



①9



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

①1 Número de publicación: **2 321 835**

⑤1 Int. Cl.:
A61F 2/36 (2006.01)

①2

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

⑨6 Número de solicitud europea: **04030616 .9**

⑨6 Fecha de presentación : **23.12.2004**

⑨7 Número de publicación de la solicitud: **1547548**

⑨7 Fecha de publicación de la solicitud: **29.06.2005**

⑤4 Título: **Unión para una prótesis médica modular.**

③0 Prioridad: **27.12.2003 US 748824**

④5 Fecha de publicación de la mención BOPI:
12.06.2009

④5 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
12.06.2009

⑦3 Titular/es: **Zimmer Technology, Inc.**
150 North Wacker Drive, Suite 1200
Chicago, Illinois 60606, US

⑦2 Inventor/es: **Gilbertson, Leslie N.**

⑦4 Agente: **Elzaburu Márquez, Alberto**

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

Unión para una prótesis médica modular.

Las prótesis médicas para reemplazar o aumentar diversas partes del cuerpo de un mamífero se han usado con resultado satisfactorio para reducir dolor y mejorar una función. Por ejemplo, las prótesis ortopédicas para reemplazar partes de huesos y articulaciones lesionados por una enfermedad y/o por un trauma frecuentemente eliminan dolor y/o aumentan la movilidad. Se han desarrollado prótesis ortopédicas para caderas, rodillas, hombros, tobillos, codos, muñecas, dedos de las manos y de los pies, cuerpos vertebrales, discos espinales, y otros huesos y articulaciones. Muchas prótesis médicas se han hecho más versátiles suministrándolas como componentes modulares separados que se pueden combinar para formar una prótesis adecuada para una condición particular de un paciente. Cuando se suministran dichos componentes modulares, se proveen medios para fijarlos unos con otros.

El documento EP-A-290 735 describe una prótesis modular de articulación con unos componentes primero y segundo. El segundo componente incluye una prolongación en contacto con un taladro interior del primer componente, cuya prolongación se puede acoplar con un taladro interior practicado en una disposición de asiento macho/hembra a lo largo de un eje de unión longitudinal. El taladro interior y la prolongación están en contacto sobre un área que se extiende longitudinalmente desde la abertura del taladro interior.

El objeto del presente invento es proveer una prótesis modular de articulación perfeccionada.

Este objeto se logra con una prótesis modular de articulación que tiene las características de la reivindicación 1. Las reivindicaciones subordinadas se destinan a realizaciones preferibles.

A continuación se describen diversas realizaciones del presente invento con referencia a los dibujos que se adjuntan como apéndice. Estos dibujos representan únicamente realizaciones ilustrativas del invento, y no deben considerarse con carácter limitativo.

La Figura 1 es una vista en perspectiva y en despiece ordenado de una unión de prótesis modular de acuerdo con el presente invento;

La Figura 2 es una vista en corte lateral de la unión de prótesis modular de la Figura 1; y

La Figura 3 es una vista en corte lateral de una configuración opcional del costado lateral de la unión de prótesis modular del presente invento.

Las realizaciones de una unión para una prótesis modular son aplicables a una variedad de prótesis para uso por todo el cuerpo. Para ilustrar el invento se ha usado un tallo femoral de cadera. Sin embargo, el invento podría aplicarse también a otras prótesis diversas que incluyen prótesis ortopédicas para caderas, rodillas, hombros, tobillos, muñecas, dedos de las manos y de los pies, cuerpos vertebrales, discos espinales, y otras prótesis adecuadas.

Las Figuras 1 y 2 representan una prótesis modular femoral de cadera para reemplazar la cabeza y el cuello proximales de un fémur de una articulación de cadera que se ha lesionado debido a un traumatismo o a una enfermedad. En uso, la cabeza y el cuello proximales se extraen quirúrgicamente y se inserta la prótesis femoral 10 de cadera en el fémur proximal. La prótesis femoral 10 de cadera soporta una cabeza fe-

moral que podría ser un componente modular y separado como se ha mostrado. Opcionalmente, la cabeza femoral 12 podría ser integral a la prótesis femoral 10 de cadera. Se podría implantar un componente acetabular 14 en el cotilo de la pelvis para articular con la cabeza femoral 12. Opcionalmente, la cabeza femoral 12 podría articular con el cotilo natural. La prótesis femoral 10 de cadera tiene una cara interna 16 y una cara externa 18. Cuando el paciente carga la articulación, tal como por estar de pie, andar, o realizar otras actividades, las fuerzas de la carga se transmiten a la prótesis femoral 10 de cadera a través de la cabeza 12. Estas fuerzas tienden a crear un momento flector que pone a la cara interna 16 de la prótesis femoral 10 de cadera a compresión y a la cara externa 18 a tracción.

La prótesis femoral 10 de cadera podría incluir componentes modulares tales como un cuerpo proximal 20 y un tallo 22. El cuerpo proximal 20 tiene un extremo superior 24 y un extremo inferior 26. Un cuello 28 se extiende hacia arriba y hacia dentro desde el extremo superior 24 para soportar la cabeza femoral 12 para su articulación con el componente acetabular 14. El cuerpo proximal 20 y el tallo 22 incluyen una unión macho/hembra para sujetarlos juntos. En la realización ilustrativa, el lado hembra de la unión se ha representado en el cuerpo proximal 20 y el lado macho de la unión se ha representado en el tallo 22. Se contempla que las partes macho/hembra puedan invertirse y todavía entran en el alcance del invento. El cuerpo proximal incluye un taladro interior 30 (Figura 2) que tiene una abertura 32 de taladro interior y una superficie interior 34 que forman el lado hembra de la unión macho/hembra. El taladro interior 30 tiene un eje longitudinal de unión 36. El cuerpo proximal 20 tiene una superficie exterior 38 espaciada de la superficie interior 34 del taladro interior 30. Las superficies exterior 38 e interior 34 definen una pared entre ellas. La pared 40 tiene un espesor 42 de pared que podría ser constante o que podría aumentar desde la abertura 32 de taladro interior hacia el extremo superior 24 como se muestra en la Figura 2. Se podría lograr un espesor creciente de pared mediante el estrechamiento progresivo del taladro interior de tal manera que se estrechase desde la abertura 32 de taladro interior hacia el extremo superior 24 como en la realización ilustrativa. Un taladro interior estrechado progresivamente podría hacerse autobloqueable como es conocido en la técnica.

El tallo 22 incluye un extremo inferior 44 y un extremo superior 46. El extremo inferior 44 está configurado para su inserción en el canal interior de la médula ósea del fémur del paciente. El extremo superior 46 incluye una prolongación 48 que tiene una superficie exterior 50 que forma el lado macho de la unión macho/hembra. La prolongación 48 es acoplable con el taladro interior 30 en una disposición de asiento macho/hembra a lo largo del eje 36 de unión. Un vástago roscado 33 se extiende desde la prolongación 48 y se aloja mediante un contrataladro 35 practicado en el cuerpo proximal 20. Una tuerca 37 rosca en el vástago 33 para fijar la unión macho/hembra.

Cuando la prótesis femoral 10 de cadera se somete a una carga, las caras internas del cuerpo 20 y tallo 22 proximales se ponen a compresión y las caras externas del cuerpo 20 y tallo proximales se ponen a tracción. Debido a las diferencias en la rigidez flectora del cuerpo 20 y tallo 22 proximales en la región de la unión

macho/hembra, la pared 40 de taladro interior se podría desplazar con respecto a la superficie exterior 50 de la prolongación 48. La aplicación cíclica de cargas puede dar lugar a un rozamiento entre la superficie interior 34 del taladro interior 30 y la superficie exterior 50 de la prolongación 48. Esto podría plantear un problema en el lado de tracción, porque las fuerzas de tracción podrían iniciar y propagar fisuras de fatiga.

La intensidad del movimiento de rozamiento está relacionada con la rigidez relativa de las partes macho y hembra de la unión. El movimiento relativo en la abertura 32 del taladro interior 30 es una acumulación del movimiento relativo a lo largo de toda la longitud de la unión. Este movimiento acumulativo acumulado se podría disminuir mediante la reducción de la longitud a lo largo de la cual se acumula el movimiento relativo sobre el lado de tracción de la unión. Sin embargo, es ineficaz hacer simplemente la unión más corta, porque ello crearía esfuerzos mayores sobre la sección transversal macho de diámetro más pequeño donde terminaría dicha unión acortada. No obstante, mediante el acortamiento solamente del lado de tracción, el lado de compresión todavía está soportado y el esfuerzo de tracción en el extremo del lado de tracción aumenta sólo ligeramente al mismo tiempo que decrece significativamente el movimiento relativo de rozamiento. En la realización ilustrativa, una parte lateral 52 de la abertura 32 de taladro interior está descentrada axialmente hacia arriba con respecto a una parte interna 54. Esta parte 52 descentrada, o aliviada, se puede crear mediante el escalonamiento de la parte lateral 52, inclinando el costado lateral de tal manera que la abertura 32 de taladro interior sea transversal al eje 36 de unión, o bien conformando la abertura de taladro interior en alguna otra forma adecuada.

El rozamiento en la unión macho/hembra se puede reducir también conjugando mejor la rigidez de los lados macho y hembra de la unión macho/hembra. Los investigadores presentes han averiguado que una manera de conjugar mejor la rigidez de los lados macho y hembra es aumentar la rigidez de la pared 40 de taladro interior junto a la abertura 32 de taladro interior en el lado de tracción de la prótesis 10. El aumento de la rigidez se puede realizar incrementando el diámetro exterior del cuerpo proximal 20 junto a la abertura 32 de taladro interior para desplazar al material radialmente alejándose del eje 36 de unión de tal manera que se aumente el momento flector de iner-

cia. El aumento de esta rigidez se puede llevar a cabo también aumentando el espesor de pared del cuerpo proximal 20 en la unión del cuerpo proximal 20 y la prolongación 48. En la realización ilustrativa, el taladro interior 30 está estrechado progresivamente de tal manera que se estreche en dirección proximal y que el espesor 42 de pared aumente en dirección proximal. Mediante la descentralización de una parte lateral 52 de la abertura 32 de taladro interior axialmente hacia arriba con respecto a una parte interna 54 se aumenta el espesor de pared en la cara lateral 18 de la abertura 32 de taladro interior. Esta parte 52 descentrada, o aliviada, se puede crear mediante la inclinación de la cara lateral de tal manera que la abertura 32 de taladro interior sea transversal al eje 36 de unión como se ha mostrado, mediante el escalonamiento de la parte lateral 52, o mediante la conformación de la abertura de taladro interior en alguna otra forma adecuada. En la realización ilustrativa, la prolongación 48 que forma el lado macho de la unión se estrecha hacia arriba. De ese modo, el desplazamiento de la parte lateral 52 hacia arriba hace desplazarse también a la interfaz lateral hasta una zona de menor rigidez de la prolongación 48 para conjugar más la rigidez de las partes macho y hembra en la dirección lateral. Finalmente, mediante el desplazamiento de la cara lateral hacia arriba haciendo al mismo tiempo que las caras interna, anterior y posterior de la unión se extiendan adicionalmente hacia abajo, se mejoran las propiedades de resistencia a la fatiga de la cara lateral al mismo tiempo que la interfaz total de las partes macho y hembra se mantiene relativamente grande para facilitar un acoplamiento firme entre ellas.

Otra forma de aumentar la rigidez de la pared 40 de taladro interior es ensanchar el taladro interior 30 justo sobre el lado de tracción de la unión, como se ha mostrado en la Figura 3, de tal manera que la pared del taladro interior se descentre alejándose de la prolongación 48. Esto tiene el mismo efecto que desplazar el lado de tracción axialmente hacia arriba. Se podrían usar otras modalidades de conjugar mejor la rigidez de los lados macho y hembra de la unión, y se consideran dentro del alcance de este invento.

Los expertos en la técnica entenderán que en lo anteriormente expuesto se han descrito realizaciones ilustrativas del presente invento, y que podrían hacerse variaciones a estas realizaciones sin apartarse del alcance del invento definido por las reivindicaciones que se adjuntan como apéndice.

REIVINDICACIONES

1. Una prótesis modular (10) de articulación que incluye una unión macho/hembra, cuya prótesis comprende:

un primer componente (20) que incluye un taladro interior (30) que tiene una abertura (32) de taladro interior y una superficie interior (34) que forma el lado hembra de la unión macho/hembra, cuyo taladro interior tiene un eje longitudinal (36) de unión;

un segundo componente (22) que incluye una prolongación (48) que tiene una superficie exterior (50) que forma un lado macho de la unión macho/hembra, cuya prolongación (48) es acoplable con el taladro interior (30) en la disposición de asentamiento macho/hembra a lo largo del eje (36) de unión estando el taladro interior (30) y la prolongación (48) en contacto sobre un área que se extiende longitudinalmente desde la abertura (32) de taladro interior, **caracterizado** porque una primera parte del área de contacto adyacente a la abertura (32) de taladro interior está descentrada axialmente con respecto a una segunda parte del área de contacto adyacente a la abertura (32) de taladro interior.

2. La prótesis de la reivindicación 1, en la que una parte de la abertura (32) de taladro interior está descentrada axialmente con respecto a una segunda parte de la abertura (32) de taladro interior.

3. La prótesis de las reivindicaciones 1 ó 2, en la que como mínimo una parte de la abertura (32) de taladro interior está formada transversalmente al eje de unión para desplazar el contacto de la unión macho/hembra longitudinalmente a lo largo del eje en esa parte.

4. La prótesis de una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en la que el taladro interior (32) y la prolongación (48) forman estrechamientos progresivos complementarios de tal manera que la prolongación se acople al taladro interior en una disposición de asentamiento con estrechamiento progresivo macho/hembra.

5. La prótesis de la reivindicación 4, en la que los estrechamientos progresivos son autobloqueables.

6. La prótesis de una cualquiera de las reivindicaciones 2 a 5, en la que el primer componente (20) tiene una superficie exterior (38) espaciada de la superficie interior (34) del taladro interior (30), cuyas superficies exterior e interior definen una pared (40) entre ellas, teniendo la pared un espesor (42) de pared que aumenta sobre una parte de la pared desde una primera ubicación hasta una segunda ubicación en una dirección generalmente paralela al eje (36) de la unión, cuya primera parte (52) de la abertura (32) de taladro interior está descentrada axialmente en la dirección de aumentar el espesor de pared.

7. La prótesis de una cualquiera de las reivindicaciones 2 a 6, en donde la prótesis tiene durante su uso un lado (16) de compresión y un lado (18) de tracción, estando la primera parte (52) de la abertura (32) de taladro interior descentrada axialmente sobre el lado de tracción (18) de la prótesis (10).

8. La prótesis de una cualquiera de las reivindicaciones 2 a 7, en la que el primer componente (20) tiene una superficie exterior (38) espaciada de la superficie interior (34) del taladro interior, cuyas superficies exterior e interior definen una pared (40) entre ellas, cuya pared (40) tiene una rigidez que aumenta en una dirección generalmente paralela al eje (36) de

la unión, teniendo la prolongación (48) además una rigidez, estando la primera parte (52) de la abertura (32) de taladro interior descentrada en la dirección de aumentar la rigidez de pared de tal manera que la rigidez de la pared (40) junto a la primera parte (52) de la abertura (32) de taladro interior es más próxima a la rigidez de la prolongación (48) de lo que sería si no estuviese descentrada.

9. La prótesis de una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en la que una parte de la abertura (32) de taladro interior está descentrada radialmente en el sentido de alejarse de la prolongación (48).

10. La prótesis de una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en donde

- la prótesis es una prótesis modular (10) de articulación de cadera;

- el primer componente está formado por un componente de cuerpo proximal (20) que tiene un extremo superior (24), un extremo inferior (26), una cara interna (16), y una cara lateral (18), un cuello (28) formado junto al extremo superior (24) y un taladro interior (30) practicado en el interior del extremo inferior (26), cuyo taladro interior (30) tiene una abertura (32) de taladro interior y una superficie interior (34) que forma el lado hembra de la unión macho/hembra, teniendo el taladro interior (30) un eje longitudinal (36) de unión;

- el segundo componente está formado por un componente de tallo (22) que tiene un primer extremo (46) y un segundo extremo (44), una prolongación (48) formada junto al primer extremo (46), cuya prolongación (48) tiene una superficie exterior (50) que forma un lado macho de la unión macho/hembra, siendo la prolongación (48) acoplable con el taladro interior (30) en una disposición de asentamiento macho/hembra a lo largo del eje (36) de la unión, cuyos lados macho y hembra establecen contacto entre sí junto a la abertura (32) de taladro interior, y

- la abertura (32) de taladro interior tiene una parte (52) adyacente a la cara lateral (18) que está descentrada axialmente hacia el extremo superior (46) con respecto a una parte (54) de la abertura (32) de taladro interior adyacente a la cara interna (16), de tal manera que el contacto de la unión macho/hembra en la primera parte (52) se desplace longitudinalmente a lo largo del eje (36) de la unión con respecto a la segunda parte (54).

11. La prótesis de la reivindicación 10, en la que el taladro interior (30) y la prolongación (48) forman estrechamientos progresivos complementarios, cuyos estrechamientos progresivos se estrechan gradualmente desde el segundo extremo (44) hacia el primer extremo (46).

12. La prótesis de la reivindicación 11, en la que el componente de cuerpo proximal (20) tiene una superficie exterior (38) espaciada de la superficie interior (34) del taladro interior (30), cuyas superficies exterior e interior definen una pared (40) entre ellas, teniendo la pared (40) un espesor (42) de pared que aumenta sobre una parte de la pared comprendida entre el segundo extremo (44) y el primer extremo (46) a medida que el estrechamiento progresivo del taladro interior diverge hacia dentro desde la pared exterior (38) en una dirección generalmente paralela al eje (36) de la unión, de tal manera que la primera parte (52) de la abertura de taladro interior se descentre axialmente en la dirección de aumentar el espesor de pared.

13. La prótesis de una cualquiera de las reivindicaciones 10 a 12, que comprende además un componente de cabeza femoral (12) soportado sobre el cuello (28) del componente de cuerpo proximal (20) y un componente acetabular (14) acoplable con el componente de cabeza femoral (12).

14. La prótesis de una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, que tiene un lado (16) que, durante el uso, trabaja predominantemente a compresión

y un lado (18) que en uso trabaja predominantemente a tracción, en la que el primer componente (20) tiene una superficie exterior (38), definiendo las superficies exterior (38) e interior (34) una pared (40) entre ellas, cuya pared (40) tiene un espesor (42) de pared, siendo el espesor de pared sobre el lado de tracción (18) de la prótesis mayor que el espesor de pared sobre el lado de compresión (16) de la prótesis.

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

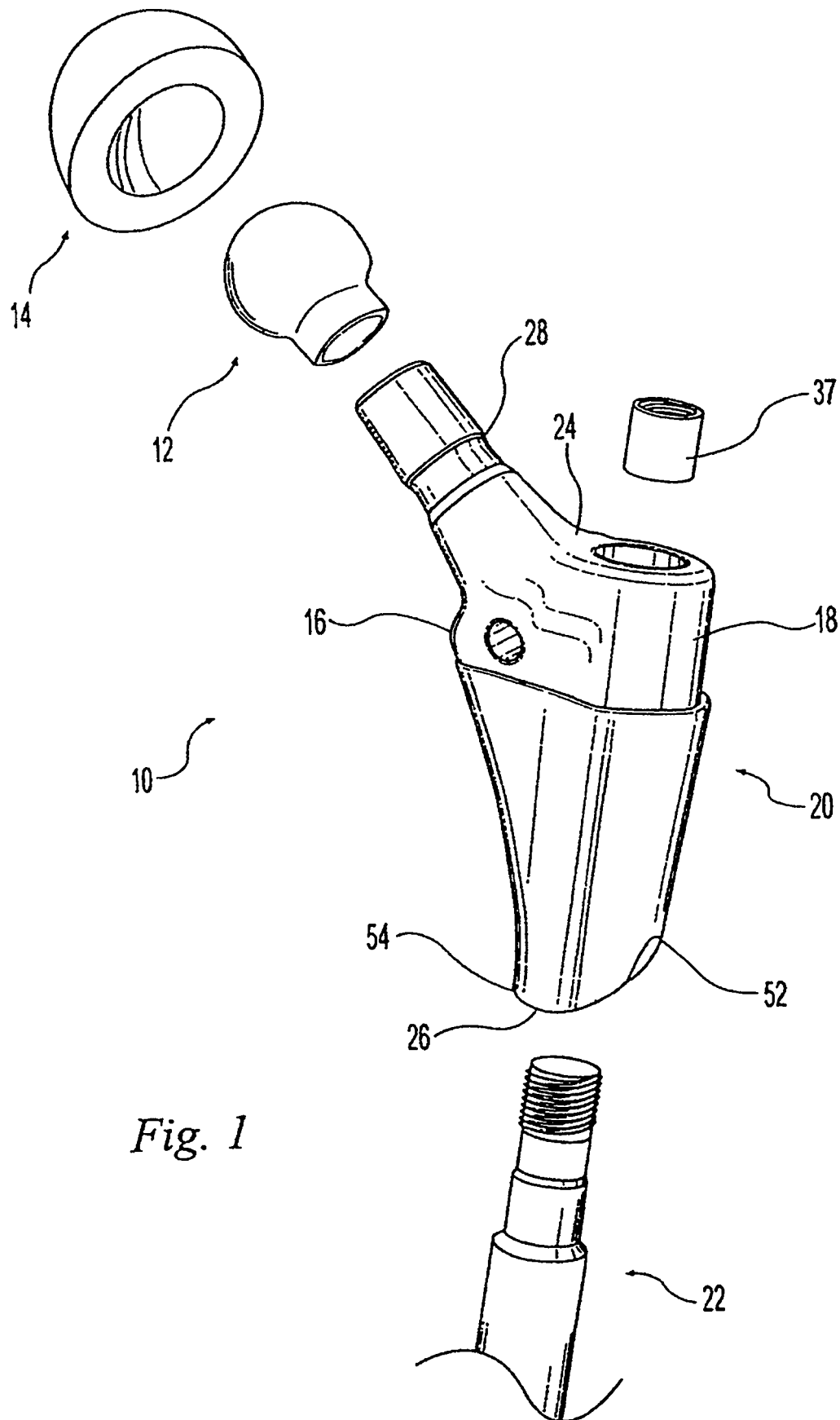


Fig. 1

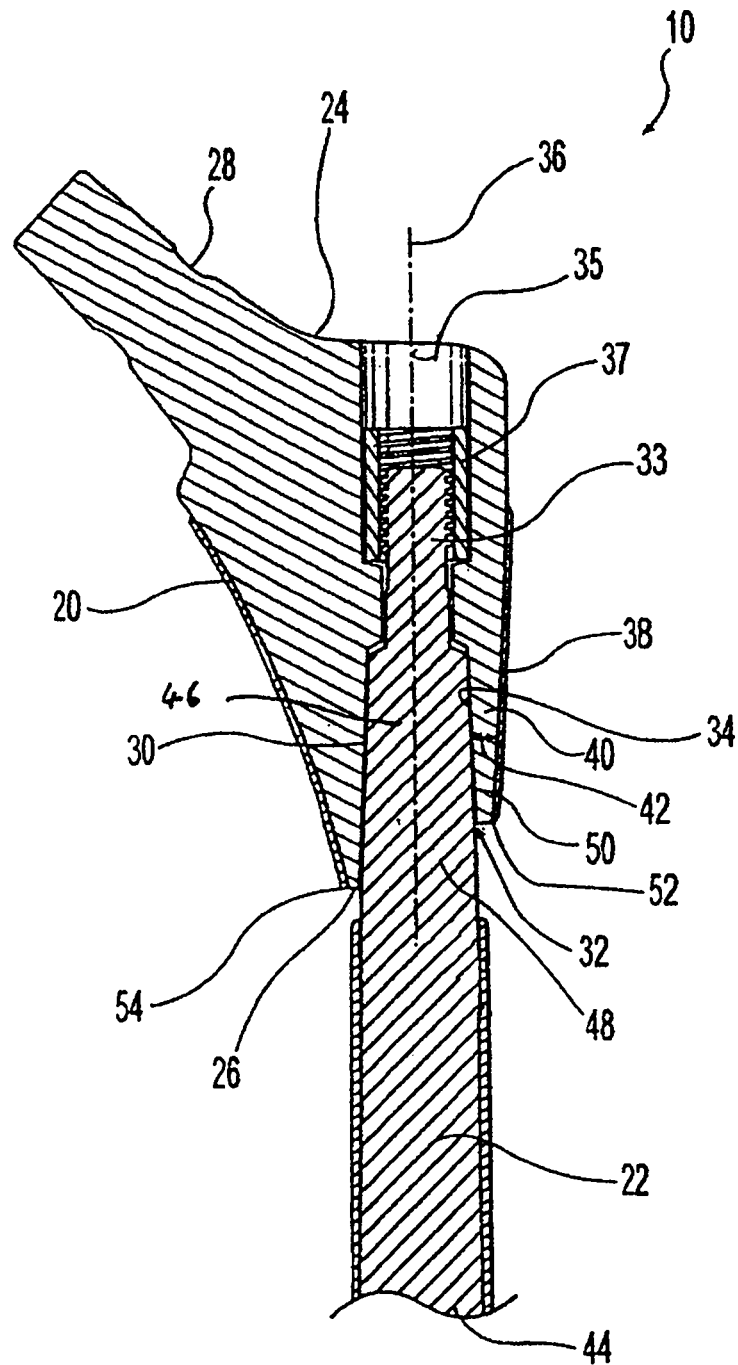


Fig. 2

