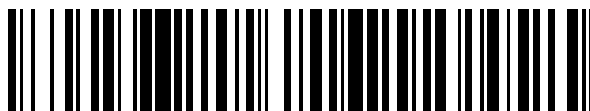


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 664 176**

51 Int. Cl.:

A61B 17/72 (2006.01)

A61B 17/68 (2006.01)

A61B 17/88 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **10.03.2015** **PCT/FR2015/050591**

87 Fecha y número de publicación internacional: **17.09.2015** **WO15136212**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **10.03.2015** **E 15717538 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **03.01.2018** **EP 3116422**

54 Título: **Implante quirúrgico para una fusión entre dos porciones de hueso y anclar de apriete para apretar un implante quirúrgico de este tipo**

30 Prioridad:

11.03.2014 FR 1451980

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

18.04.2018

73 Titular/es:

**NOVASTEP (100.0%)
Batiment C2 Centre Alphas
35760 St Gregoire, FR**

72 Inventor/es:

**GIROD, LOÏC;
GLEDEL, GRÉGOR;
AUDIC, GILLES;
AUGOYARD, MARC;
AUGOYARD, ROMAIN;
MEUSNIER, TRISTAN y
VALENTIN, STÉPHANIE**

74 Agente/Representante:

CURELL AGUILÁ, Mireia

ES 2 664 176 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

Implante quirúrgico para una fusión entre dos porciones de hueso y anclar de apriete para apretar un implante quirúrgico de este tipo.

La presente invención se refiere a un implante quirúrgico destinado a permitir una fusión entre una primera porción de hueso y una segunda porción de hueso. Además, la presente invención se refiere a un anclar de apriete, configurado para apretar un implante quirúrgico. De manera conocida, un anclar es un instrumento de manipulación destinado a ayudar al personal médico.

La presente invención se puede aplicar al campo de los implantes quirúrgicos utilizados para realizar una artrodesis por fusión ósea intramedular en una articulación. La presente invención se puede aplicar también al campo de los implantes quirúrgicos utilizados para una osteosíntesis por fusión entre dos fragmentos óseos. Las indicaciones son, por ejemplo:

- la corrección de los dedos del pie en garra por artrodesis de la articulación interfalangiana proximal y/o distal del pie,
- el tratamiento quirúrgico de la artrosis o de traumatismos por artrodesis de las articulaciones interfalangianas proximal y distal del pie,
- el tratamiento quirúrgico de la artrosis o de traumatismos por artrodesis de las articulaciones interfalangianas proximal y distal de la mano,
- una osteosíntesis por fusión de dos fragmentos óseos en particular del pie o de la mano.

El documento FR 2 901 119 es considerado como el estado de la técnica más cercano e ilustra un implante quirúrgico de acuerdo con el preámbulo de la reivindicación 1.

El documento FR 2 846 545 A1 ilustra un implante quirúrgico que es de aleación con memoria de forma. Este implante quirúrgico comprende dos partes de anclaje, configuradas para anclarse respectivamente en un primer hueso y en un segundo hueso, y una parte intermedia que une las partes de anclaje entre ellas. Las ramas de cada parte de anclaje son desplazables entre:

- una posición de introducción en la que las ramas están próximas y pueden ser introducidas en un hueso respectivo, teniendo entonces el implante quirúrgico globalmente la forma de una "H", y
- una posición de anclaje en la que las ramas están más separadas que en posición de introducción, de modo que las ramas anclan cada parte de anclaje en un hueso respectivo, teniendo entonces el implante quirúrgico globalmente la forma de una "X".

No obstante, como el implante quirúrgico del documento FR 2 846 545 A1 está compuesto por una aleación con memoria de forma, es necesario refrigerarlo durante varias horas con el fin de colocarlo en posición de introducción antes de su implantación. A continuación, el cirujano sólo tiene un corto lapso de tiempo para implantar este implante quirúrgico antes de que sus ramas vuelvan, por el efecto de la memoria de forma, a la posición de anclaje. Por tanto, este corto lapso de tiempo corre el riesgo de alterar la precisión del posicionamiento del implante quirúrgico en los huesos. Además, cuanto más largo sea este lapso de tiempo, más lentamente recupera el implante quirúrgico su forma definitiva, lo cual dificulta, incluso imposibilita, la inserción del implante quirúrgico al nivel del sitio óseo.

La presente invención tiene particularmente por objetivo resolver, en su totalidad o en parte, los problemas mencionados anteriormente.

Con este objetivo, la invención tiene por objeto un implante quirúrgico, destinado a permitir una fusión entre una primera porción de hueso y una segunda porción de hueso, comprendiendo el implante quirúrgico por lo menos:

- una primera parte de anclaje configurada para ser anclada en la primera porción de hueso, comprendiendo la primera parte de anclaje por lo menos dos primeras ramas, siendo las primeras ramas desplazables entre:
 - o una posición de introducción, en la que los extremos respectivos de las primeras ramas definen una primera distancia de introducción, de manera que permita la introducción de las primeras ramas en el interior de la primera porción de hueso, y
 - o una posición de anclaje, en la que los extremos respectivos de las primeras ramas definen una primera distancia de anclaje más grande que la primera distancia de introducción, de modo que las primeras ramas están adaptadas para anclar la primera parte de anclaje en el interior de la primera

porción de hueso,

- una segunda parte de anclaje configurada para ser anclada en la segunda porción de hueso,
- una parte intermedia que une la primera parte de anclaje a la segunda parte de anclaje;

estando el implante quirúrgico caracterizado por que:

- la parte intermedia comprende por lo menos:
 - o un vaciado,
 - o una primera porción de unión dispuesta entre la primera parte de anclaje y la segunda parte de anclaje, y
 - o una segunda porción de unión dispuesta entre la primera parte de anclaje y la segunda parte de anclaje, estando la primera porción de unión y la segunda porción de unión dispuestas a uno y otro lado de dicho por lo menos un vaciado de modo que la primera porción de unión esté lejos de la segunda porción de unión, y
- la parte intermedia está conformada de modo que un acercamiento de la primera porción de unión y de la segunda porción de unión desplace las primeras ramas desde su posición de introducción hasta su posición de anclaje.

En otros términos, el acercamiento de la primera porción de unión y de la segunda porción de unión reduce dicho por lo menos un vaciado, lo cual desplaza las primeras ramas.

Ventajosamente, dicho por lo menos un vaciado presenta un contorno cerrado. Alternativamente, dicho por lo menos un vaciado puede presentar un contorno parcialmente cerrado; por ejemplo, dicho por lo menos un vaciado puede estar abierto en el 10 o 20% de su periferia.

Según una variante de la invención, la primera porción de unión se extiende sustancialmente entre la primera rama y la segunda parte de anclaje, y la segunda porción de unión se extiende sustancialmente entre la segunda rama y la segunda parte de anclaje.

Según una variante de la invención, la primera distancia de introducción puede ser nula o insignificante.

Según un modo de realización de la invención, la segunda parte de anclaje comprende por lo menos dos segundas ramas, siendo las segundas ramas desplazables entre:

- una posición de introducción, en la que los extremos respectivos de las segundas ramas definen una segunda distancia de introducción, de manera que permita la introducción de las segundas ramas en el interior de la segunda porción de hueso, y
- una posición de anclaje, en la que los extremos respectivos de las segundas ramas definen una segunda distancia de anclaje más grande que la segunda distancia de introducción, de modo que las segundas ramas estén adaptadas para anclar la segunda parte de anclaje en el interior de la segunda porción de hueso,

y en el que la parte intermedia está conformada de modo que un acercamiento de la primera porción de unión y de la segunda porción de unión desplace las segundas ramas de su posición de introducción a su posición de anclaje.

En otros términos, el implante quirúrgico tiene por lo menos cuatro ramas, a razón de por lo menos dos a cada lado de la parte intermedia. Así, un implante quirúrgico de este tipo permite un anclaje cerrado y simple no sólo en la primera porción de hueso, sino también en la segunda porción de hueso.

Según una variante de la invención, la segunda distancia de introducción puede ser nula o insignificante.

Alternativamente, la segunda parte de anclaje comprende una única rama configurada para ser anclada en la segunda porción de hueso. Esta rama única puede estar formada, por ejemplo, por un vástago de anclaje.

Según una variante de la invención, las primeras ramas son más largas que las segundas ramas. Por ejemplo, la relación entre una longitud de las primeras ramas y una longitud de las segundas ramas está comprendida entre 1,5 y 5. La longitud de cada primera rama puede estar comprendida entre 5 mm y 20 mm. La longitud de cada segunda rama puede estar comprendida entre 3 mm y 10 mm. La parte intermedia puede tener una longitud, medida según la dirección longitudinal de una primera rama, comprendida entre 3 mm y 10 mm.

Según una variante de la invención, la parte intermedia, la primera parte de anclaje y la segunda parte de anclaje tienen unos espesores comprendidos entre 0,5 mm y 2 mm.

5 Según una variante de la invención, la primera parte de anclaje comprende por lo menos tres primeras ramas, por ejemplo cuatro primeras ramas. En este caso, la parte intermedia comprende varias porciones de conexión respectivas dispuestas para conectar las primeras ramas por lo menos de dos en dos. Así, una primera parte de anclaje de este tipo permite realizar un anclaje tridimensional, que puede tener una resistencia mecánica muy grande y una excelente estabilidad.

10 Según un modo de realización de la invención, la parte intermedia es plásticamente deformable, de modo que una deformación plástica de la parte intermedia que aproxima la primera porción de unión y la segunda porción de unión desplace las primeras ramas y/o las segundas ramas de su posición o posiciones de introducción a su posición o posiciones de anclaje.

15 En otros términos, se determina una tensión mecánica aplicada a la parte intermedia de manera que produzca una deformación permanente o irreversible de la parte intermedia.

20 Así, esta deformación plástica, que es por definición irreversible y permanente, permite que un cirujano coloque fácilmente las primeras ramas y/o las segundas ramas en posición o posiciones de anclaje. Además, el cirujano dispone de todo el tiempo necesario para posicionar precisamente el implante quirúrgico en la primera porción de hueso y en la segunda porción de hueso, lo cual garantiza al paciente un anclaje resistente y duradero del implante quirúrgico. Ventajosamente, la deformación plástica se realiza en el campo de la deformación plástica homogénea del material que compone la parte intermedia. Así, una deformación plástica homogénea de este tipo evita fragilizar por estricción la parte intermedia, la cual conserva así una gran resistencia mecánica.

30 Según una variante de la invención, la parte intermedia es plásticamente deformable de modo que una deformación plástica de la parte intermedia que pone en contacto la primera porción de unión y la segunda porción de unión desplace las primeras ramas de la posición de introducción a la posición de anclaje. En otros términos, después de la deformación plástica, la primera porción de unión toca la segunda porción de unión. Así, cuando tiene lugar el apriete por un anclar de apriete específico, el cirujano puede sentir en qué momento debe detener el apriete de la parte intermedia.

35 Según un modo de realización de la invención, como alternativa a una deformación plástica, la parte intermedia es elásticamente deformable, de modo que una expansión elástica de la parte intermedia que aproxima la primera porción de unión y la segunda porción de unión desplace las primeras ramas de su posición o posiciones de introducción a su posición o posiciones de anclaje.

40 En otros términos, se determina una tensión mecánica aplicada a la parte intermedia de manera que produzca una deformación reversible de la parte intermedia. La parte intermedia es pretensada antes de la introducción del implante quirúrgico en el cuerpo del paciente, y después este pretensado es liberado total o parcialmente para alcanzar la posición de anclaje en el cuerpo del paciente.

45 Así, la parte intermedia es elásticamente deformable entre i) una posición de gran deformación elástica en la que las primeras ramas y/o las segundas ramas están en posición o posiciones de introducción, y ii) una posición de deformación elástica pequeña o nula, en la que las primeras ramas y/o las segundas ramas están en posición o posiciones de anclaje.

50 Según una variante de la invención, el implante quirúrgico está configurado para cooperar con unos medios de retención móviles entre:

- una posición de retención, en la que los medios de retención retienen la parte intermedia elásticamente deformada, y
- 55 - una posición de liberación, en la que los medios de retención liberan la parte intermedia, de modo que se pueda producir dicha expansión elástica.

60 Por ejemplo, los medios de retención pueden comprender un taco que, en posición de retención, está insertado en dicho por lo menos un vaciado. Cuando se retira el taco, la expansión elástica de la parte intermedia aproxima la primera porción de unión a la segunda porción de unión, lo cual desplaza las primeras ramas y/o las segundas ramas hacia su posición o posiciones de anclaje.

65 Según un modo de realización de la invención, las primeras ramas tienen cada una de ellas una forma globalmente alargada y en el que las primeras ramas son sustancialmente paralelas en su posición de introducción y forman sustancialmente una "V" en su posición de anclaje.

En otros términos, las primeras ramas forman una "U" estrechada en posición de introducción y una "V" en

posición de anclaje. La forma en "V" está definida por un sector angular que está ventajosamente comprendido entre 20 grados y 60 grados.

5 Según una variante de la invención, las segundas ramas tienen cada una de ellas una forma globalmente alargada, las segundas ramas son sustancialmente paralelas en su posición de introducción, y las segundas ramas forman sustancialmente una "V" en su posición de anclaje. En otros términos, en esta variante, el implante quirúrgico tiene globalmente una forma de "H" estrechada en posiciones de introducción y de "X" en posiciones de anclaje.

10 Así, estas formas permiten una introducción fácil y un anclaje firme del implante quirúrgico en la primera porción de hueso y en la segunda porción de hueso.

15 Según una variante de la invención, las primeras ramas se extienden según una primera dirección longitudinal, las segundas ramas se extienden según una segunda dirección longitudinal, las primeras ramas y las segundas ramas forman un ángulo comprendido entre 150 grados y 180 grados en un plano que contiene la primera dirección longitudinal y la segunda dirección longitudinal.

20 Según un modo de realización de la invención, la parte intermedia comprende además i) una primera porción de conexión que une por lo menos dos primeras ramas, y ii) una segunda porción de conexión que une por lo menos dos segundas ramas, estando la primera porción de unión y la segunda porción de unión dispuestas respectivamente a uno y otro lado de la primera porción de conexión y a uno y otro lado de la segunda porción de conexión.

25 En este modo de realización, la primera porción de unión, la segunda porción de unión, la primera porción de conexión y la segunda porción de conexión definen dicho por lo menos un vaciado. Así, la parte intermedia puede presentar una gran resistencia mecánica y permitir una gran precisión geométrica de la deformación.

30 Según una variante de la invención, la primera porción de unión y la segunda porción de unión definen por lo menos un vaciado que presenta un contorno cerrado definido por la primera porción de unión, por la segunda porción de unión, por la primera porción de conexión y por la segunda porción de conexión. Así, dicho vaciado cerrado permite una gran precisión geométrica de la deformación.

35 Alternativamente, la parte intermedia presenta un vaciado que tiene un contorno abierto hacia la segunda parte de anclaje.

40 Según una variante de la invención, dicho por lo menos un vaciado contiene un elemento más deformable que la parte intermedia. Con este fin, el límite de deformación elástica o plástica del material que compone este elemento es inferior al límite de deformación plástica del material que compone la parte intermedia. Así, el elemento no impide ni ralentiza la deformación plástica que aproxima la primera porción de unión a la segunda porción de unión. Este elemento puede estar compuesto, por ejemplo, por un material polímero.

Según un modo de realización de la invención, por lo menos un vaciado tiene una forma oblonga, cuya longitud se extiende globalmente entre la primera parte de anclaje y la segunda parte de anclaje.

45 Así, un vaciado oblongo de este tipo necesita una pequeña carrera de deformación plástica, y por tanto, un apriete limitado por parte del cirujano.

50 Según un modo de realización de la invención, por lo menos un vaciado presenta una zona estrecha y una zona ancha que es más ancha que la zona estrecha, midiéndose las anchuras entre la primera porción de unión y la segunda porción de unión.

En particular, las anchuras se miden transversalmente a una dirección longitudinal según la cual se extienden las primeras ramas.

55 Por ejemplo, este vaciado puede presentar aproximadamente, en vista desde arriba, una forma de pera o de sillín de bicicleta. Así, una forma disimétrica de este tipo permite un desplazamiento de las primeras ramas más grande que el desplazamiento de las segundas ramas de manera que el implante quirúrgico se adapte a unas indicaciones específicas.

60 Según un modo de realización de la invención, la primera porción de unión presenta una primera cara que es convexa y que está orientada hacia la segunda porción de unión, teniendo la primera cara un perfil formado por un arco de círculo cuyo radio es superior a 20 mm, preferentemente a 40 mm, y la segunda porción de unión presenta una segunda cara que es convexa y que está orientada hacia la primera porción de unión, teniendo la segunda cara un perfil formado por un arco de círculo cuyo radio es superior a 20 mm, preferentemente a 40 mm.

Así, estos arcos de círculo, cuando tiene lugar una deformación plástica, permiten obtener una gran precisión

geométrica en el desplazamiento de las primeras ramas y, si fuera necesario, de las segundas ramas.

Ventajosamente, los radios de los perfiles circulares son iguales.

- 5 Según una variante de la invención, la primera distancia de introducción está comprendida entre 0 y 2 mm y en la que la primera distancia de anclaje está comprendida entre 1 y 10 mm.

Así, estas dimensiones están particularmente adaptadas a las articulaciones interfalangianas de los pies o de las manos.

- 10 Según una variante de la invención, la segunda distancia de introducción está comprendida entre 0 y 2 mm y en la que la segunda distancia de anclaje está comprendida entre 1 y 10 mm.

- 15 Según un modo de realización de la invención, por lo menos la parte intermedia está compuesta por un material seleccionado de entre el grupo constituido:

- por una aleación de titanio, preferentemente de grado 1, 2, 3 o 4 según la norma ISO 5832-2 o ASTM F67, y
- 20 - por un acero inoxidable según la norma ISO 5832-1.

Por ejemplo, la parte intermedia en una aleación de titanio de este tipo presenta un rango de deformación plástica con un gran límite a la rotura y un límite de elasticidad relativamente pequeño, lo cual permite obtener la deformación plástica con un esfuerzo de compresión poco elevado.

- 25 Según una variante de la invención, por lo menos una de entre las primeras ramas y las segundas ramas presenta, sobre una cara externa respectiva, unos dentados configurados para el anclaje del implante quirúrgico respectivamente en la primera porción de hueso y en la segunda porción de hueso.

- 30 Ventajosamente, sobre la o cada parte extrema de una primera o segunda rama respectiva, unos dentados tienen forma de arpón.

Según un modo de realización de la invención, la parte intermedia comprende además por lo menos dos topes que se extienden sobresalientes sobre dos caras externas opuestas de la parte intermedia.

- 35 Así, los topes permiten posicionar precisamente un ancilar de apriete sobre la parte intermedia.

- Según una variante de la invención, en el caso de que la segunda parte de anclaje comprenda unas segundas ramas, la parte intermedia comprende cuatro topes, a saber, dos topes situados en el lado de las primeras ramas y dos topes situados en el lado de las segundas ramas. Ventajosamente, los topes situados en el lado de las primeras ramas son más grandes que los topes situados en el lado de las segundas ramas.

- 40 Ventajosamente, unas caras externas de la parte intermedia presentan, al lado de los topes, unos medios de fricción configurados para agarrar por rozamiento unas mordazas de un ancilar de apriete. Por ejemplo, estos medios de fricción pueden comprender unos dentados o unas rugosidades.

- 45 Por otra parte, la presente invención tiene por objeto un ancilar de apriete, configurado para apretar por lo menos un implante quirúrgico según la invención, comprendiendo el ancilar de apriete por lo menos dos mordazas y por lo menos una articulación que une dichas por lo menos dos mordazas, estando el ancilar de apriete caracterizado por que cada mordaza presenta un alojamiento respectivo de forma complementaria a una porción de unión respectiva de manera que agarre una cara externa respectiva de la parte intermedia, y por que dicha por lo menos una articulación está configurada de modo que un desplazamiento de las mordazas induzca un acercamiento de la primera porción de unión y de la segunda porción de unión.

- 50 Así, un ancilar de apriete de este tipo permite apretar el implante quirúrgico hasta obtener la deformación plástica antes mencionada.

Según un modo de realización de la invención, dicha por lo menos una articulación comprende un pestillo que presenta por lo menos un dentado de enclavamiento, siendo la articulación móvil entre:

- 60
- una posición abierta en la que las mordazas definen un espacio que permite la instalación del implante quirúrgico,
 - una posición de retención, en la que las mordazas agarran la caras externas respectivas de la parte intermedia, de modo que el ancilar de apriete retenga el implante quirúrgico,
 - 65 - una posición de apriete en la que las mordazas aprietan la parte intermedia de manera que se obtenga

dicho acercamiento.

Según un modo de realización de la invención, el pestillo está ligado a una de las mordazas por una unión de pivote, y el pestillo presenta una parte de manipulación, configurada para permitir que un cirujano manipule el pestillo de manera que mueva la articulación entre la posición abierta, la posición de retención y la posición de apriete.

Los modos de realización y las variantes mencionadas anteriormente se pueden considerar de forma aislada o según cualquier combinación técnicamente admisible.

La presente invención se comprenderá bien y sus ventajas se desprenderán también a la luz de la descripción que sigue, dada únicamente a título de ejemplo no limitativo y hecha con referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

- la figura 1 es una vista frontal de un implante quirúrgico de acuerdo con la invención, en configuración de introducción;
- la figura 2 es una vista en perspectiva del implante quirúrgico de la figura 1, en configuración de introducción;
- la figura 3 es una vista frontal del implante quirúrgico de la figura 1, en configuración de anclaje;
- la figura 4 es una vista a mayor escala del detalle IV de la figura 1;
- la figura 5 es una vista a mayor escala del detalle V de la figura 3;
- la figura 6 es una vista lateral del implante quirúrgico de la figura 1;
- la figura 7 es una vista similar a la figura 6 de un implante quirúrgico de acuerdo con una variante de la invención;
- la figura 8 es una vista en perspectiva de un ancilar de apriete de acuerdo con la invención y configurado para mantener y después apretar el implante quirúrgico de la figura 1;
- la figura 9 es una vista en perspectiva del ancilar de apriete de la figura 8 que retiene el implante quirúrgico de la figura 1;
- la figura 10 es una vista a mayor escala del detalle X de la figura 9;
- las figuras 11A y 11B son unas vistas esquemáticas y a mayor escala del centro de la figura 4; las figuras 11A y 11B ilustran dos posiciones diferentes para el apriete del implante quirúrgico;
- la figura 12 es una vista lateral de una parte del ancilar de apriete de la figura 8 en una posición abierta;
- la figura 13 es una vista similar a la figura 12 que ilustra el ancilar de apriete de la figura 12 en una posición de retención;
- la figura 14 es una vista similar a la figura 12 que ilustra el ancilar de apriete de la figura 12 en una posición según la posición de apriete de la figura 13;
- la figura 15 es una vista similar a la figura 12 que ilustra el ancilar de apriete de la figura 12 en una posición de apriete;
- la figura 16 es una vista esquemática del implante quirúrgico de la figura 1 en configuración de introducción; y
- la figura 17 es una vista similar a la figura 16 que ilustra el implante quirúrgico de la figura 1 en configuración de anclaje.

Las figuras 1, 2, 3, 4, 5 y 6 ilustran un implante quirúrgico 1 destinado a permitir una fusión entre una primera porción de hueso y una segunda porción de hueso. En el ejemplo de las figuras 16 y 17, la primera porción de hueso y la segunda porción de hueso son respectivamente una falange proximal P1 y una falange media P2 de un dedo del pie.

El implante quirúrgico 1 comprende una primera parte de anclaje 10 y una segunda parte de anclaje 20, que están configuradas respectivamente para ser ancladas en la falange proximal P1 y en la falange media P2.

La primera parte de anclaje 10 comprende dos primeras ramas 11 y 12. Las primeras ramas 11 y 12 son desplazables entre una posición de introducción (figuras 1, 2, 4, 16) y una posición de anclaje (figuras 3, 5, 17).

En posición de introducción (figuras 1, 4, 16), los extremos respectivos 11.1 y 12.1 de las primeras ramas 11 y 12 definen una primera distancia de introducción D10.1. La primera distancia de introducción D10.1 es relativamente pequeña, de manera que permita la introducción de las primeras ramas 11 y 12 en el interior de la falange proximal P1, como lo muestra la figura 16. En el ejemplo de las figuras 1 a 6, la primera distancia de introducción D10.1 es aproximadamente igual a 0,4 mm y la primera distancia de anclaje D10.2 es aproximadamente igual a 6 mm.

En posición de anclaje (figuras 3, 5, 17) los extremos respectivos 11.1 y 12.1 de las primeras ramas 11 y 12 definen una primera distancia de anclaje D10.2 que es más grande que la primera distancia de introducción D10.1. Como la primera distancia de anclaje D10.2 es relativamente grande, las primeras ramas 11 y 12 están adaptadas para anclar la primera parte de anclaje 10 en el interior de la falange proximal P1.

Las primeras ramas 11 y 12 tienen cada una de ellas una forma globalmente alargada y son sustancialmente paralelas en su posición de introducción (figuras 1, 4, 16) y forman sustancialmente una "U" estrechada en su posición de introducción (figuras 1, 4, 16). Las primeras ramas 11 y 12 forman sustancialmente una "V" en su posición de anclaje (figuras 3, 5, 17), en este caso, un sector angular A11.12 de aproximadamente 30 grados.

Además, el implante quirúrgico 1 comprende una parte intermedia 40 que une la primera parte de anclaje 10 a la segunda parte de anclaje 20. La parte intermedia 40 se extiende entre la primera parte de anclaje 10 y la segunda parte de anclaje 20.

La segunda parte de anclaje 20 comprende dos segundas ramas 21 y 22. Por tanto, el implante quirúrgico 1 tiene cuatro ramas 11, 12, 21 y 22 a razón de dos en cada lado de la parte intermedia 40. Las segundas ramas 21 y 22 son desplazables entre una posición de introducción (figuras 1, 4, 16) y una posición de anclaje (figuras 3, 5, 17).

Las segundas ramas 21 y 22 tienen cada una de ellas una forma globalmente alargada y son sustancialmente paralelas en su posición de introducción (figuras 1, 4, 16) y forman sustancialmente una "U" estrechada en su posición de introducción (figuras 1, 4, 16). Las segundas ramas 21 y 22 forman sustancialmente una "V" en su posición de anclaje (figuras 3, 5, 17), en este caso un sector angular A21.22 de aproximadamente 40 grados.

Por tanto, el implante quirúrgico 1 tiene globalmente una forma de "H" estrechada cuando las primeras ramas 11 y 12 y las segundas ramas 21 y 22 están en sus posiciones de introducción (figuras 1, 4, 16), y después de "X" cuando las primeras ramas 11 y 12 y las segundas ramas 21 y 22 están en sus posiciones de anclaje (figuras 3, 5, 17).

En posición de introducción (figuras 1, 4, 16), los extremos respectivos 21.1 y 22.1 de las segundas ramas 21 y 22 definen una segunda distancia de introducción D20.1. La segunda distancia de introducción D20.1 es relativamente pequeña, de manera que permita la introducción de las segundas ramas 21 y 22 en el interior de la falange media P2. En el ejemplo de las figuras 1 a 6, la segunda distancia de introducción D20.1 es aproximadamente igual a 1,5 mm y la segunda distancia de anclaje D20.2 es aproximadamente igual a 4,3 mm.

En posición de anclaje (figuras 3, 5, 17), los extremos respectivos 21.1 y 22.1 de las segundas ramas 21 y 22 definen una segunda distancia de anclaje D20.2 que es más grande que la segunda distancia de introducción D20.1. Como la segunda distancia de anclaje D20.2 es relativamente grande, las segundas ramas 21 y 22 están adaptadas para anclar la segunda parte de anclaje 20 en el interior de la falange media P2.

La parte intermedia 40 comprende:

- una primera porción de conexión 41 que conecta las dos primeras ramas 11 y 12,
- una primera porción de unión 42, que está dispuesta entre la primera parte de anclaje 10 y la segunda parte de anclaje 20, y
- una segunda porción de unión 44, que está dispuesta entre la primera parte de anclaje 10 y la segunda parte de anclaje 20.

La primera porción de unión 42 y la segunda porción de unión 44 están dispuestas a uno y otro lado del vaciado 48, de modo que la primera porción de unión 42 esté alejada de la segunda porción de unión 44. La primera porción de unión 42 se extiende sustancialmente entre la primera rama 11 y la segunda parte de anclaje 20. La segunda porción de unión 44 se extiende sustancialmente entre la segunda rama 12 y la segunda parte de anclaje 20.

La parte intermedia 40 comprende además un vaciado 48 que presenta en este caso un contorno cerrado. En el ejemplo de las figuras 1 a 6, el vaciado 48 tiene una forma oblonga, cuya longitud L48 se extiende globalmente

entre la primera parte de anclaje 10 y la segunda parte de anclaje 20.

La parte intermedia 40 comprende además una segunda porción de conexión 46 que conecta las segundas ramas 21 y 22. La primera porción de unión 42 y la segunda porción de unión 44 están dispuestas a uno y otro lado del vaciado 48. La primera porción de unión 42 y la segunda porción de unión 44 están dispuestas respectivamente a uno y otro lado de la primera porción de conexión 41 y a uno y otro lado de la segunda porción de conexión 46.

Como lo muestran las figuras 1 y 4, el contorno cerrado del vaciado 48 está definido por la primera porción de unión 42, por la segunda porción de unión 44, por la primera porción de conexión 41 y por la segunda porción de conexión 46.

La parte intermedia 40 está conformada de modo que un acercamiento de la primera porción de unión 42 y de la segunda porción de unión 44 desplace las primeras ramas 11 y 12 de su posición de introducción a su posición de anclaje.

En el ejemplo de las figuras 1 a 6, la parte intermedia 40 es plásticamente deformable de modo que una deformación plástica de la parte intermedia 40 que aproxima la primera porción de unión 42 a la segunda porción de unión 44 desplace las primeras ramas 11 y 12 de su posición de introducción (figuras 1, 4, 16) a su posición de anclaje (figuras 3, 5, 17).

En el ejemplo de las figuras 1 a 5, la deformación plástica de la parte intermedia 40 pone en contacto la primera porción de unión 42 y la segunda porción de unión 44, lo cual desplaza las primeras ramas 11 y 12 de la posición de introducción (figuras 1, 4, 16) a la posición de anclaje (figuras 3, 5, 17). Como lo muestran las figuras 3 y 5, después de la deformación plástica, la primera porción de unión 42 toca la segunda porción de unión 44.

La parte intermedia 40 está compuesta por una aleación de titanio de grado 2 (titanio T40) según la norma ISO 5832-2 o ASTM F67. La deformación plástica está realizada en este caso en el campo de la deformación plástica homogénea del material que compone la parte intermedia 40.

La comparación de las figuras 4 y 5 muestra el acercamiento que pone en contacto la primera porción de unión 42 y la segunda porción de unión 44 resultante de la deformación plástica de la parte intermedia 40.

De manera similar al desplazamiento de las primeras ramas 11 y 12, la parte intermedia 40 es plásticamente deformable de modo que una deformación plástica de la parte intermedia 40 que acerca la primera porción de unión 42 a la segunda porción de unión 44 desplace las segundas ramas 21 y 22 de su posición de introducción (figuras 1, 4, 16) a su posición de anclaje (figuras 3, 5, 17).

Las primeras ramas 11 y 12 son más largas que las segundas ramas 21 y 22. La relación entre una longitud de las primeras ramas 11 y 12 y una longitud de las segundas ramas 21 y 22 es en este caso aproximadamente igual a 3. Las primeras ramas 11 y 12 tienen la misma longitud. Las segundas ramas 21 y 22 tienen la misma longitud.

La longitud de cada primera rama 11 o 12 es en este caso aproximadamente igual a 11 mm. La longitud de cada segunda rama 21 o 22 es en este caso aproximadamente igual a 4 mm. La parte intermedia 40 tiene en este caso una longitud, medida según la dirección longitudinal de una primera rama 11 o 12, aproximadamente igual a 5 mm. La parte intermedia 40, la primera parte de anclaje 10 y la segunda parte de anclaje 20 tienen un espesor E1 aproximadamente igual a 1,5 mm.

Cada primera rama 11 o 12 y cada segunda rama 21 o 22 presenta, sobre una cara externa respectiva, unas muescas 11.5, 12.5 y 21.5, 22.5 que están configuradas para el anclaje del implante quirúrgico 1 respectivamente en la falange proximal P1 y en la falange media P2. En cada porción extrema de una primera 11, 12 o segunda 21, 22 rama respectiva, unos dentados 11.5, 12.5, 21.5 y 22.5 tienen forma de arpones.

En el ejemplo de las figuras 1 a 6, el implante quirúrgico 1 es monobloque. Por tanto, al igual que la parte intermedia 40, las primeras ramas 11 y 12 y las segundas ramas 21 y 22 están compuestas por una aleación de titanio de grado 2 según la norma ISO 5832-2 o ASTM F67.

Como lo muestran las figuras 3 y 5, después de la deformación plástica, la primera porción de unión 42 toca la segunda porción de unión 44, de modo que el vaciado 48 es muy reducido, incluso inexistente.

La primera porción de unión 42 presenta una primera cara 42.1 que es convexa y que está orientada hacia la segunda porción de unión 44. La primera cara 42.1 tiene un perfil formado por un arco de círculo cuyo radio es en este caso aproximadamente igual a 35 mm.

Asimismo, la segunda porción de unión 44 presenta una segunda cara 44.2 que es convexa y que está orientada hacia la primera porción de unión 42. La segunda cara 44.2 tiene un perfil formado por un arco de círculo cuyo

radio es en este caso aproximadamente igual a 35 mm.

Adicionalmente, la parte intermedia 40 comprende además cuatro topes 51, 52, 53 y 54 que se extienden sobresalientes sobre dos caras externas respectivas 55, 56 de la parte intermedia 40 que están opuestas. Los topes 51 y 52 se extienden sobresalientes sobre la cara externa 55, y unos topes 53 y 54 se extienden sobresalientes sobre la cara externa 56. Los dos topes 51 y 52 están situados en el lado de las primeras ramas 11 y 12, mientras que los topes 53 y 54 están situados en el lado de las segundas ramas 21 y 22.

Cada cara externa 55 o 56 de la parte intermedia 40 presenta, al lado de los topes 51, 52, 53, 54, unos medios de fricción no representados, dentados o rugosidades, que están configurados para agarrar por rozamiento unas mordazas de un anclar de apriete.

La figura 7 ilustra un implante quirúrgico 101 de acuerdo con una variante de la invención. El implante quirúrgico 101 es parecido al implante quirúrgico 1, con la excepción de las diferencias notables mencionadas a continuación. El implante quirúrgico 101 comprende una primera parte de anclaje 110, una segunda parte de anclaje 120 y una parte intermedia 140. La primera parte de anclaje 110 comprende dos primeras ramas 111 y 112 parecidas a las primeras ramas 11 y 12 del implante quirúrgico 1. La segunda parte de anclaje 120 comprende dos segundas ramas 121 y 122 parecidas a las segundas ramas 11 y 12 del implante quirúrgico 1.

El implante quirúrgico 101 difiere del implante quirúrgico 1, ya que las primeras ramas 111 y 112 se extienden según una primera dirección longitudinal X1, mientras que las segundas ramas 121 y 122 se extienden según una segunda dirección longitudinal X2. Así, las primeras ramas 111 y 112 y las segundas ramas 121 y 122 forman un ángulo A entre ellas.

El ángulo A es en este caso aproximadamente igual a 170 grados en un plano que contiene la primera dirección longitudinal X1 y la segunda dirección longitudinal X2. El ángulo A está representado en este caso en el plano de la figura 7, que es paralelo al plano que contiene la primera dirección longitudinal X1 y la segunda dirección longitudinal X2.

Las figuras 8, 9, 10, 12, 13, 14 y 15 ilustran un anclar de apriete 200 de acuerdo con la invención, que está configurado para apretar el implante quirúrgico 1 o 101. El anclar de apriete 200 comprende dos mordazas 201 y 202 y una articulación 204. La articulación 204 une las mordazas 201 y 202. El anclar de apriete 200 comprende además dos barras de prensión 205 y 206. Cada barra de prensión 205 o 206 es solidaria a una mordaza respectiva 201 o 202.

Cada mordaza 201 o 202 define un alojamiento respectivo 201.1 o 202.1 de forma complementaria a una porción de unión respectiva 42 o 44, de modo que cada mordaza 201 o 202 puede agarrar una cara externa respectiva 55 o 56 de la parte intermedia 40. En el ejemplo de las figuras 1 a 6, la primera porción de unión 42 y la segunda porción de unión 44 tienen cada una de ellas una sección de perfil rectangular. Por tanto, en el ejemplo de las figuras 8 a 15, cada alojamiento respectivo 201.1 o 202.1 definido por las mordazas 201 y 202 es globalmente paralelepípedo con perfil rectangular abierto sobre un lado, como muestra la figura 8.

La articulación 204 está configurada de modo que un desplazamiento de las mordazas 202 y 204 induzca una deformación plástica de la parte intermedia 40 que acerca la primera porción de unión 42 a la segunda porción de unión 44.

La articulación 204 comprende un pestillo 210 que presenta dos dentados de enclavamiento 211 y 212. La mordaza 205 presenta una espiga 205.5 configurada para cooperar con los dentados de enclavamiento 211 y 212 por complementariedad de formas. El pestillo 210 está unido a la mordaza 206 por una unión de pivote 214. El pestillo 210 presenta una parte de manipulación 210.1 que está configurada para permitir que un cirujano manipule el pestillo 210 de manera que mueva la articulación 204.

La articulación 204 es móvil entre:

- una posición abierta (figuras 8 y 12) en la que las mordazas 201 y 202 definen un espacio 215 que permite la instalación del implante quirúrgico 1; en posición abierta, la espiga 205.5 no coopera todavía con los dentados de enclavamiento 211 y 212;
- una posición de retención (figuras 9, 10 y 13), en la que las mordazas 201 y 202 agarran las caras externas respectivas 55 y 56 de la parte intermedia 40 de modo que el anclar de apriete 200 retenga el implante quirúrgico 1; en posición de retención, la espiga 205.5 está acoplada entre los dentados de enclavamiento 211 y 212;
- una posición de apriete (figura 15) en la que las mordazas 201 y 202 aprietan la parte intermedia 40 de manera que se alcance la deformación plástica prevista; en posición de apriete, la espiga 205.5 está liberado de los dentados de enclavamiento 211 y 212, de modo que la espiga 205.5 se encuentre bajo los dentados de enclavamiento 211 y 212.

Gracias a la porción de manipulación 210.1, el cirujano puede manipular el pestillo 210 de manera que mueva la articulación 204 entre la posición abierta (figuras 8 y 12), la posición de retención (figuras 9, 10 y 13) y la posición de apriete (figura 15). La figura ilustra el ancilar de apriete 200 en una posición según la posición de apriete (figura 13).

La figura 11A ilustra una primera posición de apriete del implante quirúrgico 1 con respecto al ancilar 200. La resultante de los esfuerzos de apriete ejercidos por las mordazas 201 y 202 sobre el implante quirúrgico 1 es soportada globalmente por un eje de resultante A.

En esta primera posición de apriete, el eje de resultante A pasa sustancialmente por el centro del vaciado 48 según una dirección longitudinal globalmente definida por las primeras ramas 11 y 12 en posiciones de introducción (figuras 1, 2 y 4).

En esta primera posición de apriete, los esfuerzos de apriete ejercidos por las mordazas 201 y 202 sobre el implante quirúrgico 1 se distribuyen uniformemente sobre la parte intermedia 40. Así, la deformación plástica de las primeras ramas y de las segundas ramas podría ser simétrica en el caso de que las primeras ramas y las segundas ramas sean simétricas.

La figura 11B ilustra una segunda posición de apriete del implante quirúrgico 1 con respecto al ancilar 200. La resultante de los esfuerzos de apriete ejercidos por las mordazas 201 y 202 sobre el implante quirúrgico 1 es soportada globalmente por el eje de resultante A.

En esta segunda posición de apriete, a diferencia de la primera posición de apriete ilustrada por la figura 11A, el eje de resultante A no pasa por el centro del vaciado 48, sino más cerca de la segunda parte de anclaje 20.

En esta segunda posición de apriete, los esfuerzos de apriete ejercidos por las mordazas 201 y 202 sobre el implante quirúrgico 1 no se distribuyen uniformemente sobre la parte intermedia 40. Así, la deformación plástica de las primeras ramas y de las segundas ramas no es simétrica. Las segundas ramas estarían más separadas que las primeras ramas.

Las figuras 16 y 17 ilustran el implante quirúrgico 1, respectivamente antes y después de la deformación plástica de la parte intermedia 40, por tanto, respectivamente, antes y después de la separación de las primeras ramas 11 y 12 y de las segundas ramas 21 y 22. La figura 16 ilustra así las primeras ramas 11 y 12 y las segundas ramas 21 y 22 en sus posiciones de introducción, mientras que la figura 17 ilustra las primeras ramas 11 y 12 y las segundas ramas 21 y 22 en sus posiciones de anclaje.

Por supuesto, la presente invención no está limitada a los ejemplos particulares descritos en la presente solicitud. Otros modos de realización al alcance del experto en la materia pueden contemplarse también sin apartarse por ello del marco de la presente invención.

REIVINDICACIONES

1. Implante quirúrgico (1), destinado a permitir una fusión entre una primera porción de hueso (P1) y una segunda porción de hueso (P2), comprendiendo el implante quirúrgico (1) por lo menos:

- una primera parte de anclaje (10) configurada para ser anclada en la primera porción de hueso (P1), comprendiendo la primera parte de anclaje (10) por lo menos dos primeras ramas (11, 12), siendo las primeras ramas (11, 12) desplazables entre:
 - una posición de introducción, en la que los extremos respectivos de las primeras ramas (11, 12) definen una primera distancia de introducción (D10.1) de manera que permita la introducción de las primeras ramas (11, 12) en el interior de la primera porción de hueso (P1), y
 - una posición de anclaje, en la que los extremos respectivos de las primeras ramas (11, 12) definen una primera distancia de anclaje (D10.2) más grande que la primera distancia de introducción (D10.1), de modo que las primeras ramas (11, 12) estén adaptadas para anclar la primera parte de anclaje (10) en el interior de la primera porción de hueso (P1),
- una segunda parte de anclaje (20) configurada para ser anclada en la segunda porción de hueso (P2),
- una parte intermedia (40) que une la primera parte de anclaje (10) a la segunda parte de anclaje (20);

estando el implante quirúrgico (1) caracterizado por que:

- la parte intermedia (40) comprende por lo menos:
 - un vaciado (48),
 - una primera porción de unión (42) dispuesta entre la primera parte de anclaje (10) y la segunda parte de anclaje (20), y
 - una segunda porción de unión (44) dispuesta entre la primera parte de anclaje (10) y la segunda parte de anclaje (20), estando la primera porción de unión (42) y la segunda porción de unión (44) dispuestas a uno y otro lado de dicho por lo menos un vaciado (48) de modo que la primera porción de unión (42) esté alejada de la segunda porción de unión (44), y
- la parte intermedia (40) está conformada de modo que un acercamiento de la primera porción de unión (42) y de la segunda porción de unión (44) desplace las primeras ramas (11, 12) de su posición de introducción a su posición de anclaje.

2. Implante quirúrgico (1) según la reivindicación 1, en el que la segunda parte de anclaje (20) comprende por lo menos dos segundas ramas (21, 22), siendo las segundas ramas (21, 22) desplazables entre:

- una posición de introducción, en la que los extremos respectivos de las segundas ramas (21, 22) definen una segunda distancia de introducción (D20.1) de manera que permita la introducción de las segundas ramas (21, 22) en el interior de la segunda porción de hueso (P2), y
- una posición de anclaje en la que los extremos respectivos de las segundas ramas (21, 22) definen una segunda distancia de anclaje (D20.2) más grande que la segunda distancia de introducción (D20.1) de modo que las segundas ramas (21, 22) estén adaptadas para anclar la segunda parte de anclaje (20) en el interior de la segunda porción de hueso (P2),

en el que la parte intermedia (40) está conformada de modo que un acercamiento de la primera porción de unión (42) y de la segunda porción de unión (44) desplace las segundas ramas (21, 22) de su posición de introducción a su posición de anclaje.

3. Implante quirúrgico (1) según la reivindicación 1 o 2, en el que la parte intermedia (40) es plásticamente deformable de modo que una deformación plástica de la parte intermedia (40) que aproxima la primera porción de unión (42) y la segunda porción de unión (44) desplace las primeras ramas (11, 12) y/o las segundas ramas (21, 22) de su posición o posiciones de introducción a su posición o posiciones de anclaje.

4. Implante quirúrgico según la reivindicación 1 o 2, en el que la parte intermedia es elásticamente deformable, de modo que una expansión elástica de la parte intermedia que aproxima la primera porción de unión y la segunda porción de unión desplace las primeras ramas y/o las segundas ramas de su posición o posiciones de introducción a su posición o posiciones de anclaje.

5. Implante quirúrgico (1) según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que las primeras ramas (11,

12) tienen cada una de ellas una forma globalmente alargada, y en el que las primeras ramas (11, 12) son sustancialmente paralelas en su posición de introducción y forman sustancialmente una "V" en su posición de anclaje.

5 6. Implante quirúrgico (1) según la reivindicación 2, en el que la parte intermedia (40) comprende además una primera porción de conexión (41) que conecta por lo menos dos primeras ramas (11, 12), conectando una segunda porción de conexión (46) por lo menos dos segundas ramas (21, 22), estando la primera porción de unión (42) y la segunda porción de unión (44) dispuestas respectivamente a uno y otro lado de la primera porción de conexión (41) y a uno y otro lado de la segunda porción de conexión (46).

10 7. Implante quirúrgico (1) según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que por lo menos un vaciado (48) presenta una forma oblonga, cuya longitud se extiende globalmente entre la primera parte de anclaje (10) y la segunda parte de anclaje (20).

15 8. Implante quirúrgico según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que por lo menos un vaciado presenta una zona estrecha y una zona ancha que es más ancha que la zona estrecha, midiéndose las anchuras entre la primera porción de unión y la segunda porción de unión.

20 9. Implante quirúrgico (1) según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la primera porción de unión (42) presenta una primera cara (42.1) que es convexa y que está orientada hacia la segunda porción de unión (44), presentando la primera cara (42.1) un perfil formado por un arco de círculo cuyo radio es superior a 20 mm, preferentemente a 40 mm, y en el que la segunda porción de unión (44) presenta una segunda cara (44.2) que es convexa y que está orientada hacia la primera porción de unión (42), teniendo la segunda cara (44.2) un perfil formado por un arco de círculo cuyo radio es superior a 20 mm, preferentemente a 40 mm.

25 10. Implante quirúrgico (1) según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que por lo menos la parte intermedia (40) está compuesta por un material seleccionado de entre el grupo constituido:

- 30 - por una aleación de titanio, preferentemente de grado 1, 2, 3 o 4 según la norma ISO 5832-2 o ASTM F67, y
- por un acero inoxidable según la norma ISO 5832-1.

35 11. Implante quirúrgico (1) según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la parte intermedia (40) comprende además por lo menos dos topos (51, 52, 53, 54) que se extienden sobresalientes sobre dos caras externas (55, 56) opuestas de la parte intermedia (40).

40 12. Ancilar de apriete (200, 300), configurado para apretar por lo menos un implante quirúrgico (1) según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, comprendiendo el ancilar de apriete (200, 300) por lo menos dos mordazas (201, 202; 301, 302) y por lo menos una articulación (204) que une dichas por lo menos dos mordazas (201, 202; 301, 302), estando el ancilar de apriete (200) caracterizado por que cada mordaza (201, 202; 301, 302) presenta un alojamiento respectivo (201.1, 202.1; 301.1, 301.2, 302.1, 302.2) de forma complementaria a una porción de unión respectiva (40) de manera que agarre una cara externa respectiva (55, 56) de la parte intermedia (40), y por que dicha por lo menos una articulación (204) está configurada de modo que un desplazamiento de las mordazas (201, 202; 301, 302) induzca un acercamiento de la primera porción de unión (42) y de la segunda porción de unión (44).

45 13. Ancilar de apriete según la reivindicación 12, en el que dicha por lo menos una articulación (204) comprende un pestillo (210) que presenta por lo menos un dentado de enclavamiento, siendo la articulación (204) móvil entre:

- una posición abierta, en la que las mordazas (201, 202; 301, 302) definen un espacio (215) que permite la instalación del implante quirúrgico (1),
- 55 - una posición de retención, en la que las mordazas (201, 202; 301, 302) agarran las caras externas respectivas (55, 56) de la parte intermedia (40), de modo que el ancilar de apriete (200, 300) retenga el implante quirúrgico (1),
- una posición de apriete, en la que las mordazas (201, 202; 301, 302) aprietan la parte intermedia (40) de manera que se obtenga dicho acercamiento.
- 60

14. Ancilar de apriete (200, 300) según la reivindicación 13, en el que el pestillo está unido a una de las mordazas (201, 202; 301, 302) por una unión de pivote (214), y en el que el pestillo (210) presenta una parte de manipulación (210.1) configurada para permitir que un cirujano manipule el pestillo (210) de manera que mueva la articulación (204) entre la posición abierta, la posición de retención y la posición de apriete.

65

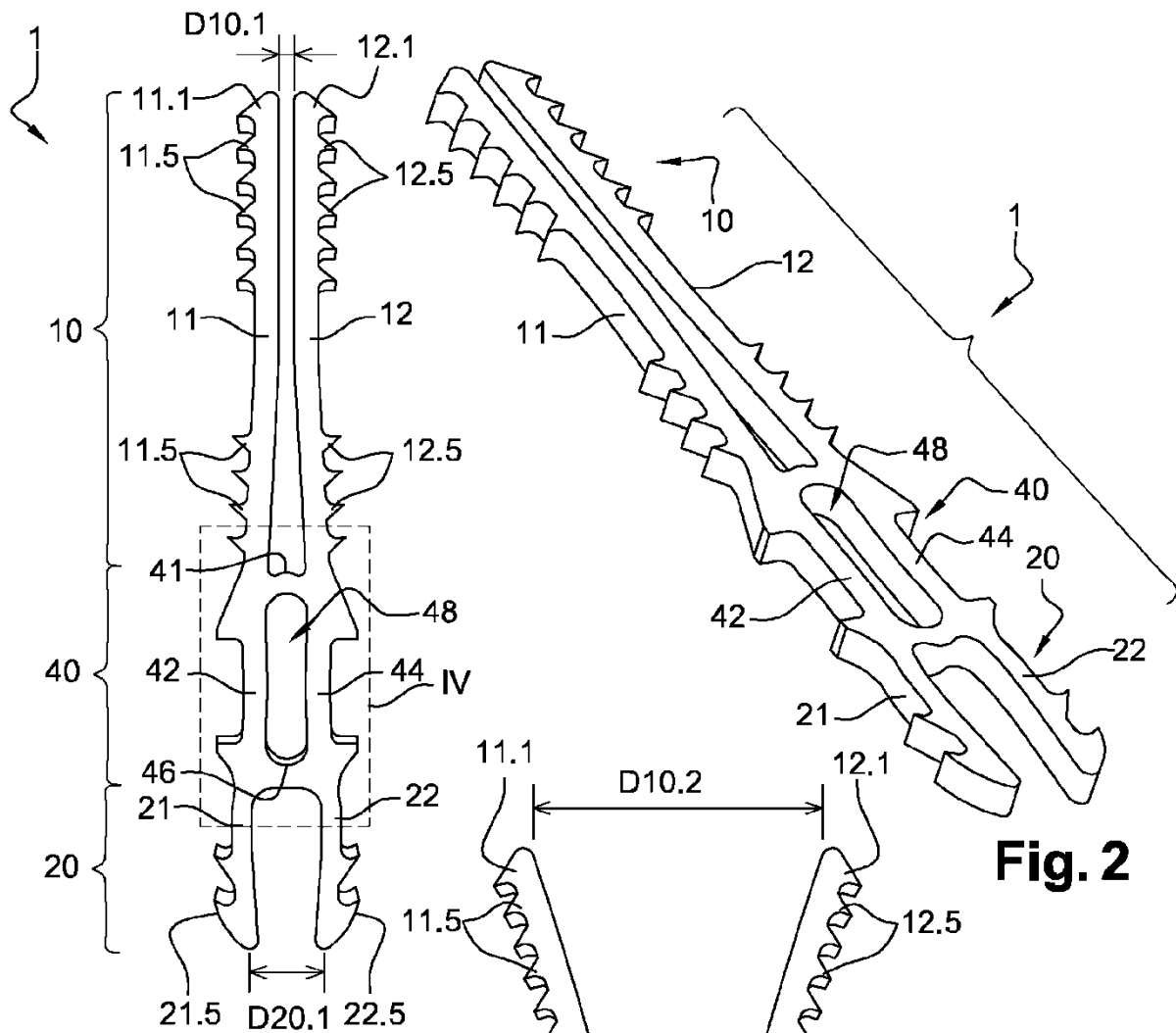


Fig. 1

Fig. 2

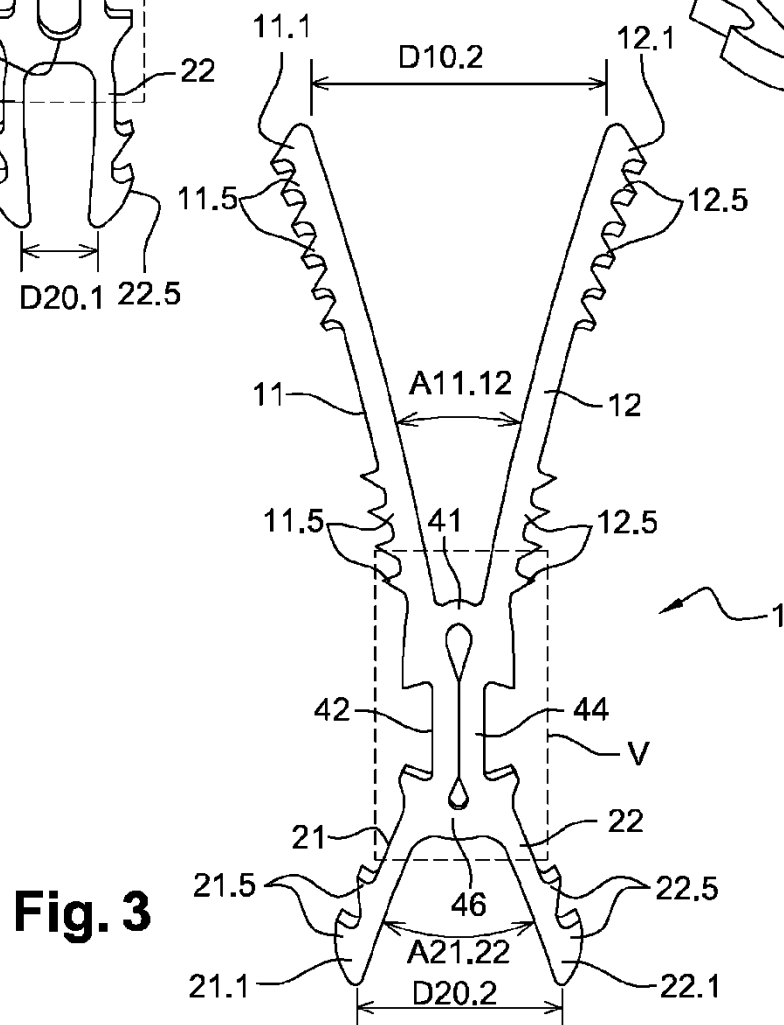
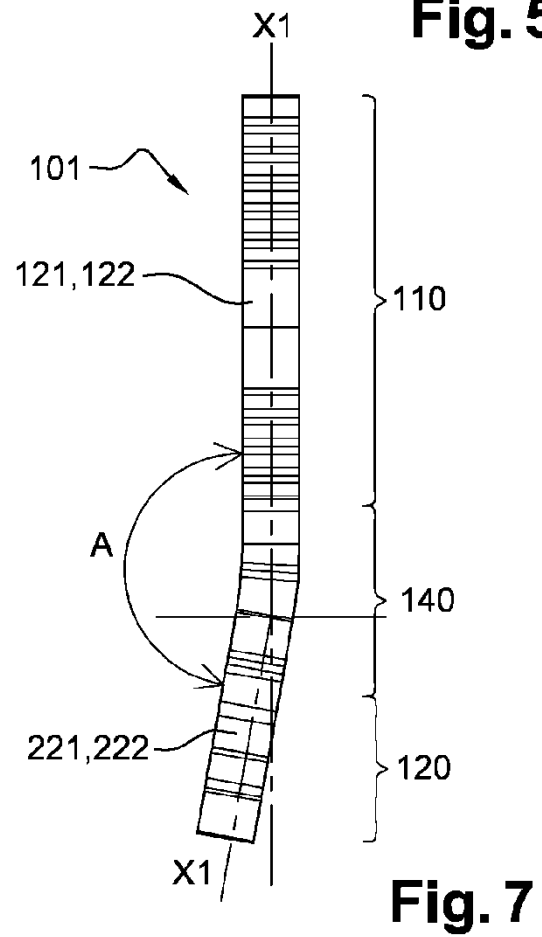
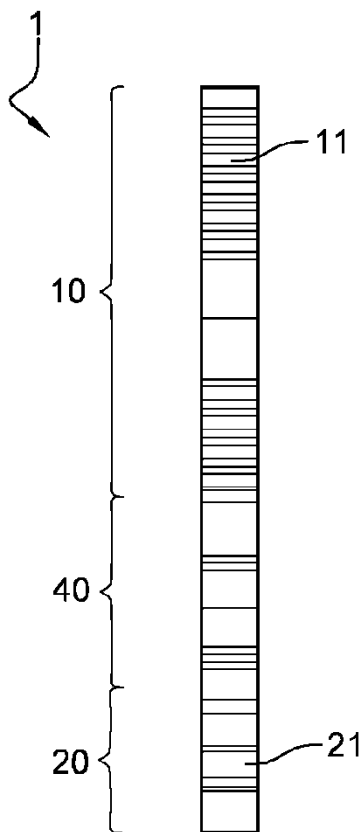
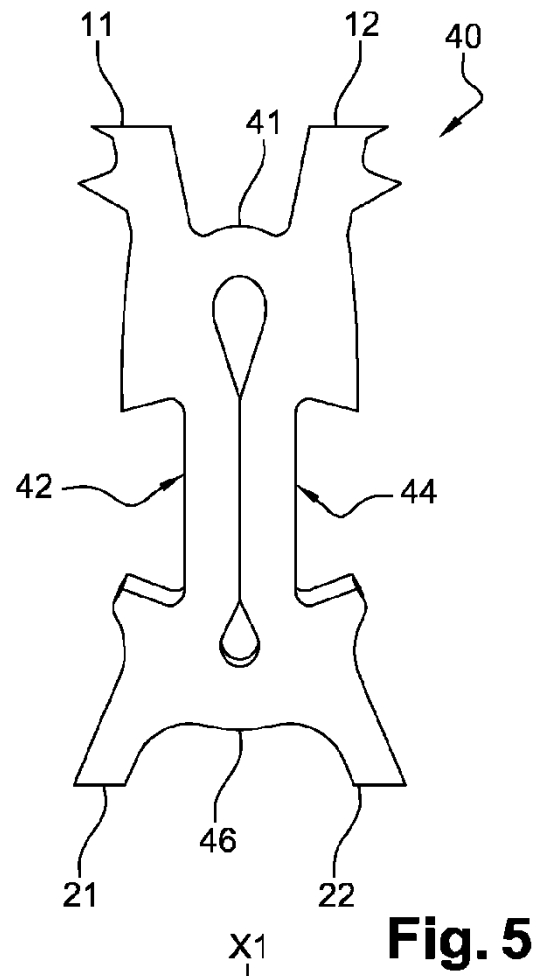
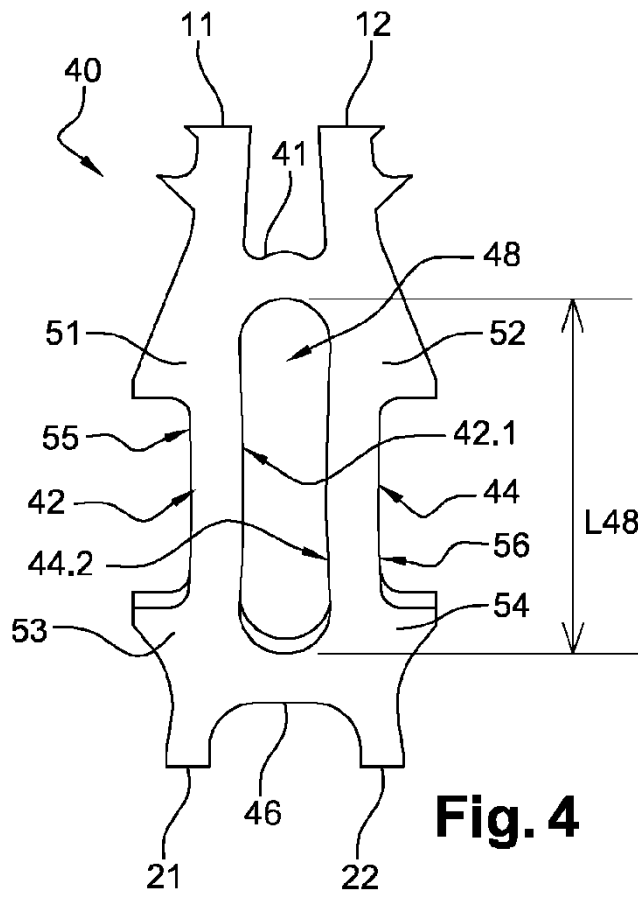
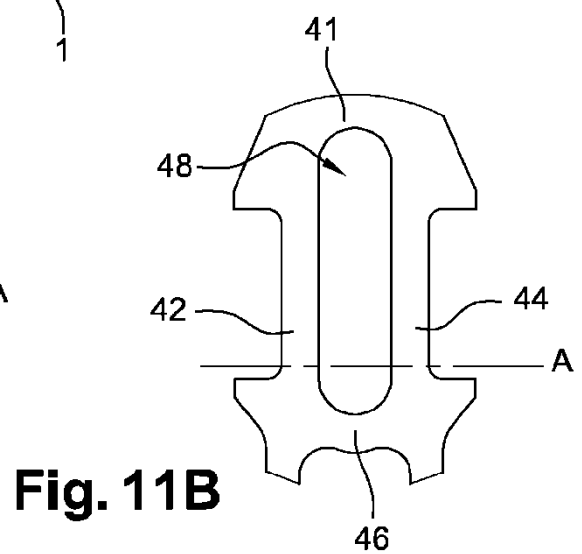
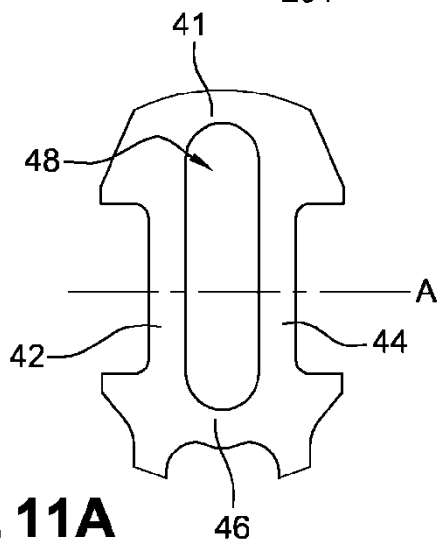
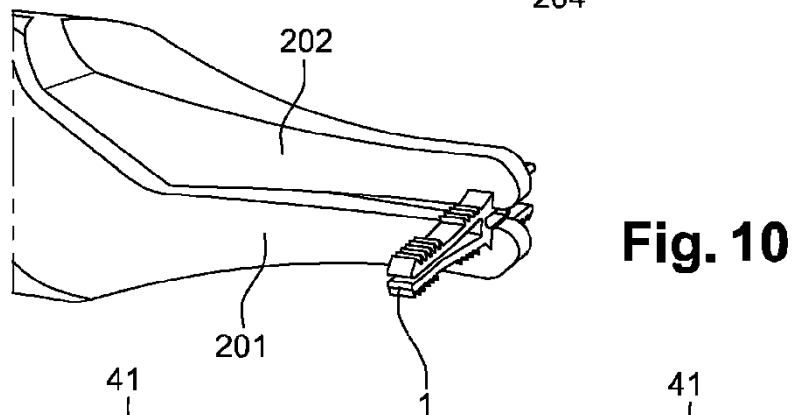
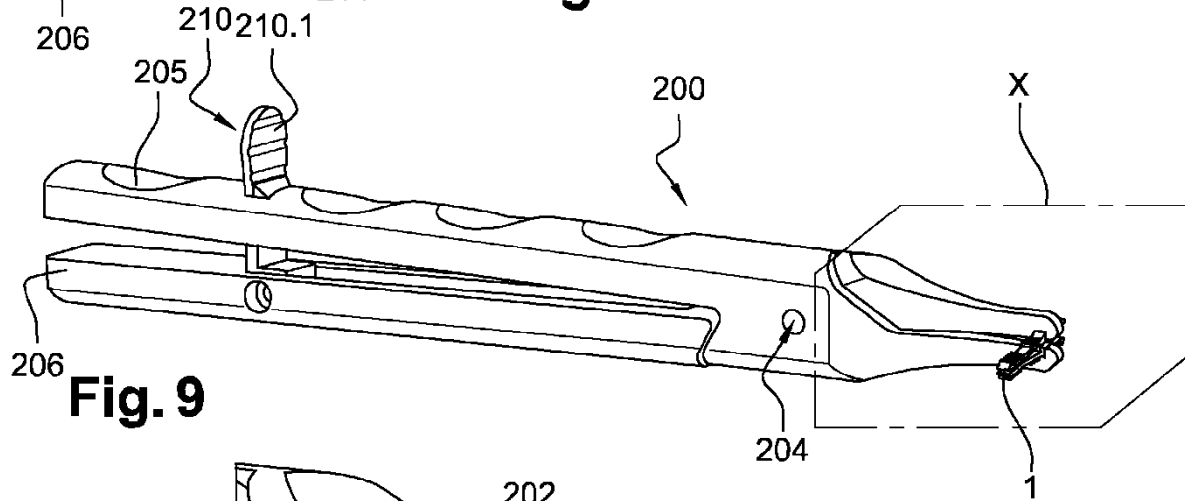
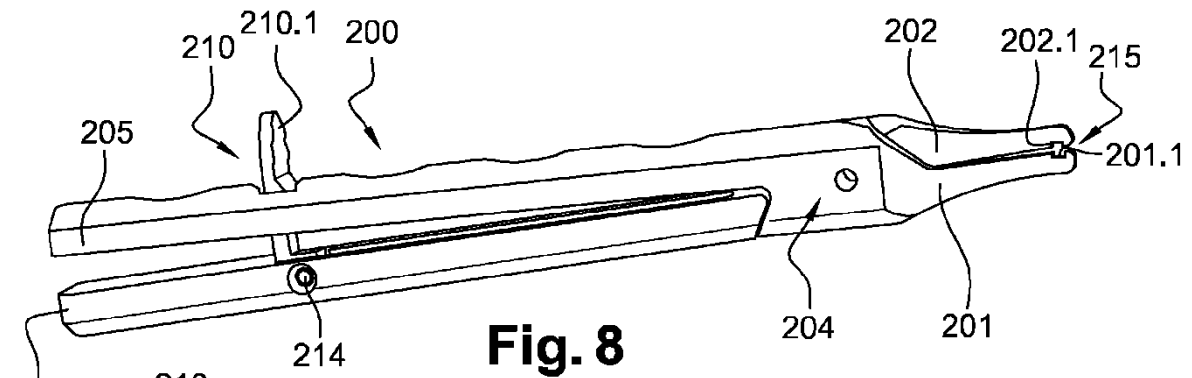


Fig. 3





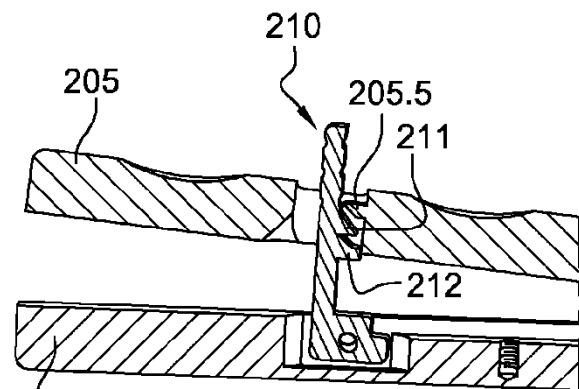


Fig. 12

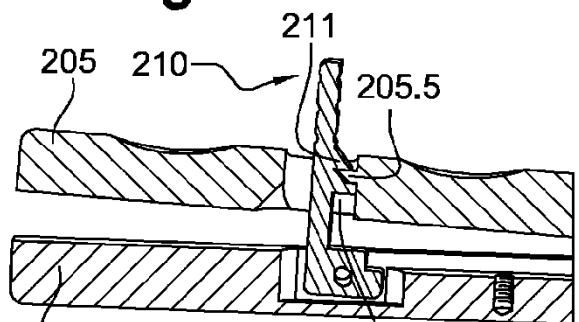


Fig. 13

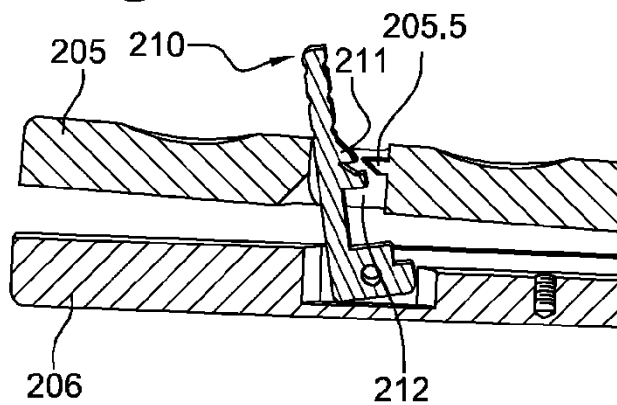


Fig. 14

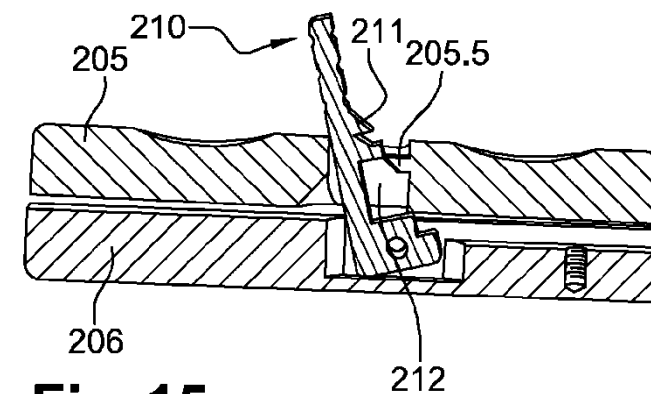


Fig. 15

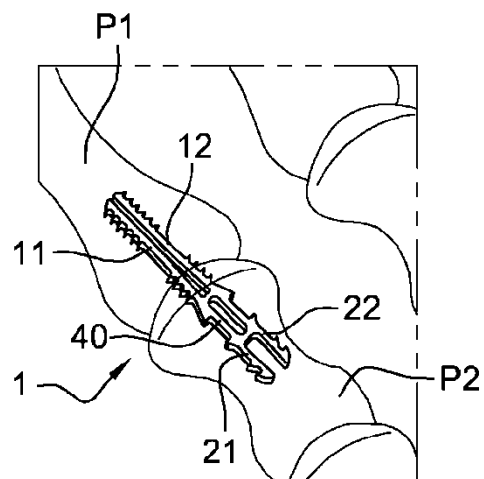


Fig. 16

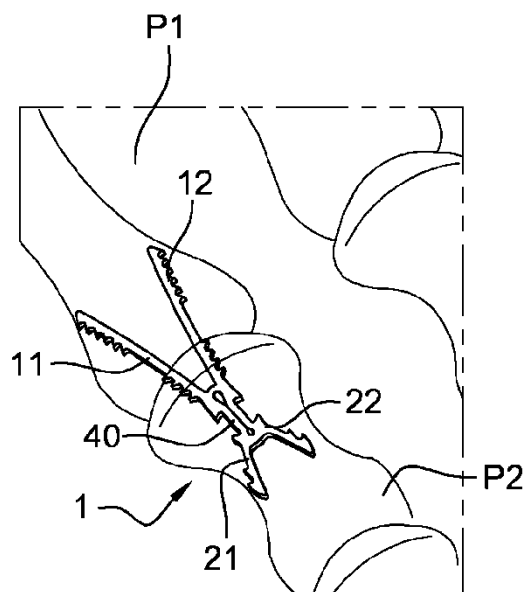


Fig. 17