

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 622 141**

51 Int. Cl.:

A61F 2/36 (2006.01)

A61F 2/30 (2006.01)

A61F 2/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **11.09.2009 PCT/DE2009/001272**

87 Fecha y número de publicación internacional: **01.04.2010 WO10034284**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **11.09.2009 E 09737333 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **08.02.2017 EP 2349110**

54 Título: **Prótesis articular modular**

30 Prioridad:
26.09.2008 DE 102008049123

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
05.07.2017

73 Titular/es:
**ARISTOTECH INDUSTRIES GMBH (100.0%)
Im Biotechnologiepark
14943 Luckenwalde, DE**

72 Inventor/es:
**ANAPLIOTIS, EMMANUELL;
KRANZ, KURT;
HILSE, MARTIN y
LOB, GÜNTER**

74 Agente/Representante:
LOZANO GANDIA, José

ES 2 622 141 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).

PRÓTESIS ARTICULAR MODULAR

DESCRIPCIÓN

- 5 La invención se refiere a una prótesis articular modular con una pieza de cabeza realizada con forma curvada, sobre cuya espiga cónica está fijada una rótula insertable y con un clavo que puede alojarse en el canal medular del os longum (hueso largo) con un cuello del clavo, estando previsto entre la parte de cabeza y el cuello del clavo un elemento de unión, que sujeta la parte de cabeza asegurándola frente al giro.
- 10 La invención se refiere además a una prótesis articular modular con una pieza de cuello conformada a modo de vástago, sobre cuya espiga cónica está fijada una rótula que puede insertarse y con un clavo que puede alojarse en el canal medular del os longum con un cuello del clavo, estando previsto entre la pieza de cuello y el cuello del clavo un elemento de unión, que mantiene la pieza de cuello en una posición angular predeterminada asegurándola frente al giro.
- 15 Por el documento DE 33 40 767 A1 se conoce un juego de componentes para una prótesis de resección con una parte de cabeza y una parte terminal, de las cuales una parte presenta una espiga cónica y la otra un agujero cónico, estando prevista entre ambas partes al menos una parte intermedia adaptada a la espiga y/o agujero. Las dos superficies de las distintas partes que hacen tope al realizar el ensamblaje están aseguradas frente al giro mediante formas exteriores adaptadas entre sí.
- 20 Este estado de la técnica conocido tiene el inconveniente de que la prótesis está compuesta por una pluralidad de piezas individuales, lo que hace necesario mantener esas piezas continuamente en almacén. Las piezas individuales deben tener tras ensamblarlas una forma aproximada a la curvatura del fémur, tal que pueda lograrse un curvado y posición angular que correspondan a las condiciones que se den en el paciente de que se trate sólo manteniendo almacenadas las correspondientes piezas, para restablecer la función natural de la articulación a sustituir.
- 25 Por el documento EP 1 004 283 B1 se conoce además un sistema ortopédico de prótesis para sustituir un segmento articular de un hueso largo, que incluye un manguito, un eje, un suplemento y un elemento de unión. El elemento de unión presenta una varilla de unión, configurada con el vástago. Este diseño al que allí se llega y que es conocido podría estar diseñado ciertamente para vástagos y manguitos de distinta longitud, pero el propio elemento de unión no tiene esta modularidad.
- 30 El documento DE 196 33 865 A1 describe una endoprótesis para sustituir zonas de hueso en la zona diafisaria y metafisaria de un hueso en forma de un cuerpo intermedio con medios de fricción para su fijación intramedular. El cuerpo intermedio está configurado tal que puede dividirse en dirección longitudinal, formando los elementos integrantes unidos entre sí tal que pueden soltarse, incluyendo escotaduras previstas al menos en sus zonas extremas, un pasador que se extiende axialmente, como sujeción para un medio de fijación intramedular en forma de un clavo de hueso.
- 35 El documento US 6 786 932B1 se refiere a un implante de fémur, que incluye una pieza terminal articulada de fémur, una pieza hueca unida con la pieza terminal articulada de fémur y una pieza con forma tubular unida integrada con la pieza hueca, que presenta un pasador cilíndrico, que tiene un diámetro interior ajustable para la compresión radial de la caña del fémur y que sujeta la pieza terminal articulada de fémur en una posición radial y angular fijada respecto a la caña del fémur.
- 40 El documento FR 2 670 108 muestra una prótesis articular modular según el preámbulo de las reivindicaciones independientes 1 y 2.
- 45 El inconveniente básico de todas estas prótesis conocidas consiste en que sus longitudes y posiciones angulares no son ajustables y debido a ello su modularidad está fuertemente limitada.
- 50 Además este sistema de prótesis conocido tiene el inconveniente de que en una posterior revisión pueden presentarse problemas considerables para soltar el medio de unión que actúa exclusivamente en dirección axial, porque los medios de unión axiales sólo pueden soltarse y retirarse axialmente, lo cual a su vez puede implicar una extensión no deseada de partes blandas, músculos y tendones, con la correspondiente traumatización. Por lo demás, repercute también negativamente el par de apriete o de aflojamiento a aplicar axialmente sobre el medio de unión, en particular sobre los vástagos de los clavos, oponiéndose a un asiento fijo.
- 55 **Objetivo de la invención**
- 60 Habida cuenta de este estado de la técnica, tiene la invención como objetivo básico indicar una prótesis articular modular que aumente la modularidad de la prótesis mediante una mayor variabilidad de longitud, haga posible un mejor ajuste de la posición angular, reduciendo a la vez la cantidad de piezas y simplifique las operaciones de revisión.
- 65 Este objetivo se logra mediante una prótesis articular modular de la clase genérica citada al principio con las características de las reivindicaciones 1 ó 2.

Ventajosas variantes de la prótesis articular pueden tomarse de las reivindicaciones secundarias.

5 La solución de acuerdo con la invención se caracteriza porque puede proporcionarse una prótesis articular modular con una gran pluralidad de aplicaciones, por ejemplo para el fémur proximal, en resecciones como consecuencia de metástasis en el hueso, revisiones de cadera, infecciones o traumas, que posee una amplia pluralidad de variaciones con pocas piezas y una mejor posibilidad de ajuste de la posición angular.

10 Pero la transmisión de las cargas se logra también ventajosamente mediante una pieza de cuello de longitud relativamente corta, que en su extremo distal está conformada hacia fuera para formar una cabeza receptora con forma de casco que puede insertarse sobre el cuello del clavo, que presenta una abertura de inserción para introducir el cuello del clavo o una pieza de unión, estando dotada la cabeza receptora de una ranura que discurre en la dirección del eje longitudinal de la pieza de cabeza hasta aproximadamente el eje, que lleva asociadas escotaduras que se corresponden entre sí, posicionadas en cada caso perpendiculares al eje, para alojar un elemento de sujeción, que tras la sujeción fija aprisionándolos el cuello del clavo o la pieza de unión en la cabeza receptora de la pieza de cabeza, exclusivamente mediante un arrastre por rozamiento de por sí conocido a modo de mordaza de sujeción con un par de apriete suficiente frente al desplazamiento axial y al giro.

15 Esto asegura una aplicación fisiológica de las fuerzas al fémur con una adaptación óptima a la posición angular de las condiciones que se dan en el paciente.

20 La invención parte del conocimiento de que un módulo a modo de manguito que agarra a modo de mordaza el vástago del clavo genera un arrastre por rozamiento que discurre con forma lineal a lo largo del perímetro del cuello del clavo, entre el cuello del clavo y el pasador, que incluso cuando la carga es grande excluye con seguridad un desplazamiento axial y/o un movimiento de giro de las partes integrantes de la unión. El contacto lineal excluye un desgaste en los puntos de contacto al suprimirse los movimientos hacia un lado y hacia otro. El rozamiento que actúa linealmente se logra mediante un perfilado previsto en la pared interior del pasador, estando coordinado el diámetro del cuello del clavo con el diámetro interior del pasador.

25 Con los medios de sujeción, dispuestos en la dirección longitudinal del módulo directamente uno junto a otro, puede asegurarse el arrastre por rozamiento mediante un par de apriete correspondientemente alto. Un par de apriete suficientemente alto se genera al atornillar tornillos interiormente hexagonales en la correspondiente escotadura dotada de un roscado interior con la correspondiente llave de par de giro (de torque).

30 Es especialmente ventajoso que la unión a modo de mordaza entre el vástago del clavo por un lado y el módulo a modo de manguito o la cabeza receptora por otro lado, se sueltan sin problemas incluso en una revisión y la traumatización del tejido corporal en la zona de la articulación puede mantenerse muy reducida. Esto se logra en particular mediante la accesibilidad ventral especialmente favorable de los medios de sujeción, tanto en el módulo a modo de manguito formado por semi-casquillos como también en la cabeza receptora ranurada, con lo que se simplifica considerablemente la intervención operativa.

35 Al poder variar la longitud del módulo a longitudes distintas, puede adaptarse fácilmente la prótesis articular de acuerdo con la invención a las más diversas circunstancias anatómicas de cada paciente. Puesto que la cabeza receptora de la pieza de cuello puede insertarse sobre el vástago del clavo y se sujeta mediante arrastre por rozamiento, puede también ajustarse sin escalones el ángulo de antetorsión y mantenerse lo más reducida posible la magnitud de la resección.

40 Es esencial para la invención que los propios medios de unión tienen una estructura modular, con lo que resulta posible realizar ajustes de un TEP de cadera existente y/o combinar componentes con distintos ángulos CCD.

45 Pueden lograrse ventajas especiales en particular cuando se unen entre sí módulos de distinta o de la misma longitud mediante un conector de módulos, con lo que la variabilidad de la longitud de la prótesis articular correspondiente a la invención puede aumentarse claramente.

50 La pluralidad modular de longitudes de la prótesis articular de acuerdo con la invención puede ampliarse según un perfeccionamiento ventajoso de la invención combinando el conector de módulos con el módulo a modo de manguito, con lo que la prótesis articular puede componerse modularmente para llegar a longitudes diferentes. Para unir el conector de módulos con el clavo está previsto adicionalmente en este caso un módulo a modo de manguito con al menos dos semi-casquillos divididos en la dirección axial del módulo y unidos entre sí tal que pueden soltarse, que configuran entre sí un pasador que se extiende axialmente para introducir el cuello del clavo en uno de los extremos y el conector de módulos en el otro extremo del pasador y que presentan escotaduras dispuestas coaxialmente en la dirección longitudinal del módulo, posicionadas en cada caso en perpendicular al eje y que se corresponden entre sí, para alojar un elemento de sujeción, que tras la sujeción fija aprisionándolo el cuello del clavo en el pasador exclusivamente mediante arrastre por rozamiento a modo de mordaza con un par de apriete suficiente frente al desplazamiento axial y al giro.

65 En otra variante mejorada de la invención tienen todas las piezas de la prótesis articular de acuerdo con la invención una superficie rugosa, para acelerar el arraigo de la prótesis en la zona tratada quirúrgicamente.

En otro perfeccionamiento ventajoso de la invención está adaptado el diámetro exterior del cuello del clavo al diámetro interior del pasador en el módulo de unión o de la cabeza receptora de la pieza de cuello, estando previstos clavos con distintas longitudes y longitudes de vástago, pero con el mismo diámetro del cuello del clavo.

5 Todas las piezas de la prótesis articular de acuerdo con la invención están compuestas por un material compatible con el cuerpo y resistente al cuerpo, con preferencia metálico, por ejemplo por titanio, tántalo, neobio o sus aleaciones.

10 Otras ventajas y detalles resultan de la siguiente descripción con referencia a los dibujos adjuntos.

Ejemplos de realización

La invención se describirá a continuación más en detalle en base a dos ejemplos de realización. Se muestra en

- 15 figura 1 una representación de despiece de la prótesis articular de acuerdo con la invención con una pieza de cabeza larga doblada,
- figura 2 una vista en perspectiva de un módulo de unión a modo de manguito para unir el vástago del clavo con la pieza de cabeza,
- 20 figuras 3a a 3e una vista en planta sobre distintos módulos de unión de un juego de componentes con distinta longitud,
- figura 4 una vista en perspectiva de un conector de módulos,
- figura 5 una vista en perspectiva de un módulo de tope o de apoyo,
- figura 6 una representación de despiece de otra variante de la prótesis articular de acuerdo con la invención con una pieza de cuello corta con cabeza receptora,
- 25 figuras 7a a c vistas en perspectiva de la cabeza receptora de la figura 6 y
- figuras 8a a 8c una vista de los clavos con distintas longitudes.

Ejemplo 1

30 La figura 1 muestra la estructura básica de la prótesis articular de acuerdo con la invención en una primera variante de realización en representación en despiece. La prótesis articular de acuerdo con la invención, que por ejemplo se utiliza en resecciones debidas a metástasis en el hueso, en revisiones de cadera o también en infecciones o traumas, está compuesta por una pieza de cabeza 1 adaptada en función de las circunstancias biomecánicas de la anatomía del correspondiente paciente, configurada curvada, un clavo 2, por ejemplo un clavo para fémur y un

35 módulo de unión 3.
Sobre la espiga cónica 4 de la pieza de cabeza 1 está insertada una rótula 5, que encaja en una cavidad cotiloídea no representada. El extremo distal de la pieza de cabeza 1 está conformado exteriormente para formar un eje cilíndrico 6 de material macizo y se inserta para la fijación en el módulo de unión 3 que posteriormente se describe. El clavo 2 se introduce y se ancla en el canal modular del os longum no representado. Los clavos 2 tienen distintas longitudes y están correspondientemente adaptados anatómicamente al contorno del canal medular. Los mismos están suficientemente asegurados mediante tornillos de enclavamiento o bien un perfil con forma de estrella frente al giro en el canal medular.

45 El clavo 2 tiene un cuello del clavo 7 cilíndrico de material macizo. Con el clavo 2 está unido rígidamente el vástago 6 de la pieza de cabeza 1 mediante el módulo de unión 3, que abarca con forma de manguito en cada caso el cuello del clavo 7 y el vástago 6. El módulo de unión 3 consta de dos partes, tal como muestra la figura 2 y está compuesto por dos semi-casquillos cilíndricos 8.1 y 8.2, que están constituidos esencialmente iguales. Ambos semi-casquillos 8.1 y 8.2 definen tras el ensamblaje un pasador 9, cuya pared interior 10 tiene un perfilado 11 dispuesto perpendicularmente al eje longitudinal LA del módulo. En cada caso se han practicado cuatro escotaduras 12.1 y 12.2 situadas una junto a otra en cada una de las paredes de un semi-casquillo 13 tal que las escotaduras están dispuestas coaxialmente respecto al eje longitudinal LA del módulo 3 y perpendiculares al plano divisor TE definido virtualmente por los semi-casquillos 8.1 y 8.2, con lo que por ejemplo al módulo de unión 3 pertenecen al menos 8 escotaduras. En las escotaduras 12.1 del semi-casquillo 8.2 se ha practicado un roscado interior 14, en el que puede atornillarse un tornillo interiormente hexagonal 15 introducido a través de la escotadura 12.1 del semi-casquillo 8.1.

55 Los semi-casquillos 8.1 y 8.2 forman con el correspondiente tornillo interiormente hexagonal 15 y el correspondiente roscado interior 14 un elemento de sujeción 16 a modo de mordaza, que al apretar el tornillo interiormente hexagonal 15 se coloca alrededor del cuello del clavo 7 que tiene forma cilíndrica y que genera entre el perfilado 11 y el cuello del clavo 7 varias uniones de arrastre por rozamiento con forma lineal alrededor del contorno. El diámetro exterior AD del cuello del clavo 7 está coordinado entonces correspondientemente con el diámetro interior ID del pasador 9.

60 La resistencia de esta unión de arrastre por rozamiento frente a un movimiento axial o un giro de los componentes puede ajustarse con gran precisión y exactitud aplicando un par de apriete definido al tornillo interiormente hexagonal 15. Asociando en cada caso cuatro elementos de sujeción 16 al cuello del clavo 7, se logra una unión segura entre el clavo 2 y la parte de cabeza 1.

Todos los elementos de sujeción 16 están orientados ventralmente y así en una revisión posterior son accesibles sin problemas desde fuera, sin tener que traumatizar grandes zonas del tejido propio del cuerpo.

5 Las figuras 3a a 3d muestran diversos módulos de unión 3.1 a 3.4 con distintas longitudes L, por ejemplo un módulo de unión 3.1 con una longitud L1 (figura 3a), un módulo de unión 3.2 con una longitud L2 (figura 3b), un módulo de unión 3.3 con una longitud L3 (figura 3c) y un módulo de unión 3.4 con una longitud L4 (figura 3d). Se entiende que también las longitudes de los módulos de unión se eligen en función de las circunstancias anatómicas de los respectivos pacientes.

10 La figura 4 muestra un conector de módulos 17 con forma de barra redonda, con cuya ayuda pueden ensamblarse módulos de unión 3.1 a 3.4 de longitud diferente o de la misma longitud. El conector de módulos 17 está compuesto por material macizo, cuyo diámetro DM está coordinado con el diámetro interior ID del pasador 9. El conector de módulos 17 presenta en el centro un tope 18 que va alrededor con un diámetro DA, que es mayor que el diámetro interior ID del pasador 9. Insertando los correspondientes extremos del conector de módulos 17 en el correspondiente extremo del pasador 9 de los módulos de unión 3.1 a 3.4 a conectar en cada caso y tensando los medios de sujeción 16 asociados en cada caso, se establece una unión de arrastre por rozamiento entre el conector de módulos 16 y los módulos de unión.

15 De esta manera es posible combinar entre sí los distintos módulos de unión 3.1 a 3.4 y lograr una gran variabilidad de longitudes.

El módulo de tope o de apoyo 3.5 mostrado en las figuras 3e y 5 sirve como un apoyo ajustable en altura respecto a los longum, por ejemplo el fémur.

25 **Ejemplo 2**

30 La figura 6 muestra otra variante de la prótesis articular de acuerdo con la invención en representación en despiece. Esta prótesis articular incluye una pieza de cuello 19 a modo de vástago de relativamente corta longitud y un clavo 2, por ejemplo clavo de fémur. Lo esencial de esta variante de la invención consiste en que el módulo de unión 3 que aún está separado en el ejemplo 1 se convierte en parte integrante de la pieza de cuello 19 a modo de vástago, con lo que la prótesis articular de acuerdo con la invención la forman ahora sólo dos elementos.

35 Al igual que en el ejemplo 1, tiene también la pieza de cuello 19 una espiga cónica 4, sobre la que puede insertarse una rótula 5, que encaja en una cavidad cotiloidea no representada. El extremo distal de la pieza de cuello 19 forma exteriormente una cabeza receptora 20 a modo de casco, que presenta una abertura de inserción 21 para introducir el cuello del clavo 7. La cabeza receptora 20 está dotada de una ranura 23, que discurre en la dirección del eje longitudinal LA de la pieza de cuello 19 hasta aproximadamente el vástago 22 de la pieza de cuello 19. La ranura 23 lleva asociadas en las paredes laterales 24 en cada caso dos escotaduras 25.1 y 25.2 que se corresponden entre sí y posicionadas perpendicularmente al eje longitudinal LA, para alojar un elemento de sujeción 26, con lo que puede también ajustarse sin escalones el ángulo de antetorsión.

La pared interior 27 de la cabeza receptora 20 está dotada de un perfilado 28 dispuesto perpendicularmente al eje longitudinal LA de la pieza de cuello (véanse al respecto las figuras 7a y 7b).

45 En las escotaduras 25.1 y 25.2 de las paredes laterales 4 se ha realizado un roscado interior 29, en el que puede atornillarse un tornillo interiormente hexagonal 30 introducido a través de la escotadura 25.1.

50 Las escotaduras 25.1 y 25.2 con su roscado interior 28 forman con el correspondiente tornillo interiormente hexagonal 30 y la ranura 23 el elemento de sujeción 26 a modo de mordaza, que al apretar el tornillo interiormente hexagonal 30 se coloca alrededor del cuello del clavo 7 con forma cilíndrica y genera entre el perfil 28 y el cuello del clavo 7 una unión en arrastre por rozamiento de forma lineal que va alrededor por el perímetro. El diámetro exterior AD del cuello del clavo 7 está correspondientemente coordinado con el diámetro interior ID de la abertura de inserción 21.

55 La resistencia de esta unión en arrastre por rozamiento frente a un movimiento axial o un giro de los componentes puede ajustarse con gran precisión y exactitud aplicando un par de apriete definido al tornillo interiormente hexagonal 30. Asociando en cada caso dos medios de sujeción 26 al cuello del clavo 7 se logra una unión segura entre el clavo 2 y la pieza de cuello 19.

60 Todos los medios de sujeción 26 están orientados ventralmente y así en una revisión posterior son accesibles sin problemas desde fuera, sin tener que traumatizar grandes zonas del tejido propio del cuerpo.

65 Naturalmente corresponde también a la solución de acuerdo con la invención que el conector de módulos 17 representado en la figura 4, cuyo diámetro exterior AD está coordinado con el diámetro interior de la abertura de inserción 21, se inserte en la abertura de inserción 21 de la cabeza receptora 20, lográndose una variabilidad de longitudes ampliada para la prótesis articular al unirse el cuello del clavo 7 correspondiente al clavo 2 y el conector de módulos 17 mediante módulos de unión 3 de diferente longitud (véase al respecto las figuras 3a-d).

Las figuras 8a a c muestran ejemplos de clavos con distinta longitud, cuyos diámetros del cuello AD están coordinados con el diámetro interior ID del pasador 7 de los respectivos módulos de unión 3.1 a 3.4 o bien de la abertura de inserción 21 en la cabeza receptora 20.

- 5 Todas las piezas de la prótesis articular de acuerdo con la invención están compuestas por un material metálico compatible con el cuerpo y resistente al cuerpo. Las superficies exteriores están dotadas de una rugosidad definida, de por ejemplo entre 20 μm y 80 μm . Esto por un lado aumenta los coeficientes de rozamiento de las partes que rozan entre sí y por otro lado fomenta el arraigo del implante.
- 10 La invención no se limita en cuanto a realización a los ejemplos de realización antes citados. Antes bien, puede pensarse en variantes que pueden desviarse de la solución presentada, incluso en realizaciones básicamente diferentes.

Lista de referencias

15	1	parte de cabeza
	2	clavo
	3, 3.1-3.4	módulo de unión
	3.5	módulo de apoyo o de tope
20	4	espiga de 1
	5	junta de rótula
	6	vástago cilíndrico de 1
	7	cuello del clavo de 2
	8.1, 8.2	semi-casquillos de 3
25	9	pasador en 3
	10	pared interior de 3
	11	perfilado
	12.1, 12.2	escotaduras
30	13	pared de semi-casquillo
	14	roscado interior
	15	tornillo interiormente hexagonal
	16	elemento de sujeción
	17	conector de módulos
	18	tope de 17
35	19	pieza de cuello a modo de vástago
	20	cabeza receptora
	21	abertura de inserción en 20
	22	vástago de 19
	23	ranura
40	24	paredes laterales de 19
	25.1, 25.2	escotadura
	26	elemento de sujeción
	27	pared interior de 19
	28	perfilado
45	29	roscado interior
	30	tornillo interiormente hexagonal
	DA	diámetro exterior de 18
	DM	diámetro de 17
	ID	diámetro interior de 9
50	L	longitud de 3, 3.1-3.4
	LA	eje longitudinal de 3, 3.1-3.4
	TE	plano divisor de 3

REIVINDICACIONES

- 5 1. Prótesis articular modular con una pieza de cabeza realizada con forma curvada, sobre cuya espiga cónica está fijada una rótula insertable y con un clavo (2) que puede alojarse en el canal medular del os longum (hueso largo) con un cuello del clavo (7), estando previsto entre la parte de cabeza (1) y el cuello del clavo (7) un elemento de unión, que sujeta la parte de cabeza asegurándola frente al giro,
caracterizada porque el elemento de unión incluye al menos un módulo (3, 3.1-3.4) a modo de manguito, colocado en la dirección del eje del clavo con al menos dos semi-casquillos (8.1, 8.2) divididos en la dirección axial (LA) del módulo (3, 3.1-3.4) y unidos entre sí tal que pueden soltarse, que configuran entre sí un pasador (9) que se extiende axialmente para introducir el cuello del clavo (7) en el pasador (9) y las escotaduras (12.1, 12.2) dispuestas coaxialmente en la dirección longitudinal del módulo (3), posicionadas en cada caso en perpendicular al eje (LA) y que se corresponden entre sí, para alojar un elemento de sujeción (16), que tras la sujeción fija el cuello del clavo (7) en el pasador (9) exclusivamente mediante arrastre por rozamiento a modo de mordaza con un par de apriete suficiente frente al desplazamiento axial y al giro.
- 10 2. Prótesis articular modular con una pieza de cuello conformada a modo de vástago, sobre cuya espiga cónica está fijada una rótula que puede insertarse y con un clavo (2) que puede alojarse en el canal medular del os longum con un cuello del clavo (7), estando previsto entre la pieza de cuello (19) y el cuello del clavo (7) un elemento de unión, que mantiene la pieza de cuello (19) en una posición angular predeterminada asegurándola frente al giro,
caracterizada porque la pieza de cuello (19) en su extremo distal está conformada exteriormente para formar una cabeza receptora (20) con forma de casco que puede insertarse sobre el cuello (7) del clavo, que presenta una abertura de inserción (21) para introducir el cuello del clavo (7) o un conector de módulos (17), estando dotada la cabeza (20) de una ranura (23) que discurre en la dirección del eje longitudinal (LA) de la pieza de cuello (19) hasta aproximadamente el eje (22), que lleva asociadas escotaduras (25.1, 25.2) que se corresponden entre sí, posicionadas en cada caso perpendiculares al eje (LA), para alojar un elemento de sujeción (26), que tras la sujeción fija aprisionándolos el cuello del clavo (7) o el conector de módulos (17) en la cabeza receptora (20) de la pieza de cabeza (19) exclusivamente mediante arrastre por rozamiento de por sí conocido a modo de mordaza de sujeción con un par de apriete suficiente frente al desplazamiento axial y al giro.
- 15 3. Prótesis articular de acuerdo con la reivindicación 2,
caracterizada porque para unir módulos de la misma o de diferente longitud (L) está previsto un conector de módulos (17), cuyo diámetro exterior (AD) está coordinado con el diámetro interior (ID) de la abertura de inserción (21) y porque para unir el conector de módulos (17) con el clavo (2) está previsto adicionalmente un módulo (3, 3.1-3.4) a modo de manguito con al menos dos semi-casquillos (8.1, 8.2) divididos en la dirección axial (LA) del módulo (3) y unidos entre sí tal que pueden soltarse, que configuran entre sí un pasador (9) que se extiende axialmente para introducir el cuello del clavo (7) en uno de los extremos y el conector de módulos (17) en el otro extremo del pasador (9) y que presentan escotaduras (12.1, 12.2) dispuestas coaxialmente en la dirección longitudinal del módulo (3, 3.1-3.4), posicionadas en cada caso en perpendicular al eje (LA) y que se corresponden entre sí, para alojar el elemento de sujeción (16), que tras la sujeción fija aprisionándolo el cuello del clavo (7) y el conector de módulos (17) en el pasador (9) exclusivamente mediante arrastre por rozamiento a modo de mordaza con un par de apriete suficiente frente al desplazamiento axial y al giro.
- 20 4. Prótesis articular de acuerdo con la reivindicación 1 ó 3,
caracterizada porque el módulo (3, 3.1-3.4) presenta esencialmente una forma cilíndrica y los semi-casquillos (8.1, 8.2) están constituidos esencialmente de la misma manera.
- 25 5. Prótesis articular de acuerdo con una de las reivindicaciones 1, 3 y 4,
caracterizada porque el módulo (3, 3.1-3.4) tiene una longitud variable y pueden combinarse entre sí módulos de diversas longitudes.
- 30 6. Prótesis articular de acuerdo con la reivindicación 1,
caracterizada porque para unir módulos (3, 3.1-3.4) de la misma o de diferente longitud (L) está previsto un conector de módulos (17), cuyo diámetro exterior (AD) está coordinado con el diámetro interior (ID) del pasador (9) o de la abertura de inserción (21).
- 35 7. Prótesis articular de acuerdo con la reivindicación 1 ó 2,
caracterizada porque el pasador (9) o la abertura de inserción (21) presenta en sus paredes interiores (10, 27) un perfilado (11, 28) dispuesto transversalmente a la dirección longitudinal (LA) del módulo (3, 3.1-3.4) o bien de la cabeza receptora (20) para evitar micromovimientos, con preferencia desgaste por movimiento relativo entre el cuello del clavo (7) y el conector de módulos (17) en el módulo (3, 3.1-3.4) y en la abertura de inserción (21), respectivamente.
- 40 8. Prótesis articular de acuerdo con la reivindicación 3 ó 7,
caracterizada porque el conector de módulos (17) está compuesto por material macizo.
- 45 9. Prótesis articular de acuerdo con la reivindicación 1 ó 3,
caracterizada porque el diámetro de los módulos (3, 3.1-3.4) de distinta longitud (L) es el mismo.
- 50
- 55
- 60
- 65

ES 2 622 141 T3

- 5
10. Prótesis articular de acuerdo con la reivindicación 1 ó 2,
caracterizada porque los elementos de sujeción (16, 26) están compuestos por un tornillo interiormente hexagonal (15, 30) y un roscado interior (14, 29) previsto en la correspondiente escotadura (12.1, 12.2 y 25.1, 25.2, respectivamente).
- 10
11. Prótesis articular de acuerdo con la reivindicación 10,
caracterizada porque el elemento de sujeción (16, 26) está asegurado frente al aflojamiento aplicando un par de apriete determinado.
- 10
12. Prótesis articular de acuerdo con la reivindicación 1 ó 2,
caracterizada porque el clavo (2) presenta diversas longitudes (L), siendo igual el diámetro del cuello de los clavos de distintas longitudes.
- 15
13. Prótesis articular de acuerdo con una de las reivindicaciones 1 a 12,
caracterizada porque la pieza de cuello (19) puede combinarse con o sin módulo (3, 3.1-3.4) con el clavo (2) de una longitud diferente.
- 20
14. Prótesis articular de acuerdo con la reivindicación 1 a 13,
caracterizada porque todas las partes de la prótesis están compuestas por una aleación biocompatible, con preferencia una aleación de titanio.
- 25
15. Prótesis articular de acuerdo con la reivindicación 1 a 13,
caracterizada porque todas las partes de la prótesis presentan una superficie rugosa para fomentar el arraigo con el hueso.

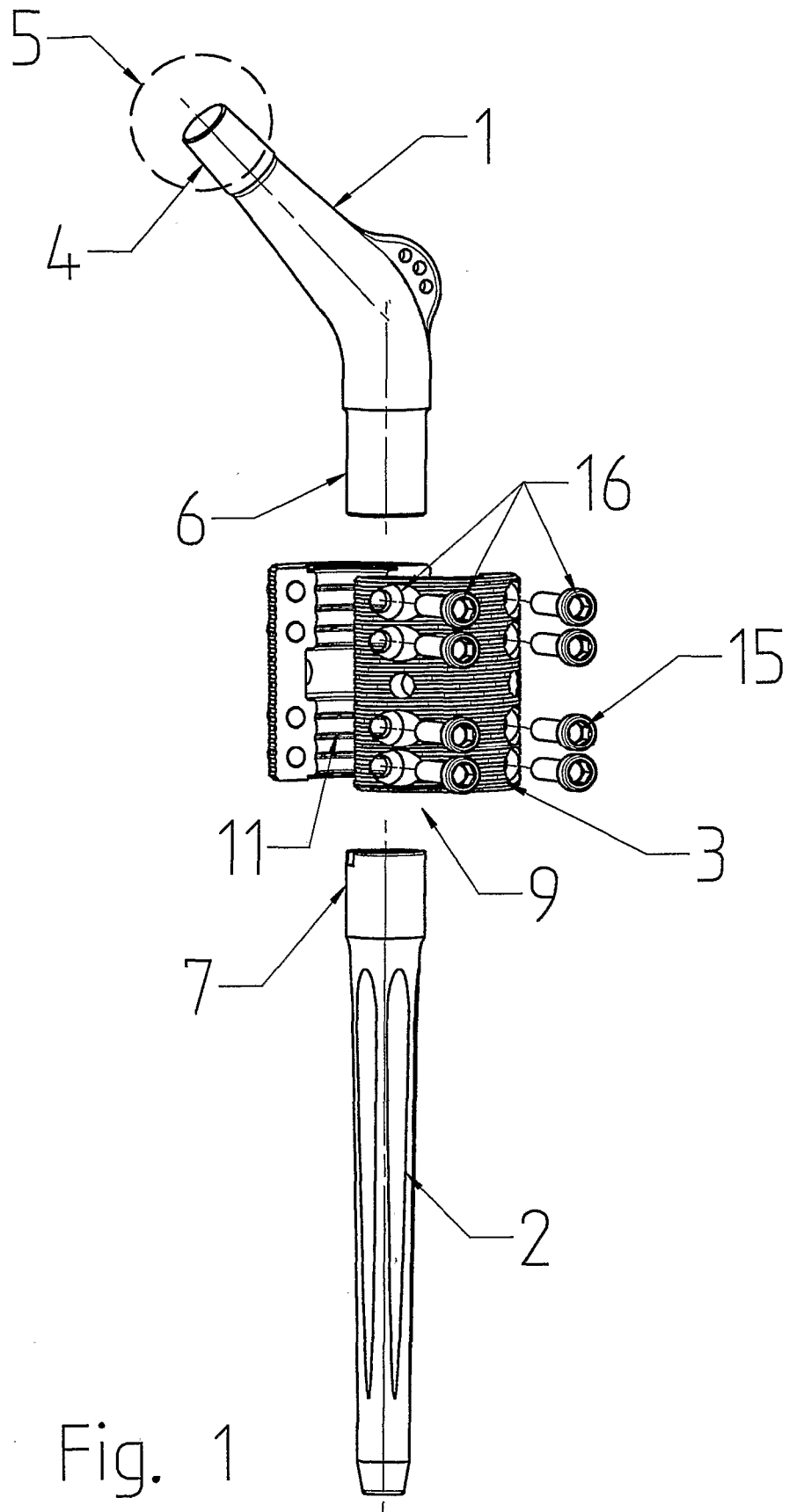


Fig. 1

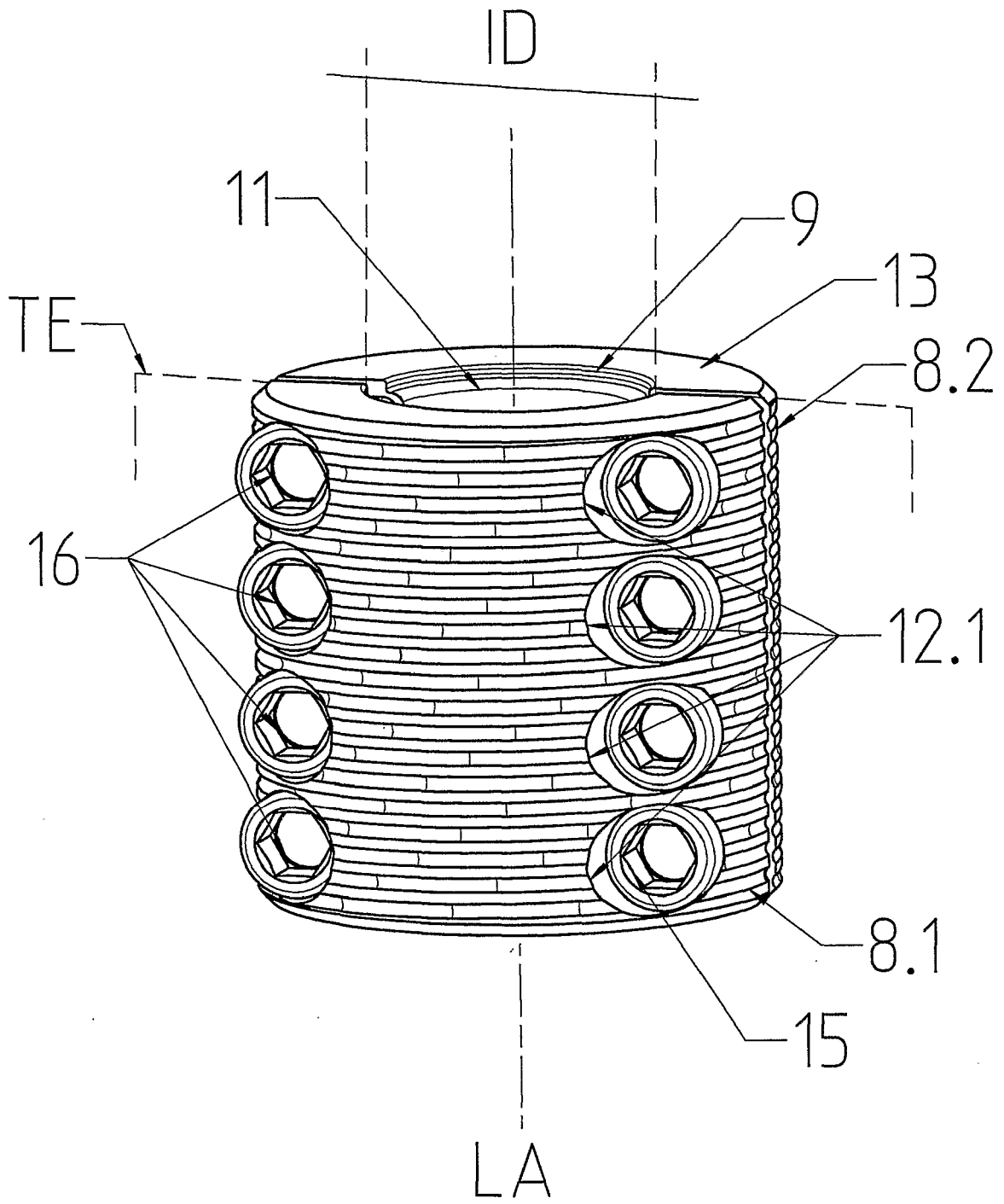


Fig. 2

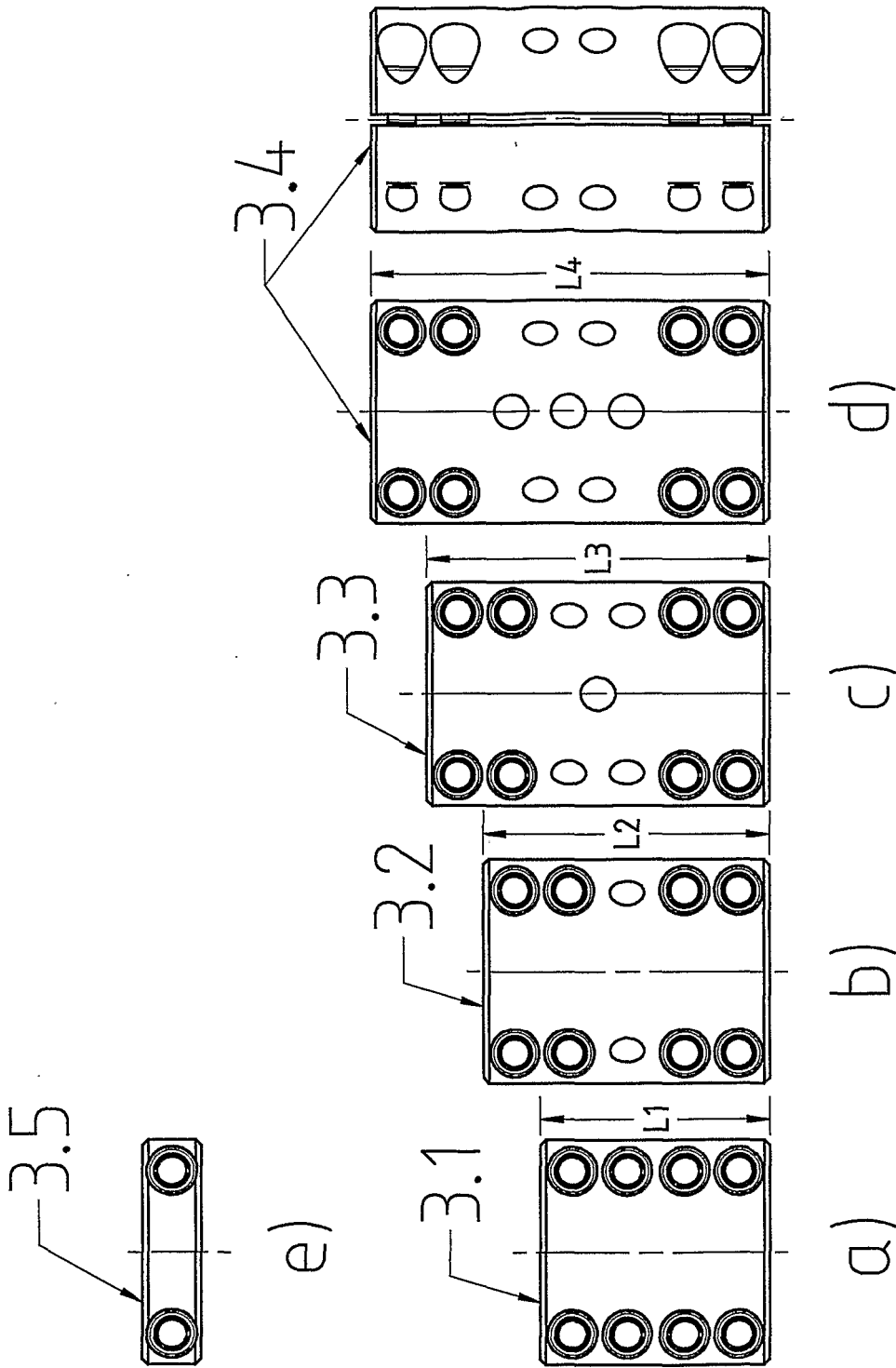


Fig. 3

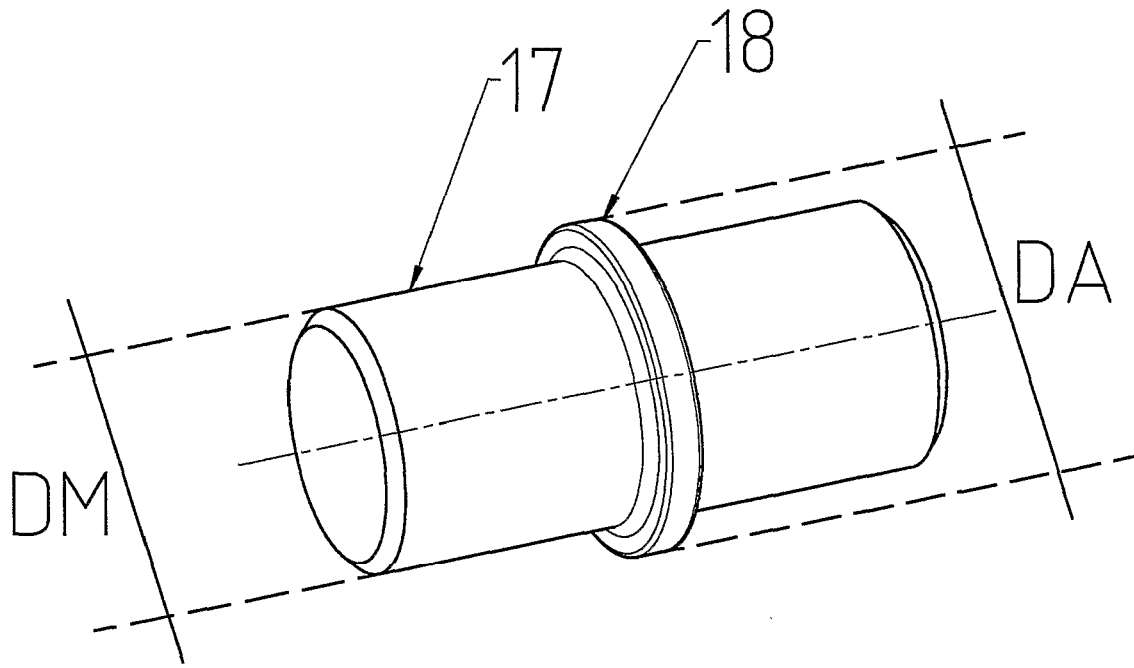


Fig. 4

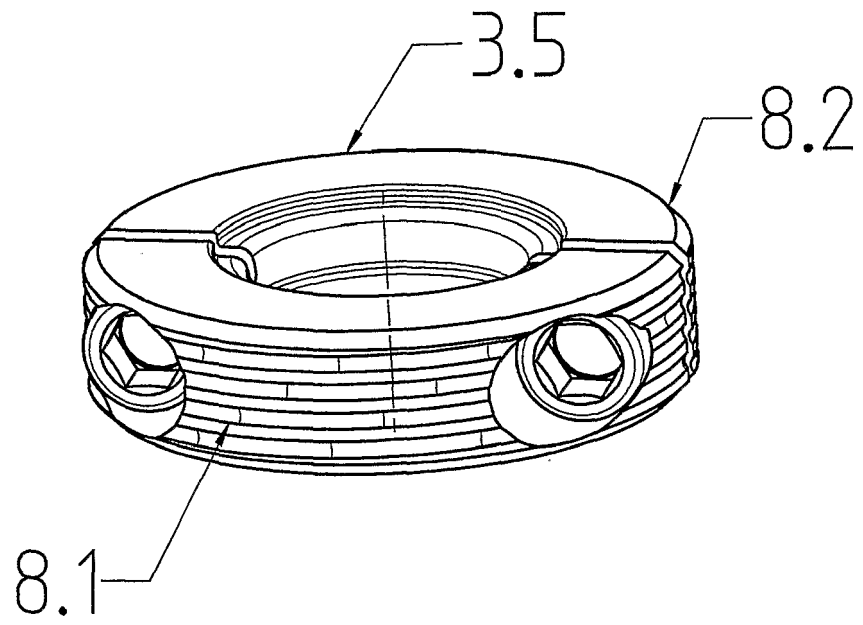


Fig. 5

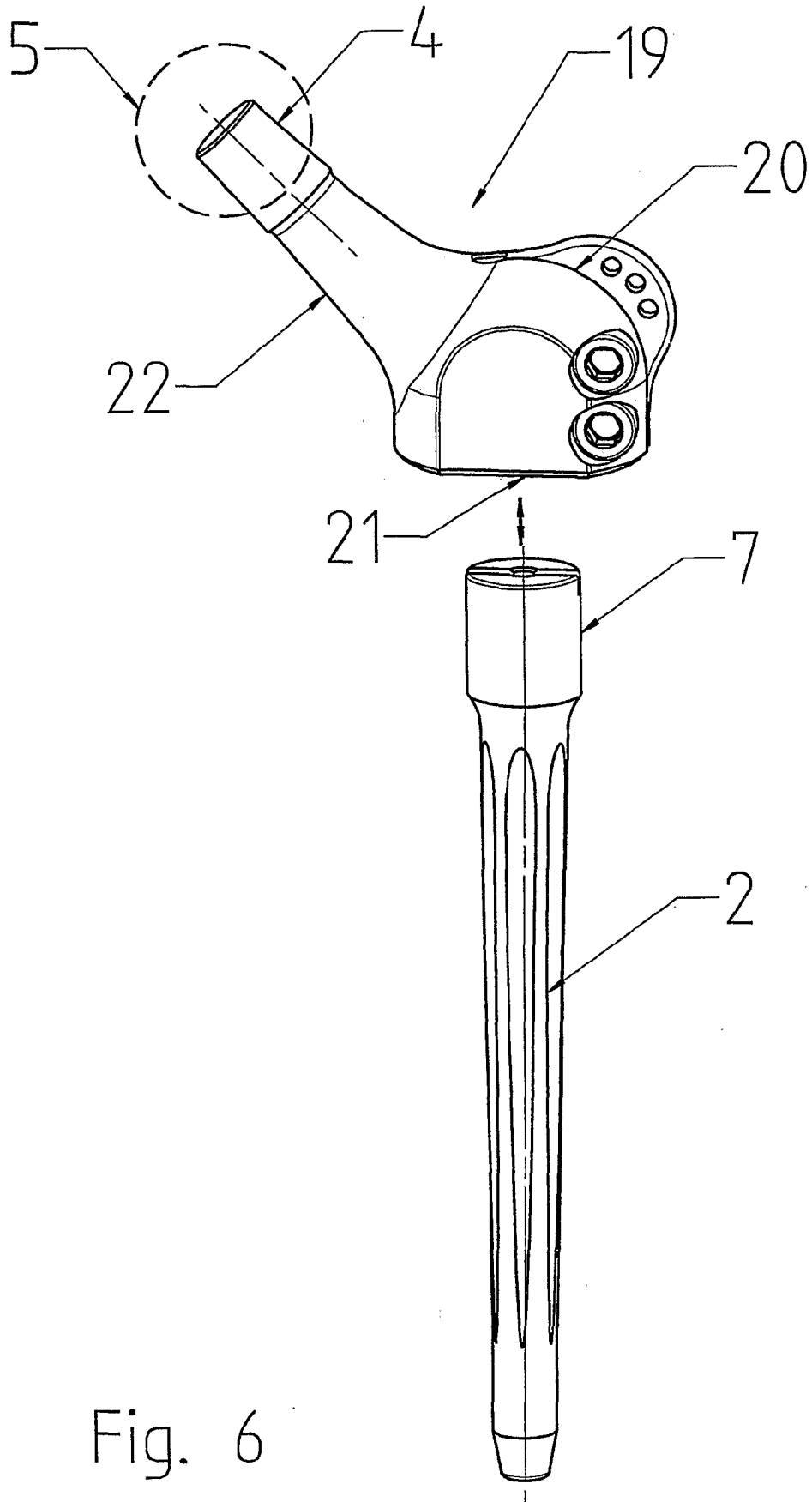


Fig. 6

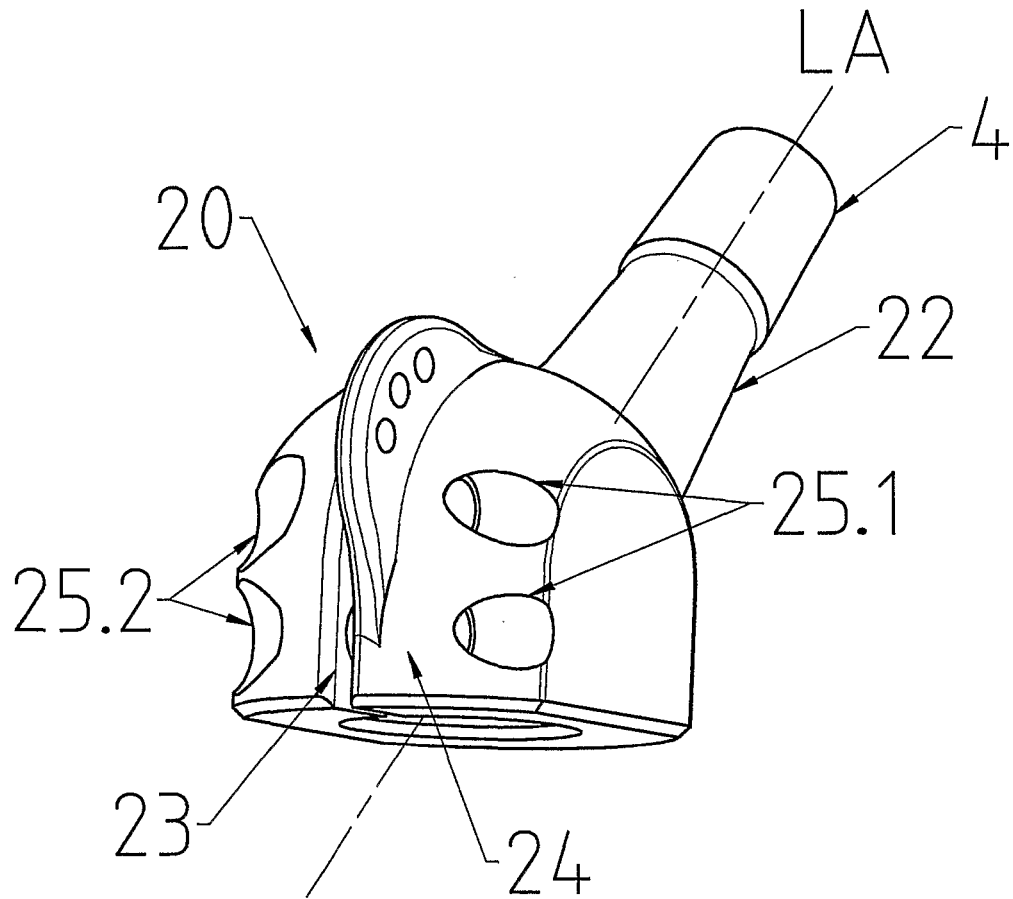


Fig. 7a

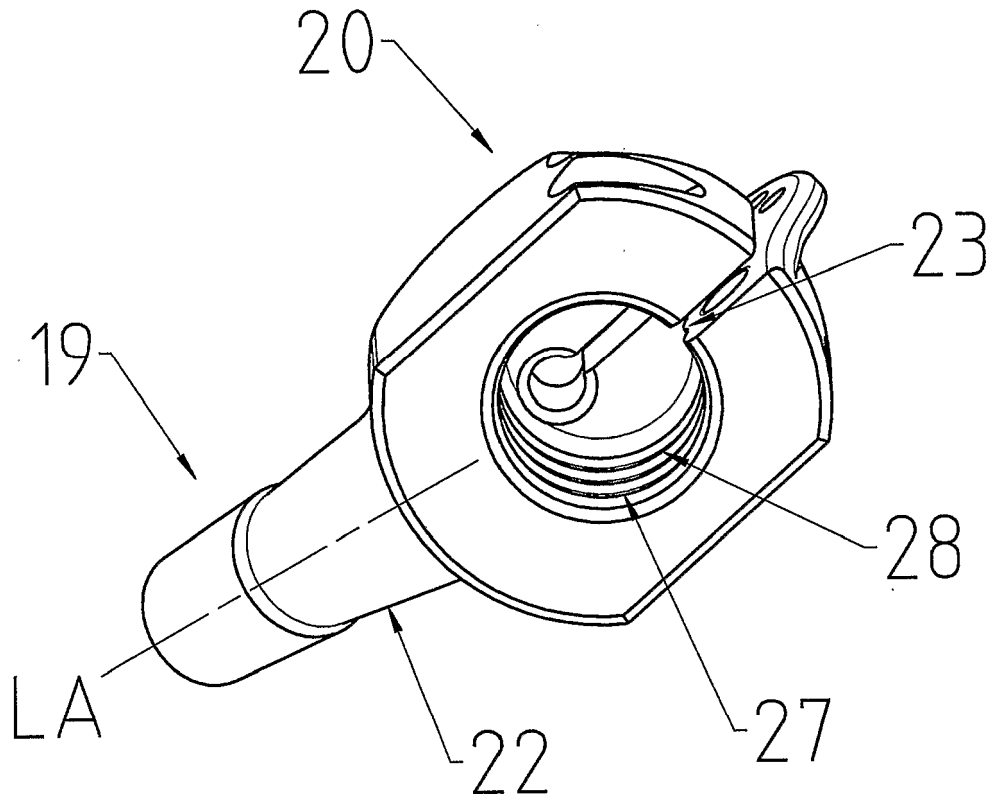


Fig. 7b

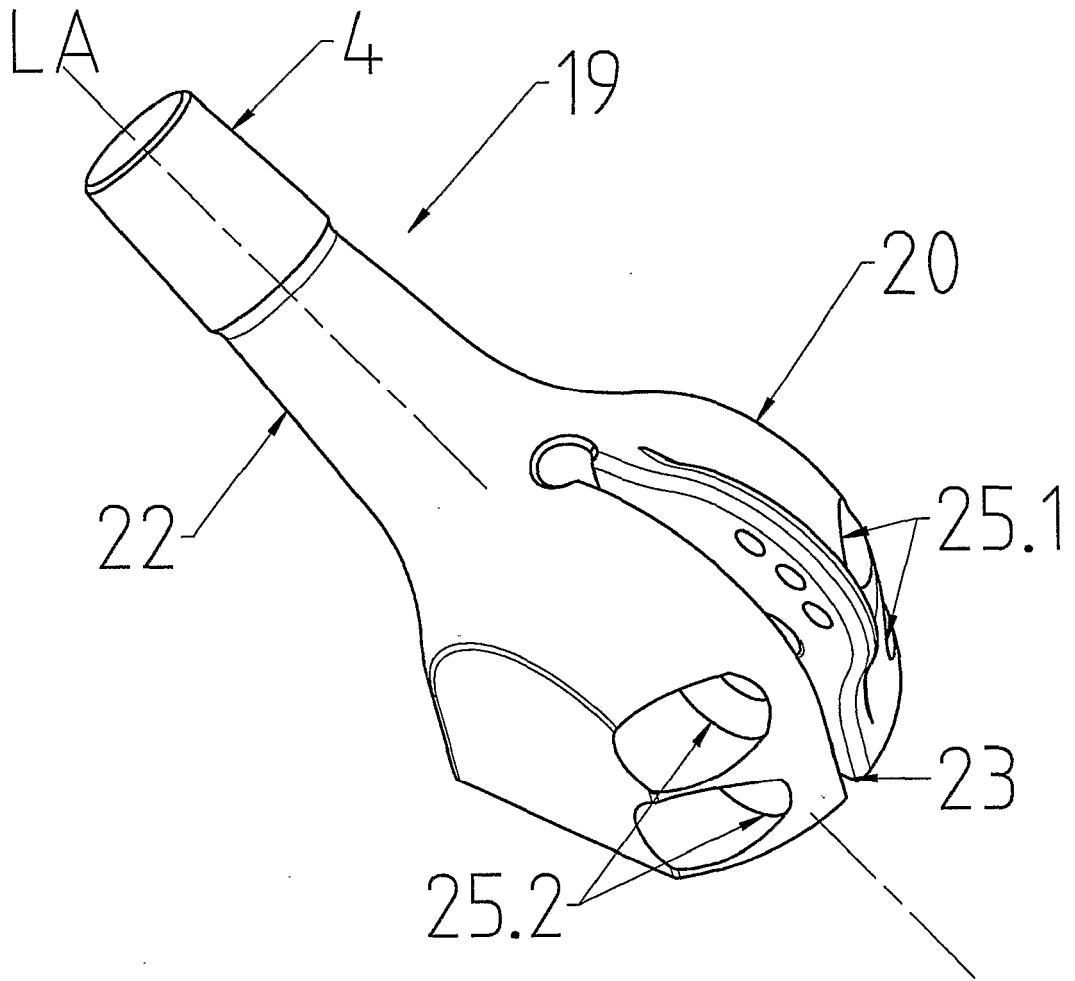


Fig. 7c

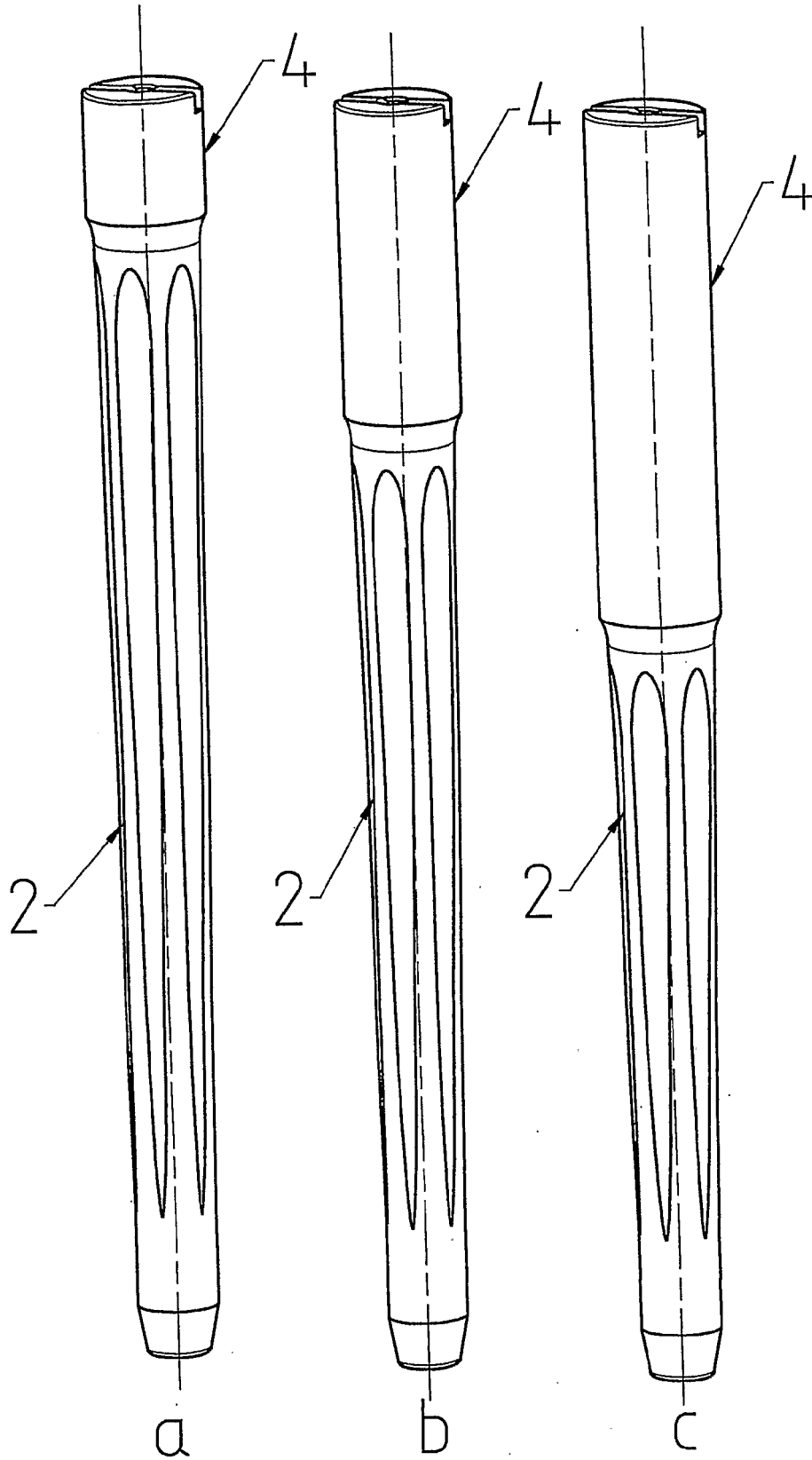


Fig. 8