahora a la FIG. 3, la superficie 60 de leva del cojinete tibial 12 está definida en el lado posterior 34 de la columna 30. De forma similar a la superficie 54 de leva de la leva posterior 50 del componente femoral 14, la superficie 60 de leva de la columna 30 incluye una superficie convexa 62 de leva y una superficie cóncava 64 de leva. En la realización descrita, la superficie convexa 62 de leva está colocada superiormente con respecto a la superficie cóncava 64 de leva. De forma similar a las superficies 56, 58 de leva de la leva posterior 50, las superficies 62, 64 de leva de la columna 30 pueden tener radios de curvatura similares o distintos. Por ejemplo, en algunas realizaciones, la superficie cóncava 64 de leva tiene un radio de curvatura sustancialmente mayor que el radio de curvatura de la superficie convexa 62 de leva. Sin embargo, en otras realizaciones, la superficie cóncava 64 de leva puede tener un radio de curvatura que es sustancialmente igual o menor que el radio de curvatura de la superficie convexa 62 de leva.

En algunas realizaciones, la curvatura de las superficies 62, 64 de leva pueden estar definidas por un único radio de curvatura. El radio particular de curvatura de las superficies 62, 64 de leva (es decir, el “tamaño” de las superficies de leva) pueden depender de un número de criterios tales como el tamaño del implante, la forma o la geometría de la superficie articulada de la leva posterior 50 del componente femoral 14 y/o similares. Sin embargo, en otras realizaciones, la superficie convexa 62 de leva y la superficie cóncava 64 de leva del cojinete tibial 12 pueden estar formadas de múltiples radios de curvatura. Por ejemplo, en la realización mostrada en la FIG. 5, la superficie cóncava 64 de leva está definida por un radio de curvatura 220 y un radio de curvatura 222, cada uno de los cuales es tangencial al otro. En una realización particular, el radio de curvatura 220 es de aproximadamente 9,00 mm y el radio de curvatura 222 es de aproximadamente 13,00 mm. La superficie convexa 62 de leva está definida por un radio de curvatura 224. En una realización particular, el radio de curvatura 224 es de aproximadamente 8,00 mm. Por supuesto, en otras realizaciones, se puede utilizar un mayor o menor número de radios de curvatura para definir las superficies 62, 64 de leva. Además, los radios de curvatura 220, 222, 224 pueden tener otros valores en otras realizaciones.

Con referencia ahora a las FIGURAS 6 a 15, el componente femoral 14 y el cojinete tibial 12 están configurados de forma que la leva posterior 50 del componente femoral 14 hace contacto con la columna 30 del cojinete tibial 12 durante la flexión. En particular, durante una flexión incipiente, la superficie cóncava 56 de leva de la leva posterior 50 hace contacto con la superficie convexa 62 de leva de la columna 30. Según se aumenta la flexión de la prótesis ortopédica 10, el contacto entre la leva posterior 50 y la columna 30 realiza una transición desde un contacto entre la superficie cóncava 56 de leva de la leva posterior 50 y la superficie convexa 62 de leva de la columna 30 para hacer contacto entre la superficie convexa 58 de leva de la leva posterior 50 y la superficie cóncava 64 de la columna 30 durante una flexión tardía.

Como se muestra en la FIG. 6, cuando la prótesis ortopédica 10 se encuentra en extensión o, si no, no se encuentra en flexión (por ejemplo, una flexión de aproximadamente 0°), la leva posterior 50 no se encuentra en contacto con la columna 30. Sin embargo, durante la flexión incipiente, como se muestra en las FIGURAS 7 y 8, la leva posterior 50 del componente femoral 14 hace contacto con la columna 30 del cojinete tibial 12. Por ejemplo, en una realización como se muestra en la FIG. 7, según se mueve la prótesis ortopédica 10 en flexión, la superficie cóncava 56 de leva de la leva posterior 50 hace contacto inicialmente con la superficie convexa 62 de leva de la columna con un grado predeterminado de flexión. En la realización descrita, el componente femoral 14 y el cojinete tibial 12 están configurados de forma que las superficies 56, 62 de leva hagan contacto inicialmente entre sí con aproximadamente 60° de flexión. Sin embargo, en otras realizaciones, se puede determinar el grado de flexión con el que se establece

un contacto inicial entre la leva posterior 50 y la columna 30 en función de criterios particulares tales como el tamaño de la prótesis ortopédica 10, la forma o geometría de la superficie articulada del componente femoral 14 y/o el cojinete tibial 12 y/o similares.

Durante la flexión incipiente de la prótesis ortopédica 10, se mantiene el contacto entre la superficie cóncava 56 de leva y la superficie convexa 62 de leva. Por ejemplo, en una realización como se muestra en la FIG. 8, la superficie convexa 62 de leva de la columna 30 puede estar "asentada" plenamente en la superficie cóncava 56 de leva de la leva posterior 50 con aproximadamente 60° de flexión. Después de una flexión incipiente, el contacto entre la leva posterior 50 y la columna 30 realiza una transición desde las superficies 56, 62 de leva hasta las superficies 58, 64 de leva. Por ejemplo, en una realización como se muestra en la FIG. 9, el contacto entre la leva posterior 50 y la columna 30 comienza la transición a las superficies 58, 64 de leva a aproximadamente 80°. Con este grado de flexión, se puede establecer el contacto inicial entre la superficie convexa 58 de leva de la leva posterior 50 y la superficie cóncava 64 de leva de la columna 30.

Durante una flexión tardía de la prótesis ortopédica 10, la superficie convexa 58 de leva mantiene un contacto con la superficie cóncava 64 de leva. Por ejemplo, las FIGURAS 10 a 15 muestra una realización con diversos grados de flexión tardía. En particular, se muestra la prótesis ortopédica 10 con una flexión de aproximadamente 100° en la FIG. 10, con una flexión de aproximadamente 110° en la FIG. 11, con una flexión de aproximadamente 120° en la FIG. 12, con una flexión de aproximadamente 130° en la FIG. 13, con una flexión de aproximadamente 140° en la FIG. 14 y con una flexión de aproximadamente 150° en la FIG. 15.

Se debería apreciar que se mantiene un contacto entre la leva posterior 50 y la columna 30 en todo el intervalo de flexión incipiente y tardía. El intervalo particular de flexión incipiente (es decir, el intervalo en el que la superficie cóncava 56 de leva de la leva posterior 50 hace contacto con la superficie convexa 62 de leva de la columna 30) y de flexión tardía (es decir, el intervalo en el que la superficie convexa 58 de leva de la leva posterior 50 hace contacto con la superficie cóncava 64 de leva de la columna 30) de la prótesis ortopédica 10 puede depender de uno o más criterios tales como el tamaño de la prótesis ortopédica 10, la forma o geometría de las superficies de leva articuladas del cojinete tibial 12 y del componente femoral 14, o similares. En la realización descrita, la prótesis ortopédica 10 está configurada para tener un intervalo de flexión incipiente desde aproximadamente 50° hasta aproximadamente 80° y un intervalo de flexión tardía desde aproximadamente 80° hasta aproximadamente 150°, pero se pueden utilizar otros intervalos de flexión. Se determina el intervalo de flexión incipiente y tardía de la prótesis ortopédica 10, en parte, en función del radio de curvatura de la superficie 56, 58, 62, 64 de leva. Como tal, se puede configurar el intervalo de flexión incipiente y tardía de las prótesis ortopédicas 10 ajustando el radio de curvatura de las superficies 56, 58, 62, 64 de leva.

También se debería apreciar que debido a que la superficie 54 de leva de la leva posterior 50 incluye la superficie cóncava 56 de leva y la superficie convexa 58 de leva y la superficie 34 de leva de la columna 30 incluye la superficie convexa 62 de leva y la superficie cóncava 64 de leva, se aumenta el área superficial de contacto entre la leva posterior 50 y la columna 30 en el intervalo de flexión con respecto a la prótesis ortopédica en la que la leva posterior y/o la columna incluye superficies planas de leva o superficies de leva que solo tienen una superficie cóncava o convexa. Por ejemplo, se aumenta el área de contacto entre la leva posterior 50 y la columna 30 en flexión incipiente debido al contacto entre la superficie cóncava 56 de leva de la leva posterior 50 y la superficie convexa 62 de leva de la columna 30. Además, en la flexión tardía, el área de contacto entre la leva posterior 50 y la columna 30 aumenta en grados tardíos de flexión debido al contacto entre la superficie convexa 58 de leva de la leva posterior 50 y la superficie cóncava 64 de leva de la columna 30. Debido a que el contacto entre la leva posterior 50 y la columna 30 está extendido en un área de contacto mayor, también se puede reducir el desgaste anterior de la columna 30.

Con referencia ahora a las FIGURAS 16 y 17, el lado posterior 34 de la columna 30 está curvado en el plano transversal. Es decir, cada una de la superficie convexa superior 62 de leva y de la superficie cóncava inferior 64 de leva es convexa en la dirección del plano transversal. Por ejemplo, como se muestra en la FIG. 16, la superficie convexa 62 de leva de la columna 30 puede estar curvada convexamente en el plano transversal. Además, como se muestra en la FIG. 17, la superficie cóncava 64 de leva de la columna 30 está curvada convexamente en el plano transversal. El radio de curvatura en el plano transversal de la superficie convexa 62 de leva y de la superficie cóncava 64 de leva puede ser sustancialmente igual o distinto. Por ejemplo, en algunas realizaciones, el radio de curvatura en el plano transversal de la superficie cóncava 64 de leva puede ser mayor que el radio de curvatura en el plano transversal de la superficie convexa 62 de leva. De forma alternativa, en otras realizaciones, el radio de curvatura en el plano transversal de la superficie convexa 62 de leva puede ser mayor que el radio de curvatura en el plano transversal de la superficie convexa 64 de leva.

Las superficies 62, 64 de leva de la columna 30 están curvadas en el plano transversal, la leva posterior 50 del componente femoral 12 se articula, por lo tanto, en las superficies 62, 64 de leva en el plano transversal, de forma que el componente femoral 14 gira una cantidad en torno a la columna 30. Por ejemplo, como se muestra en las FIGURAS 18 y 19, cuando la superficie cóncava 56 de leva de la leva posterior 50 se encuentra en contacto con la superficie convexa 62 de leva de la columna 30 durante una flexión incipiente, el componente femoral 14 puede girar en torno a la columna 30 en una dirección generalmente medial-lateral en el plano transversal, como se indica por

medio de la flecha 70. Similarmente a la superficie convexa 62 de leva de la columna 30, la superficie cóncava 56 de leva de la leva posterior 50 del componente femoral 12 también está curvada en la dirección medial-lateral. Por ejemplo, como se muestra en la FIG. 19, la superficie cóncava 56 de leva está curvada cóncavamente en la dirección medial-lateral. En algunas realizaciones, el radio de curvatura en la dirección medial-lateral de la superficie cóncava 56 de leva puede ser sustancialmente igual al radio de curvatura en el plano transversal de la superficie convexa 62 de leva de la columna 30. De forma alternativa, el radio de curvatura en la dirección medial-lateral de la superficie cóncava 56 de leva puede ser mayor o menor que el radio de curvatura en el plano transversal de la superficie convexa 62 de leva. Se puede regular la cantidad de rotación entre el componente femoral 14 y el cojinete tibial 12 durante una flexión incipiente en función del radio de curvatura en el plano transversal de las superficies 56, 62 de leva. Por ejemplo, se puede obtener una cantidad mayor de rotación durante una flexión incipiente de la prótesis ortopédica reduciendo el radio de curvatura en el plano transversal de la superficie convexa 62 de leva.

Con referencia ahora a las FIGURAS 20 y 21, cuando la superficie convexa 58 de leva de la leva posterior 50 se encuentra en contacto con la superficie cóncava 64 de leva de la columna 30 durante una flexión tardía, el componente femoral 14 puede girar en torno a la columna 30 en una dirección generalmente medial-lateral en el plano transversal como se indica por medio de la flecha 72 en algunas realizaciones. En tales realizaciones, la superficie convexa 58 de leva de la leva posterior 50 puede ser sustancialmente plana en la dirección medial-lateral. Similarmente a la superficie cóncava 64 de leva de la columna 30, la superficie convexa 58 de leva de la leva posterior 50 del componente femoral 12 está curvada en la dirección medial-lateral. Como se muestra en la FIG. 21, la superficie convexa 58 de leva puede estar curvada cóncavamente en la dirección medial-lateral. En algunas realizaciones, el radio de curvatura en la dirección medial-lateral de la superficie convexa 58 de leva puede ser sustancialmente igual al radio de curvatura en la dirección medial-lateral de la superficie cóncava 64 de leva de la columna 30. De forma alternativa, el radio de curvatura en la dirección medial-lateral de la superficie convexa 58 de leva puede ser mayor o ligeramente menor que el radio de curvatura en la dirección medial-lateral de la superficie cóncava 64 de leva. Como se ha expuesto anteriormente con respecto a una flexión incipiente, se puede regular la cantidad de rotación entre el componente femoral 14 y el cojinete tibial 12 durante una flexión tardía en función del radio de curvatura en la dirección medial-lateral de las superficies 58, 64 de leva.

Como se ha expuesto anteriormente, el intervalo de flexión tardía de la prótesis 10 es mayor que el intervalo de flexión incipiente. Sin embargo, en otras realizaciones, la prótesis ortopédica 10 puede tener un intervalo de flexión incipiente que es mayor que el intervalo de flexión tardía. Es decir, debido a que se determina el intervalo de flexión incipiente y tardía de la prótesis ortopédica, en parte, en función del radio de curvatura de la superficie 56, 58, 62, 64 de leva, se puede regular el intervalo de flexión incipiente y tardía cambiando el radio de curvatura de las superficies 56, 58, 62, 64 de leva (es decir, el “tamaño” de las superficies de leva). Por ejemplo, como se muestra en las FIGURAS 22 a 28, la prótesis ortopédica 10 puede incluir un intervalo de flexión incipiente (es decir, el intervalo en el que la superficie cóncava de leva de la leva posterior 50 hace contacto con la superficie convexa de leva de la columna 30) que es mayor que la flexión tardía (es decir, el intervalo en el que la superficie convexa de leva de la leva posterior 50 hace contacto con la superficie cóncava de leva de la columna 30).

En tales realizaciones, como se muestra en las FIGURAS 22 a 24, la leva posterior 50 del componente femoral 14 incluye una superficie 100 de leva configurada para hacer contacto con una superficie 102 de leva de la columna 30 durante su uso. Para hacerlo, la superficie 100 de leva de la leva posterior 50 incluye una superficie cóncava 104 de leva y una superficie convexa 106 de leva. En la realización descrita, la superficie convexa 106 de leva está colocada posteriormente con respecto a la superficie cóncava 104 de leva. La superficie cóncava 104 de leva tiene un radio de curvatura sustancialmente mayor que el radio de curvatura de la superficie convexa 106 de leva. Como se expone a continuación con respecto a las superficies 56, 58 de leva, el radio particular de curvatura de las superficies 104, 106 de leva (es decir, el “tamaño” de las superficies de leva) puede depender del número de criterios tales como el tamaño del implante, la forma o geometría de la superficie articulada del componente femoral 14 y/o del cojinete tibial 12 y/o similares. En una realización particular, la superficie cóncava 104 de leva tiene un radio de curvatura de aproximadamente 12,7 mm y la superficie convexa 106 de leva tiene un radio de curvatura de aproximadamente 6,4 mm.

De forma similar a la superficie 100 de leva de la leva posterior 50 del componente femoral 14, la superficie 102 de leva de la columna 30 incluye una superficie convexa 108 de leva y una superficie cóncava 110 de leva. En la realización descrita, la superficie convexa 108 de leva está colocada superiormente con respecto a la superficie cóncava 110 de leva. La superficie convexa 108 de leva tiene un radio de curvatura sustancialmente mayor que el radio de curvatura de la superficie cóncava 110 de leva. De nuevo, el radio particular de curvatura de las superficies 108, 110 de leva (es decir, el “tamaño” de las superficies de leva) puede depender del número de criterios tales como el tamaño del implante, la anatomía del paciente y/o similares. En una realización particular, la superficie convexa 108 de leva tiene un radio de curvatura de aproximadamente 10,3 mm y la superficie cóncava 110 de leva tiene un radio de curvatura de aproximadamente 1,00 mm.

Debido a que los radios de curvatura de las superficies 104, 108 de leva son mayores que los radios de curvatura de las superficies 106, 110 de leva, el intervalo de flexión incipiente de la realización de la prótesis ortopédica 10 mostrada en las FIGURAS 22 a 28 es mayor que el intervalo de flexión tardía. Por ejemplo, como se muestra en la FIG. 25, cuando la prótesis ortopédica 10 se encuentra en extensión o, si no, no se encuentra en flexión (por

ejemplo, una flexión de aproximadamente 0°), la leva posterior 50 no se encuentra en contacto con la columna 30. Sin embargo, durante una flexión incipiente como se muestra en la FIG. 26, la leva posterior 50 del componente femoral 14 hace contacto con la columna 30 del cojinete tibial 12. Es decir, durante una flexión incipiente, la superficie cóncava 104 de leva de la leva posterior 50 hace contacto con la superficie convexa 108 de leva de la columna 30. Debido a que se aumenta el radio de curvatura de las superficies 104, 108 de leva, las superficies 104, 108 de leva mantienen un contacto entre sí en un mayor intervalo de flexión. Como tal, se aumenta el intervalo de flexión incipiente de la prótesis ortopédica con respecto a realizaciones en las que se reduce el radio de curvatura de las superficies 104, 108 de leva. Después de una flexión incipiente, el contacto entre la leva posterior 50 y la columna 30 realiza una transición desde las superficies 104, 108 de leva desde las superficies 106, 110 de leva. Por ejemplo, en una realización como se muestra en la FIG. 27, el contacto entre la leva posterior 50 y la columna 30 empieza a realizar una transición a las superficies 106, 110 de leva. Con este grado de flexión, se puede establecer un contacto inicial entre la superficie convexa 106 de leva de la leva posterior 50 y la superficie cóncava 110 de leva de la columna 30. Subsiguientemente, durante una flexión tardía de la prótesis ortopédica 10, la superficie convexa 106 de leva mantiene un contacto con la superficie cóncava 110 de leva, como se muestra en la FIG. 28.

Se mantiene un contacto entre la leva posterior 50 y la columna 30 en todo el intervalo de flexión incipiente y tardía. El intervalo particular de flexión incipiente (es decir, el intervalo en el que la superficie cóncava 104 de leva de la leva posterior 50 hace contacto con la superficie convexa 108 de leva de la columna 30) y de flexión tardía (es decir, el intervalo en el que la superficie convexa 106 de leva de la leva posterior 50 hace contacto con la superficie cóncava 110 de leva de la columna 30) de la prótesis ortopédica 10 pueden depender de uno o más criterios tales como el tamaño de la prótesis ortopédica 10, la anatomía del paciente o similares. En la realización mostrada en las FIGURAS 22 a 28, la prótesis ortopédica está configurada para tener un intervalo de flexión incipiente desde aproximadamente 50° hasta aproximadamente 100° y un intervalo de flexión tardía desde aproximadamente 100° hasta aproximadamente 150°, pero se pueden utilizar otros intervalos de flexión.

Debido a que la superficie 100 de leva de la leva posterior 50 incluye la superficie cóncava 104 de leva y la superficie convexa 106 de leva y la superficie 102 de leva de la columna 30 incluye la superficie convexa 108 de leva y la superficie cóncava 110 de leva, se aumenta el área superficial de contacto entre la leva posterior 50 y la columna 30 con respecto a prótesis ortopédicas en las que la leva posterior y/o la columna incluyen superficies planas de leva o superficies de leva que solo tienen una superficie cóncava o convexa. En particular, debido a que cada una de la superficie cóncava 104 de leva de la leva posterior 50 y de la superficie convexa 108 de leva de la columna 30 tiene un radio de curvatura grande, el área de contacto entre la leva posterior 50 y la columna 30 aumenta durante una flexión incipiente. Además, como se ha expuesto anteriormente, debido a que se extiende el contacto entre la leva posterior 50 y la columna 30 en una mayor área de contacto, también se puede reducir el desgaste anterior de la columna 30.

REIVINDICACIONES

1. Una prótesis ortopédica (10) de rodilla con estabilización posterior, que comprende:

un cojinete tibial (12) que puede acoplarse a la bandeja tibial (15), y que tiene (i) una plataforma (16) que incluye una superficie medial (24) de cojinete y una superficie lateral (26) de cojinete y (ii) y una columna (30) que se extiende hacia arriba desde la plataforma entre la superficie medial de cojinete y la superficie lateral de cojinete, incluyendo la columna un lado posterior (34), y
un componente femoral (14) configurado para acoplarse con una superficie preparada quirúrgicamente del extremo distal de un fémur, incluyendo el componente femoral (i) un cóndilo lateral (46) configurado para articularse con la superficie lateral (26) de cojinete del cojinete tibial (12), (ii) un cóndilo medial (44) configurado para articularse con la superficie medial (24) de cojinete, y (iii) una leva posterior (50) colocada en una escotadura intracondílea (42) definida entre el cóndilo lateral (46) y el cóndilo medial (44),

caracterizada porque
el lado posterior (34) de la columna (30) tiene una superficie superior (62) de leva y una superficie inferior (64) de leva, estando curvada (i) la superficie superior (62) de leva de forma convexa en el plano sagital, (ii) estando curvada la superficie inferior (64) de leva de forma cóncava en el plano sagital, y (iii) estando curvadas la superficie superior (62) de leva y la superficie inferior (64) de leva de forma convexa en el plano transversal,
la leva posterior (50) incluye una superficie anterior (56) de leva y una superficie posterior (58) de leva, en la que (i) la superficie anterior (56) de leva está curvada de forma cóncava en el plano sagital, (ii) la superficie posterior (58) de leva está curvada de forma convexa en el plano sagital, y (iii) la superficie anterior (56) de leva y la superficie posterior (58) de leva están curvadas de forma cóncava en la dirección medial-lateral, y
haciendo contacto inicialmente la superficie anterior (56) de leva de la leva posterior (50) con la superficie superior (62) de leva de la columna (30) con un primer grado de flexión y haciendo contacto inicialmente la superficie posterior (58) de leva de la leva posterior (50) con la superficie inferior (64) de leva de la columna (30) con un segundo grado de flexión mayor que el primer grado de flexión.

2. La prótesis ortopédica (10) de la reivindicación 1, en la que la columna (30) del cojinete tibial (12) y la leva posterior (50) del componente femoral (14) tienen cada una un perfil en sección transversal con una forma sustancialmente de “S”.

3. La prótesis ortopédica (10) de la reivindicación 1, en la que los grados de flexión del primer intervalo de flexión son menos que los grados de flexión del segundo intervalo de flexión.

4. La prótesis ortopédica (10) de la reivindicación 1, en la que el primer intervalo de flexión es desde aproximadamente 50° de flexión hasta aproximadamente 80° de flexión y el segundo intervalo de flexión es desde aproximadamente 80° de flexión hasta aproximadamente 150° de flexión.

5. La prótesis ortopédica (10) de la reivindicación 1, en la que la superficie cóncava (64) de leva de la columna del cojinete tibial (12) está definida por un primer radio de curvatura y la superficie convexa (62) de leva de la columna (30) está definida por un segundo radio de curvatura, siendo distinto el primer radio de curvatura del segundo radio de curvatura.

6. La prótesis ortopédica de la reivindicación 1, en la que la superficie cóncava (56) de leva de la leva posterior (50) del componente femoral (14) está definida por un primer radio de curvatura y la superficie convexa (58) de leva de la leva posterior (50) del componente femoral (14) está definida por un segundo radio, siendo distinto el primer radio de curvatura del segundo radio de curvatura.

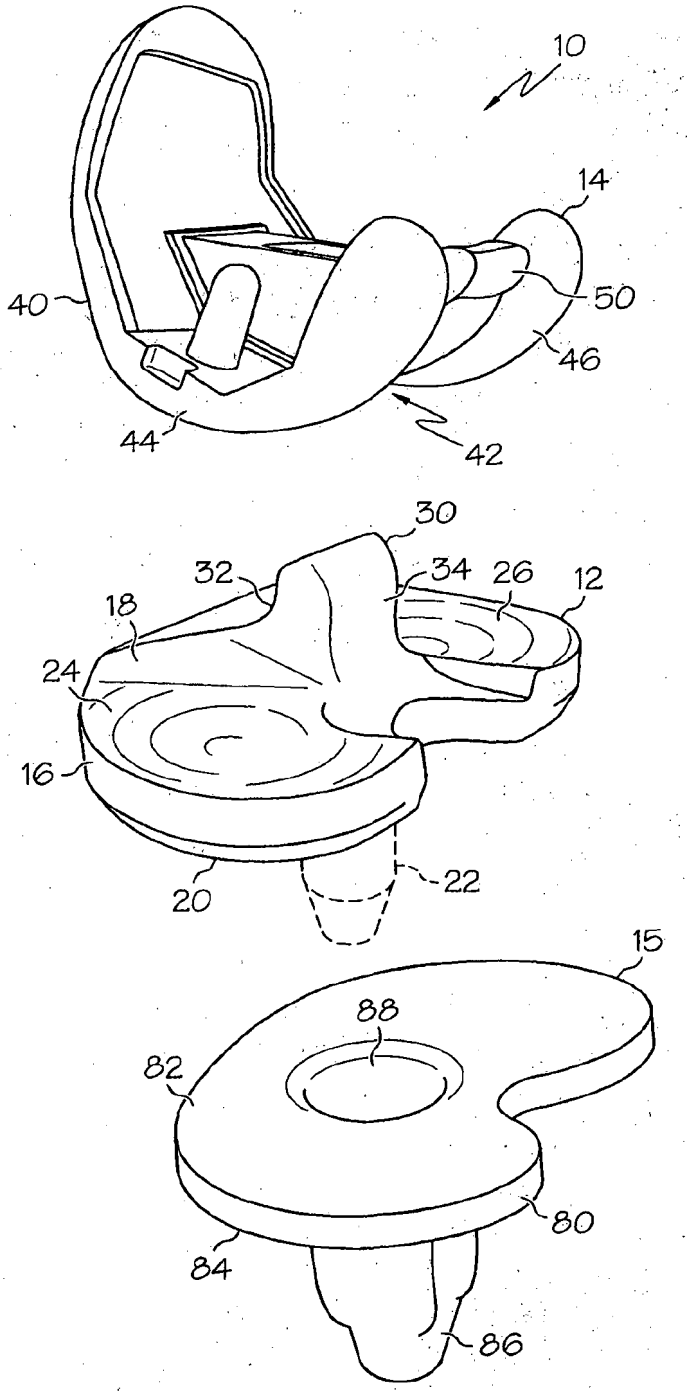

FIG. 1

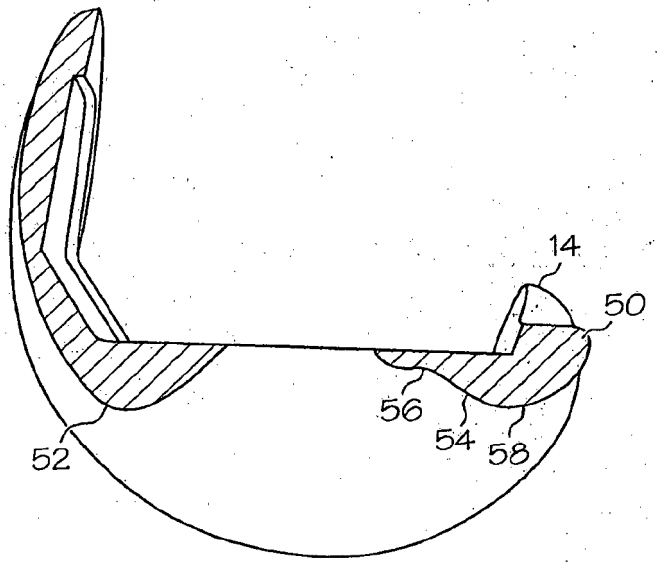

FIG. 2

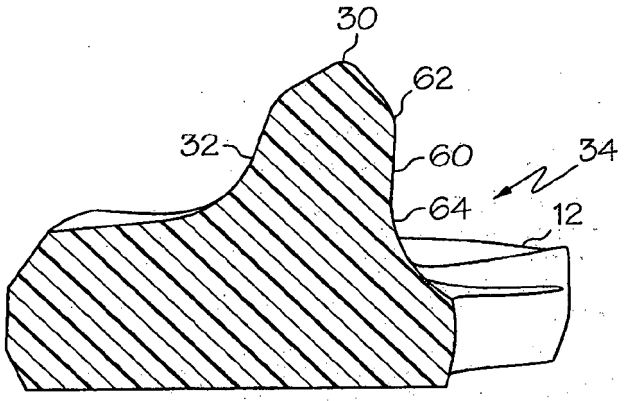

FIG. 3

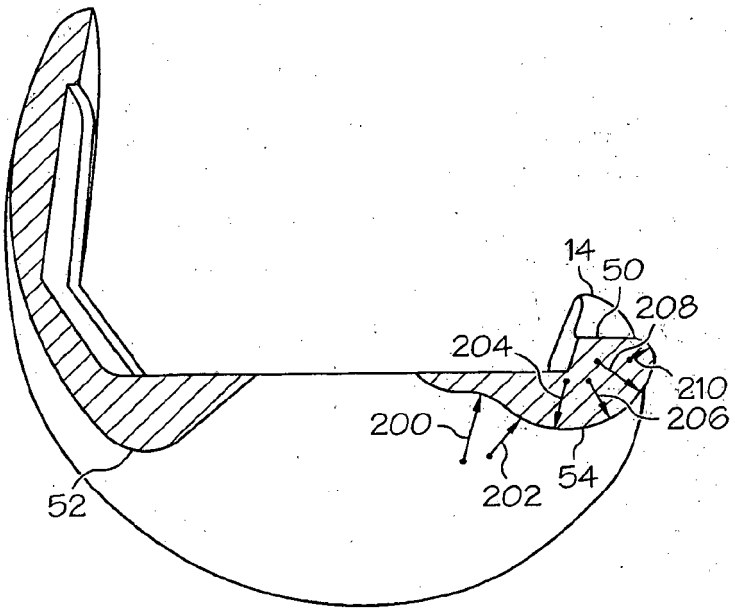

FIG. 4

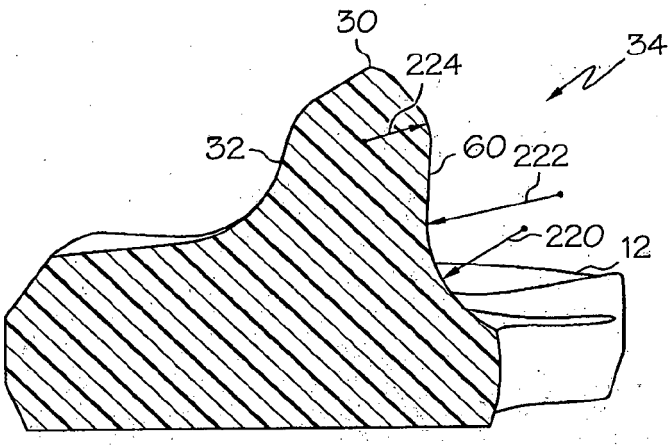

FIG 5

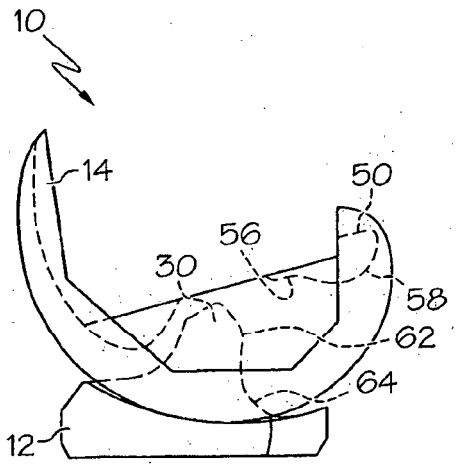

FIG. 6

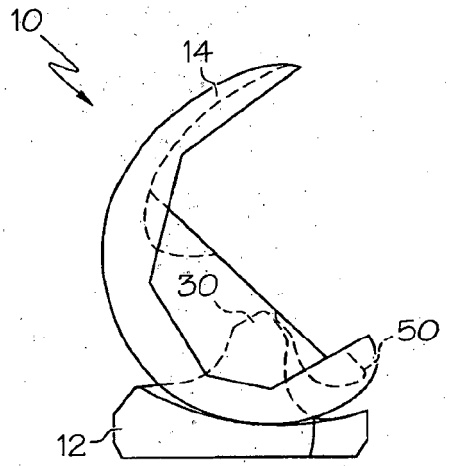

FIG. 7

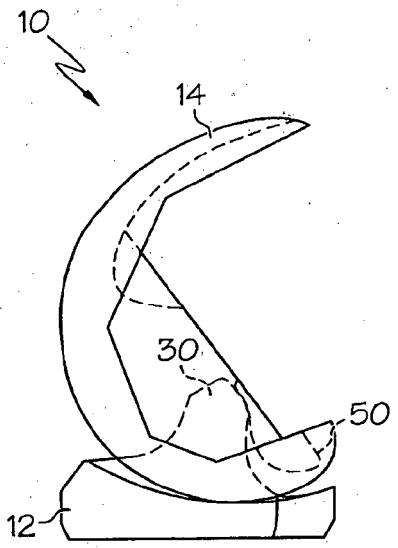

FIG. 8

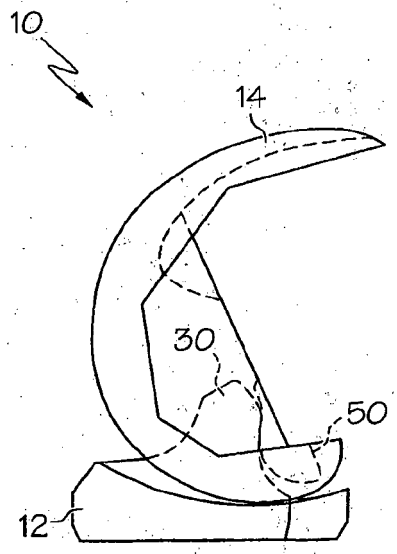

FIG. 9

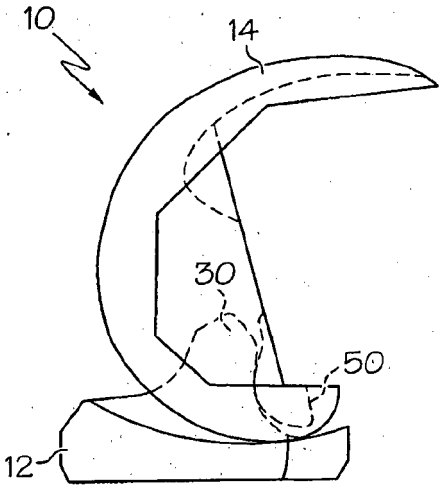

FIG. 10

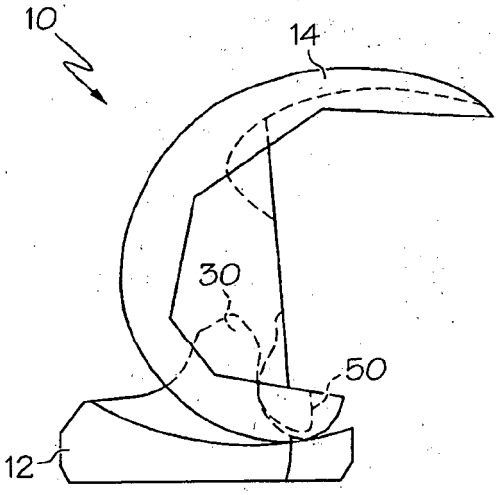

FIG. 11

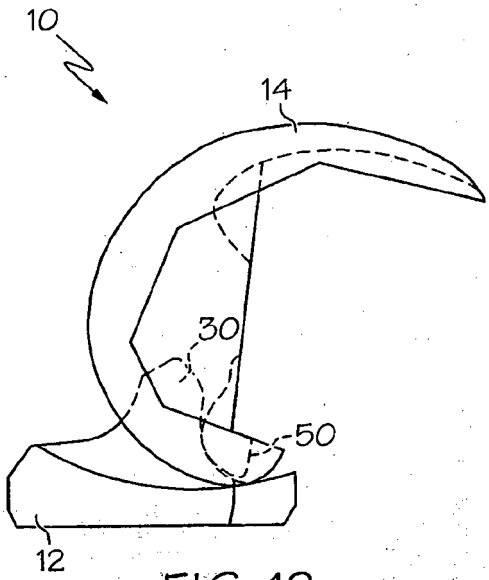

FIG. 12

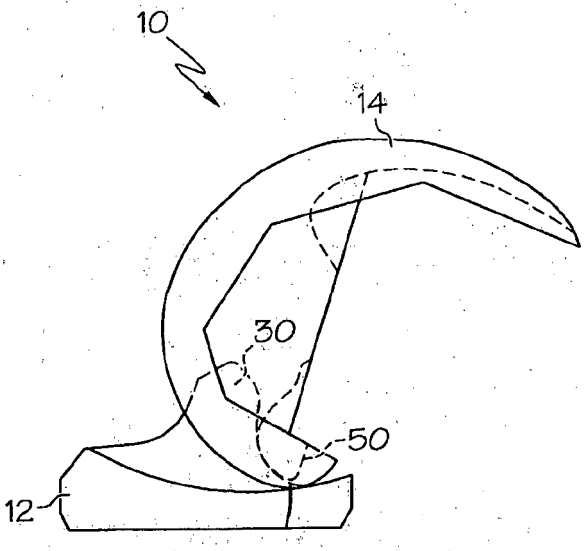

FIG. 13

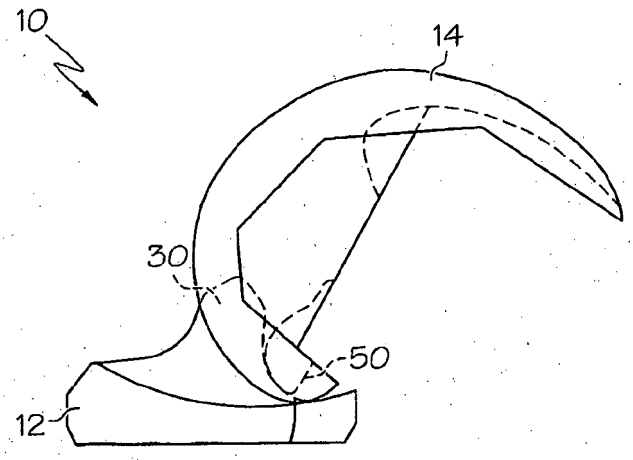

FIG. 14

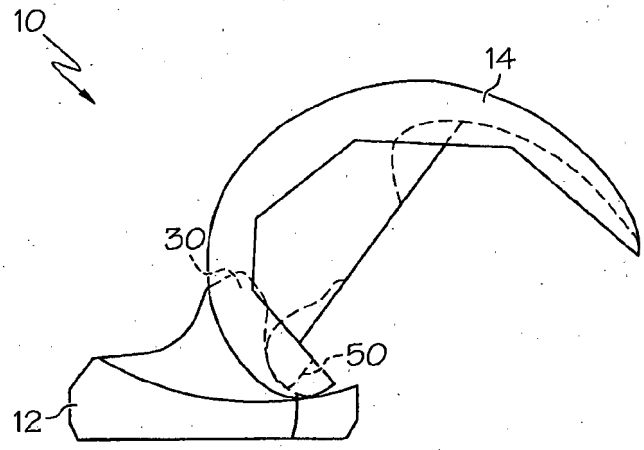

FIG. 15

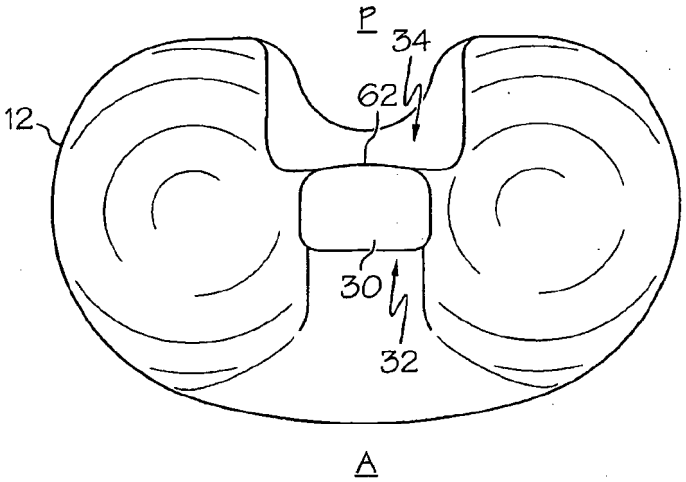

FIG. 16

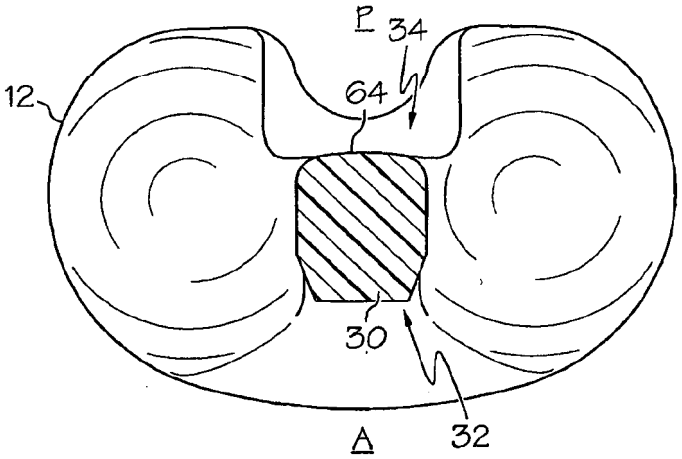

FIG. 17

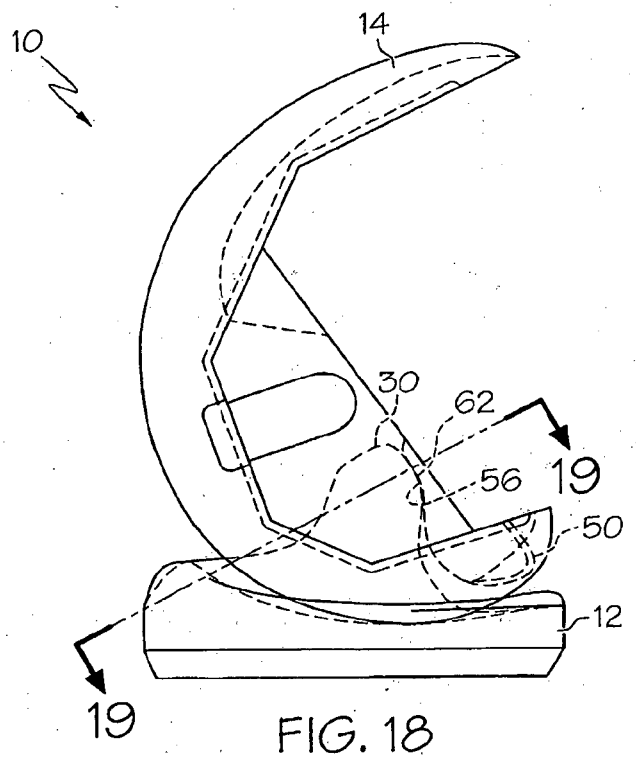

FIG. 18

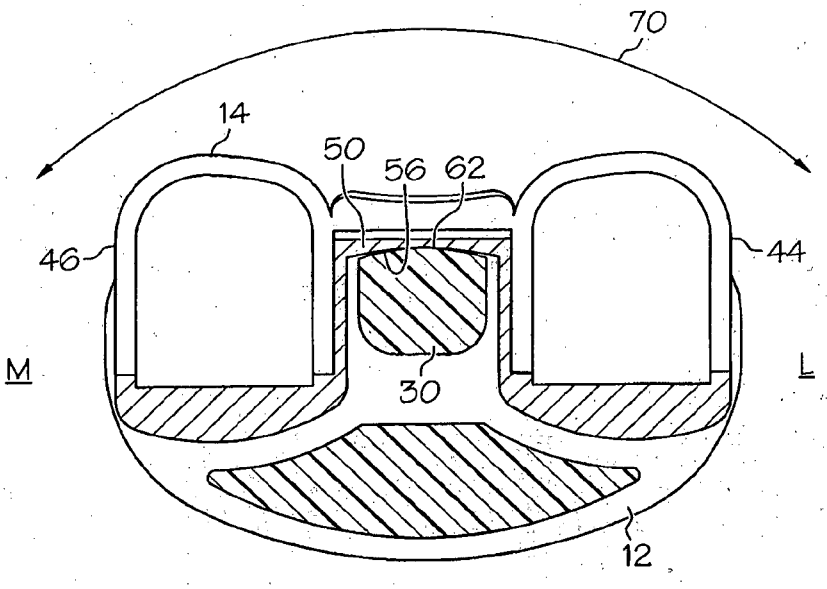

FIG. 19

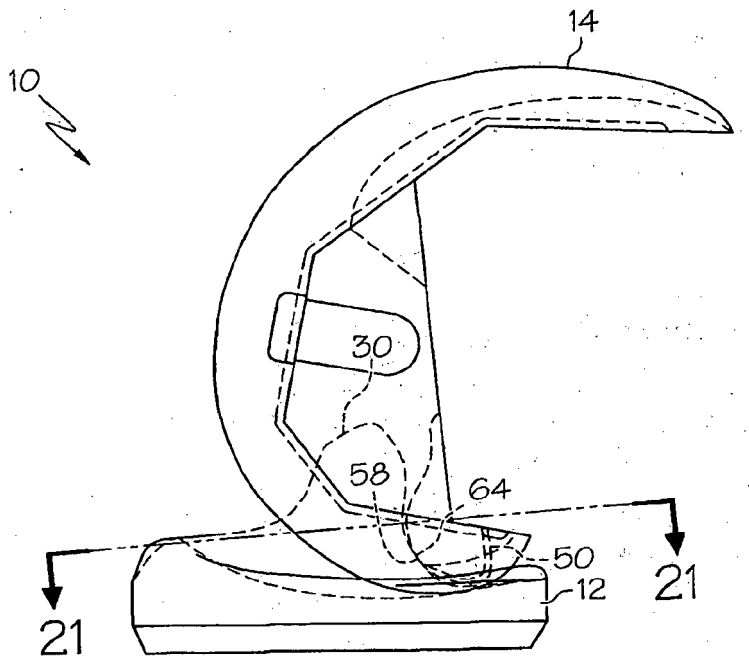

FIG. 20

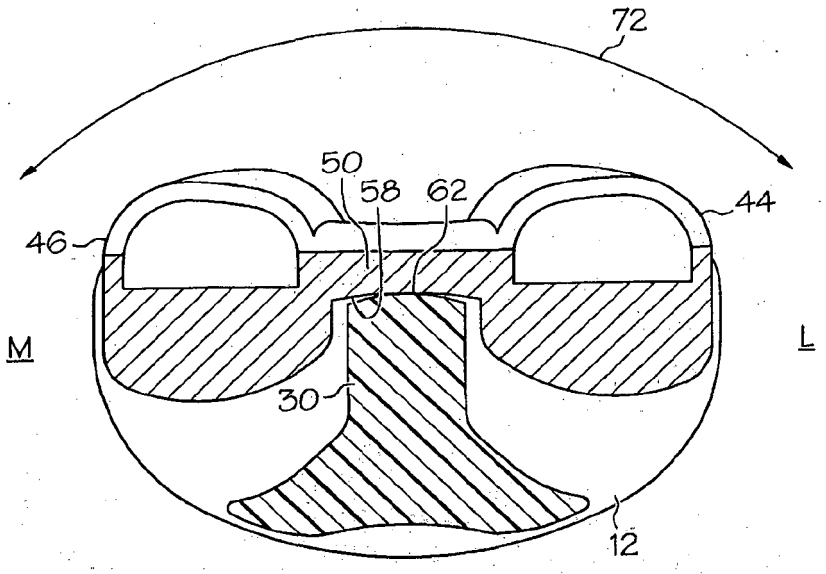

FIG. 21

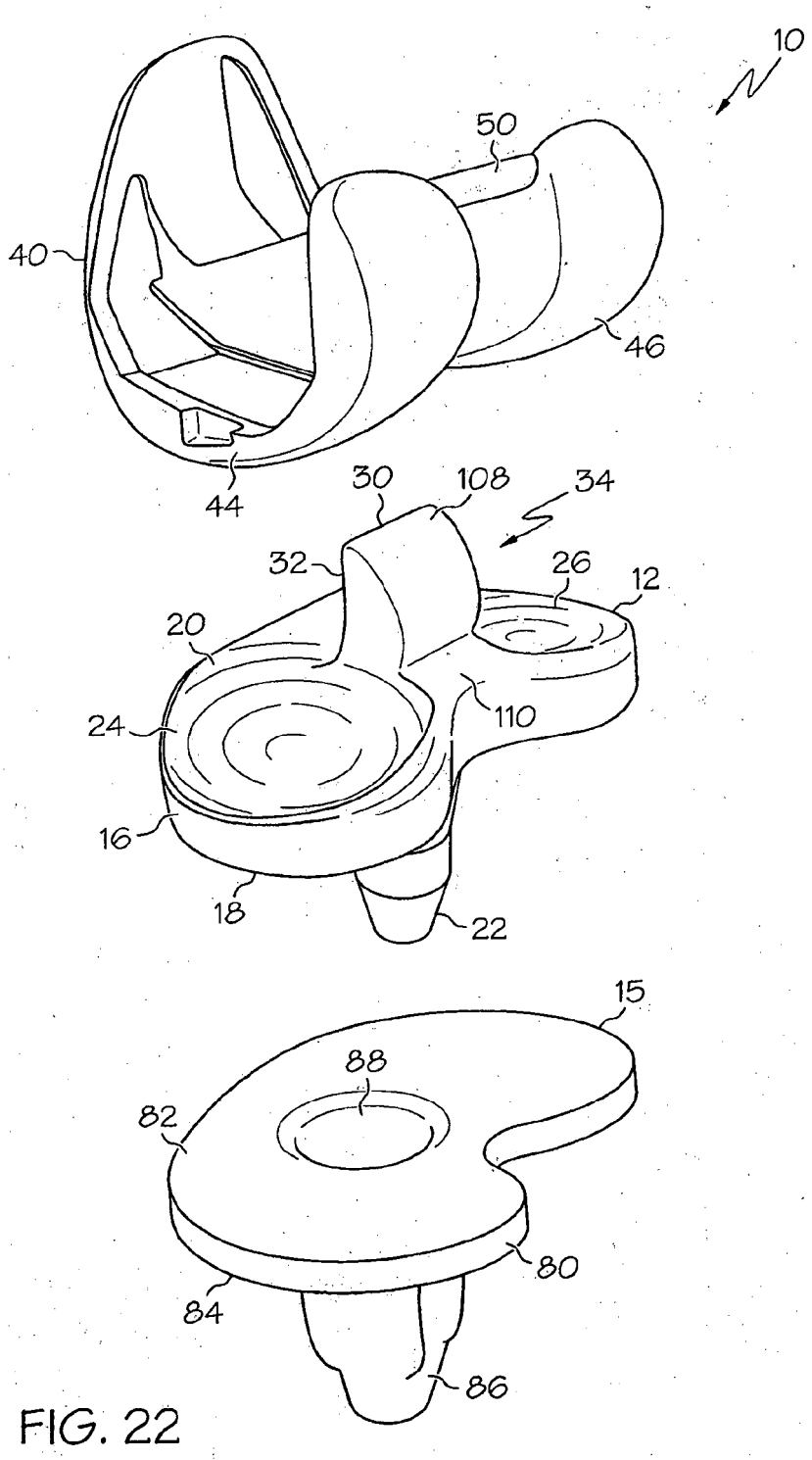

FIG. 22

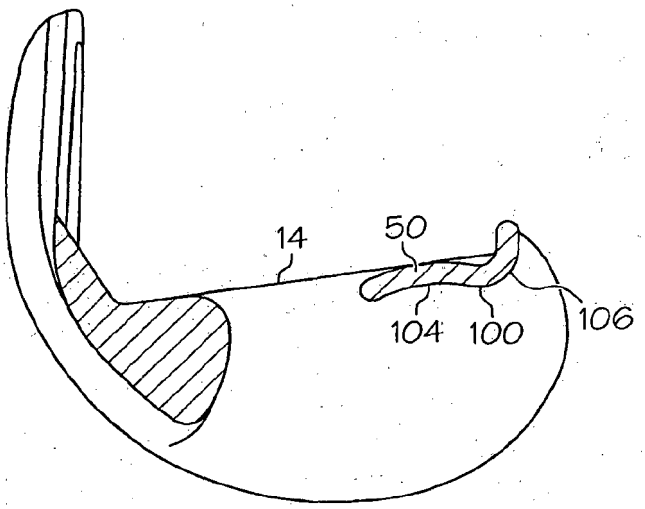

FIG. 23

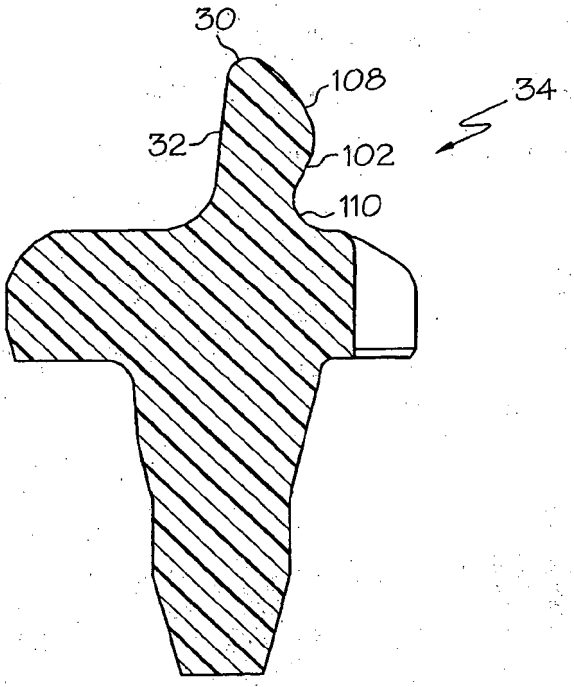

FIG. 24

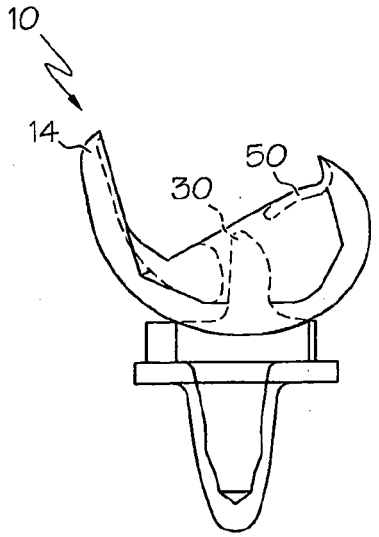

FIG. 25

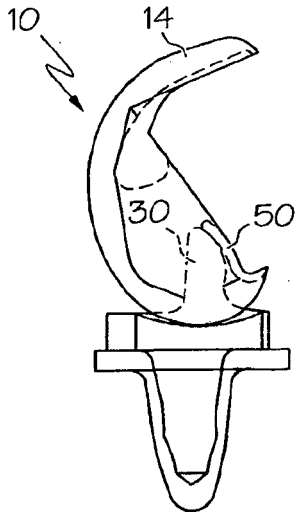

FIG. 26

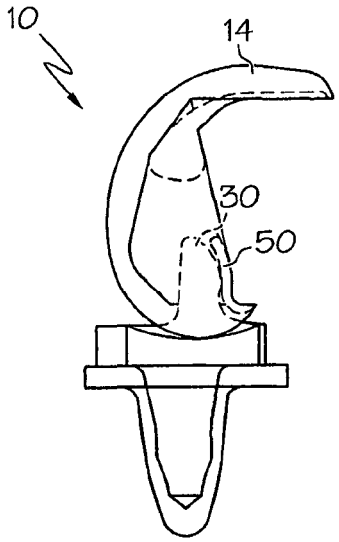

FIG. 27

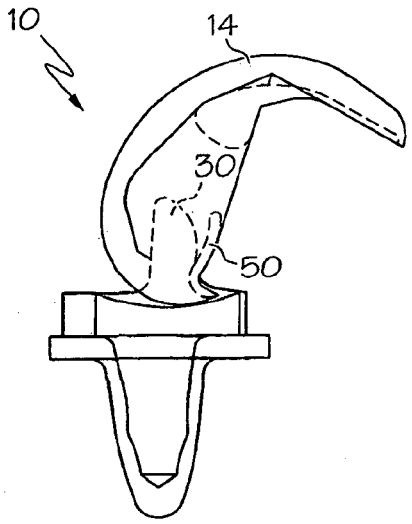

FIG. 28