

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 966 660**

51 Int. Cl.:

A61F 2/38

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **25.02.2020** **PCT/EP2020/054937**

87 Fecha y número de publicación internacional: **03.09.2020** **WO20173956**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **25.02.2020** **E 20705754 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **11.10.2023** **EP 3930634**

54 Título: **Placa de base tibial para componente tibial de una prótesis de rodilla, componente tibial que comprende la placa de base tibial y método de fabricación de la placa de base tibial**

30 Prioridad:

28.02.2019 EP 19160133

19.03.2019 EP 19163638

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
23.04.2024

73 Titular/es:

LIMACORPORATE S.P.A. (50.0%)

Via Nazionale, 52

33038 Villanova di San Daniele del Friuli (UD), IT y

**NEW YORK SOCIETY FOR THE RELIEF OF THE
RUPTURED AND CRIPPLED, MAINTAINING THE
HOSPITAL FOR SPECIAL SURGERY (50.0%)**

72 Inventor/es:

CATANI, FABIO;

DE MARTINO, IVAN;

FIEDLER, CHRISTOPH;

LIPMAN, JOSEPH D.;

LO, DARRICK;

PRESSACCO, MICHELE;

QUEVEDO GONZALEZ, FERNANDO J.;

SCULCO, PETER K.;

SCULCO, THOMAS P. y

WRIGHT, TIMOTHY M.

74 Agente/Representante:

ARIAS SANZ, Juan

ES 2 966 660 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

Placa de base tibial para componente tibial de una prótesis de rodilla, componente tibial que comprende la placa de base tibial y método de fabricación de la placa de base tibial

Campo de aplicación

- 5 La presente invención se refiere a una placa de base tibial para componente tibial de una prótesis de rodilla. Más particularmente, a una placa de base tibial del tipo que comprende al menos una porción porosa para permitir el crecimiento infiltrante de hueso.

Dicha placa de base tibial puede usarse de manera adecuada en un componente tibial no cementado de una prótesis de rodilla.

- 10 La invención también se refiere a un componente tibial que comprende dicha placa de base tibial y a un método de fabricación de dicha placa de base tibial.

La invención también se refiere a un kit que comprende la placa de base tibial y una herramienta de extracción de implantes.

Antecedentes de la técnica

- 15 Como se conoce en este campo técnico, una prótesis total de rodilla comprende normalmente dos componentes de prótesis que se articulan entre sí que replican la cinemática de la articulación natural: un componente femoral que se unirá a un extremo distal del fémur y un componente tibial que se unirá a un extremo proximal de la tibia.

- 20 El componente tibial, a su vez, comprende una placa de base metálica unida a la meseta tibial cortada previamente de manera transversal. En la parte superior de la placa de base metálica se fija habitualmente un revestimiento polimérico que actúa como un cojinete de bajo desgaste sobre el que se articula el componente femoral.

Dependiendo del tipo de fijación al hueso, las prótesis usadas en esta técnica se denominan cementadas o no cementadas.

En las prótesis de rodilla cementadas, los componentes se fijan al hueso por medio de cemento óseo. Por el contrario, las prótesis de rodilla no cementadas se fijan directamente al hueso.

- 25 Para promover la osteointegración del implante, una placa de base no cementada habitualmente está dotada de un material poroso que se coloca en contacto con el hueso con el fin de permitir el crecimiento infiltrante de hueso. Habitualmente también se proporcionan elementos de estabilización para insertarse en el hueso que se extienden desde una superficie de contacto con el hueso de la placa de base.

- 30 Más particularmente, un componente tibial monolítico comprende una placa de base realizada completamente de un material poroso que se pega o fusiona por debajo de un revestimiento polimérico.

Un componente tibial no cementado también puede ser modular. En este caso, el componente tibial está dotado de una placa de base que permite acoplar de manera extraíble el revestimiento polimérico. De este modo, el cirujano puede elegir entre diferentes alturas para equilibrar la articulación de rodilla y también sustituir el revestimiento en caso de daños.

- 35 En este tipo de componentes, la placa de base comprende dos porciones: una porción maciza proximal que tiene una superficie proximal diseñada para alojar el revestimiento y una porción porosa distal que tiene una superficie distal para entrar en contacto con la meseta tibial.

La porción porosa se pega o fusiona por debajo de la porción maciza.

- 40 Aunque son ventajosos en diversos aspectos y responden sustancialmente al propósito, los componentes tibiales no cementados de la técnica anterior tienen una serie de inconvenientes, más particularmente debido a la presencia de una superficie de contacto (pasta o material fundido) entre el revestimiento y la placa de base (componente tibial modular) y entre las porciones maciza y porosa de la placa de base (tecnología de la técnica anterior de añadir en una segunda etapa la porción porosa a la maciza).

- 45 Debido a las cargas cíclicas que sufre el componente tibial durante toda la duración del implante, la presencia de una superficie de contacto entre la porción maciza y la porosa facilita fenómenos de degradación tales como la deslaminación y el efecto galvánico. Estos fenómenos de degradación disminuyen la solidez estructural y la resistencia mecánica de la superficie de contacto provocando el fallo del implante.

Más particularmente, dichos fenómenos pueden provocar una transferencia de carga incorrecta al hueso, lo que promueve una resorción ósea que determina al menos un desprendimiento parcial del implante.

- 50 El documento EP2774581A1 se refiere a una prótesis de cadera femoral monolítica (de una sola pieza) y más

particularmente a un componente de vástago de cadera femoral que tiene una forma anatómica que produce un contacto línea a línea con un canal medular femoral preparado. Este documento da a conocer una placa de base tibial para un componente tibial de una prótesis de rodilla que comprende:

5 - una porción masiva que comprende una superficie orientada proximalmente adaptada para alojar un elemento de apoyo para la articulación de un componente femoral de la prótesis de rodilla,

- una porción porosa para permitir el crecimiento infiltrante de hueso y solidaria con la porción maciza masiva que tiene una superficie de contacto de porción porosa opuesta a la superficie orientada proximalmente adaptada para entrar en contacto con una tibia proximal, en la que la porción porosa se incorpora sin juntas en la porción maciza masiva, estando incrustada la porción porosa en la porción maciza masiva.

10 El documento WO2017/098316A1 se refiere a un dispositivo protésico, que puede implantarse permanentemente en un hueso o sitio de articulación de un paciente, para tratar una lesión ósea o una fractura ósea y para la prevención y/o el tratamiento de una infección que puede surgir o que ha surgido en el hueso o sitio de articulación del cuerpo humano.

15 El problema técnico que subyace a la presente invención es el de proporcionar una placa de base que tenga características estructurales y funcionales, que permitan superar los inconvenientes de la técnica anterior y, más particularmente, que tenga solidez estructural y resistencia mecánica altas, además de garantizar una fijación adecuada al hueso y estabilidad de implante durante toda la duración del implante.

Otro objetivo de la presente invención es proporcionar un componente tibial que comprenda una placa de base tibial innovadora mencionada anteriormente y un método de fabricación de una placa de base tibial de este tipo.

20 **Sumario de la invención**

El problema técnico identificado anteriormente se resuelve mediante una placa de base tibial para componente tibial de una prótesis de rodilla tal como se define en la reivindicación 1.

La placa de base tibial para componente tibial de una prótesis de rodilla comprende:

25 - una porción maciza masiva que comprende una superficie orientada proximalmente adaptada para alojar un elemento de apoyo para la articulación de un componente femoral de la prótesis de rodilla;

- una pluralidad de porciones porosas solidarias con dicha porción maciza masiva que tienen una superficie de contacto de porción porosa opuesta a dicha superficie orientada proximalmente adaptada para entrar en contacto con una tibia proximal;

30 en la que la pluralidad de porciones porosas están incrustadas sin juntas en la porción maciza masiva y están incrustadas en la porción maciza masiva.

Dicho de otro modo, la placa de base tibial es un elemento único que comprende una porción masiva de material macizo y una pluralidad de porciones de material poroso que están integradas en la porción masiva con una transición sin juntas entre el material poroso y el macizo.

35 La ausencia de superficies de contacto confiere a la placa de base una solidez estructural y resistencia de adhesión aumentadas con respecto a las placas de base tibiales de la técnica anterior, reduciendo el riesgo de deslaminación, desprendimiento y efectos galvánicos típicos de los recubrimientos macrorrugosos.

La placa de base tibial puede realizarse de titanio o aleación de titanio.

La placa de base tibial se fabrica complemente por medio de fabricación aditiva, tal como por ejemplo fusión por haz de electrones, incluso en una sola etapa.

40 La fabricación aditiva permite construir toda la placa de base tibial capa por capa. De este modo, es posible producir placas de base tibiales que tengan estructuras complejas, tal como con porciones porosas incorporadas en una masa maciza, sin producir por separado porciones macizas y porosas y luego ensamblarlas juntas como las placas de base de la técnica anterior.

45 La porción porosa puede crearse con un grosor de entre 0,8 y 1,2 mm, por ejemplo 1,2 mm, permitiendo que la estructura porosa esté completamente interconectada, lo que proporciona una base óptima para el crecimiento infiltrante de hueso.

De este modo se optimiza la razón entre el grosor de las fases maciza y porosa para garantizar buenas condiciones de crecimiento infiltrante de hueso y reducir los micromovimientos cuando se implanta la placa de base.

50 La placa de base tibial comprende una pluralidad de porciones porosas incorporadas en la porción maciza masiva, con porciones porosas separadas entre sí por parte de la porción maciza masiva. Dicho de otro modo, las porciones

porosas están incrustadas en la porción maciza masiva. Las partes macizas entre las porciones porosas actúan como refuerzo de toda la estructura aumentando la resistencia de la placa de base.

- 5 La placa de base tibial puede comprender al menos un elemento de estabilización adaptado para insertarse en la tibia proximal que se extiende distalmente desde una superficie de contacto con el hueso de la placa de base tibial opuesta a la superficie orientada proximal y adaptado para colocarse directamente en contacto con el tejido óseo de una meseta tibial cortada.

Más particularmente, los elementos de estabilización pueden extenderse desde la pluralidad de porciones porosas.

- 10 El al menos un elemento de estabilización está realizado parcial o completamente de un material poroso, por ejemplo el mismo de las porciones porosas, con el fin de reducir adicionalmente los micromovimientos y mejorar la transferencia de carga.

Un elemento de estabilización poroso es más fácil de cortar con respecto a uno macizo.

El al menos un elemento de estabilización puede ubicarse de manera anterior respecto a la placa de base tibial para reducir el micromovimiento y evitar el despegue de la placa de base tibial debido a una carga posterior o trasera cuando se implanta.

- 15 Más particularmente, puede proporcionarse una espiga de manera anterior. Esta espiga tiene una forma sustancialmente piramidal con una base sustancialmente triangular con lados cóncavos. Esta base triangular tiene al menos un lado que es más largo que los demás. Más particularmente, la base de la pirámide puede ser sustancialmente un triángulo equilátero con su base ubicada de manera anterior con respecto a la punta de la espiga.

- 20 El al menos un elemento de estabilización también puede comprender un cuerpo de base realizado de un material poroso y una punta realizada de un material macizo; el material macizo facilita la inserción en la tibia proximal y limita el crecimiento infiltrante de hueso en dicha punta, facilitando la revisión.

- 25 La placa de base tibial puede comprender al menos dos elementos de estabilización ubicados de manera posterior con respecto al plano frontal de la placa de base tibial. La placa de base tibial puede tener dos elementos de estabilización posteriores alineados en dirección mediolateral y separados por una distancia lineal que varía dependiendo del tamaño de la placa de base tibial.

Por ejemplo, la distancia lineal puede ser de desde 24,7 hasta 50,7 mm o desde el 40,95 % hasta el 61,6 % del tamaño de la placa de base tibial.

- 30 Los elementos de estabilización posteriores pueden ubicarse en el 55 % de la anchura anteroposterior de la placa de base. Este posicionamiento contribuye a minimizar los micromovimientos y al mismo tiempo reduce el riesgo de penetrar en la corteza posterior de la tibia. En realizaciones alternativas, los elementos de estabilización posteriores pueden no estar alineados.

Los elementos de estabilización posteriores pueden estar realizados completamente de un material poroso.

- 35 La placa de base tibial puede tener una forma simétrica respecto al plano sagital central. Una realización alternativa puede ser asimétrica respecto al plano sagital central.

La pluralidad de porciones porosas pueden distribuirse en un patrón que optimice la integración ósea y la transferencia de carga al hueso por debajo de la placa de base. La pluralidad de porciones porosas pueden definir un patrón simétrico respecto al plano sagital central.

- 40 El problema técnico también se resuelve mediante un método de fabricación de una placa de base tibial tal como se comentó anteriormente, que comprende fabricar la placa de base tibial capa por capa mediante fabricación aditiva, tal como por ejemplo EBM.

El problema técnico también se resuelve mediante un componente tibial para una prótesis de rodilla que comprende la placa de base tibial tal como se comentó anteriormente y un elemento de apoyo adaptado para alojarse sobre la superficie orientada proximalmente de la placa de base tibial.

- 45 El al menos un elemento de estabilización puede cortarse ventajosamente por medio de una herramienta de extracción de implantes que comprende una guía de corte adaptada para guiar una hoja de sierra dentro del al menos un elemento de estabilización y un adaptador que sujeta la guía de corte adaptado para bloquear la herramienta de extracción de implantes a la placa de base tibial; comprendiendo el adaptador una primera parte de adaptador y una segunda parte de adaptador adaptada para hacer tope contra una pared que rodea la superficie orientada proximal de la placa de base tibial que define un asiento cuando dicho adaptador se inserta en el asiento; en el que la primera parte de adaptador y la segunda parte de adaptador pueden alejarse entre sí en una dirección paralela a la superficie orientada proximal que hace tope con la primera parte de adaptador y la segunda parte de adaptador en la pared que bloquea el adaptador a la placa de base tibial.
- 50

La segunda parte de adaptador comprende una extensión modular de segunda parte de adaptador que está conformada para adaptar el adaptador para ajustarse a un asiento de una placa de base tibial de un tamaño determinado; pudiendo reemplazarse la extensión modular de segunda parte de adaptador por otra extensión modular de segunda parte de adaptador adaptada para un asiento de la placa de base tibial de tamaño diferente.

- 5 Al proporcionar una pluralidad de extensiones modulares de segunda parte de adaptador, la herramienta de extracción de implantes puede adaptarse a placas de base tibiales de diferentes tamaños, formas y/o dimensiones.

El adaptador también puede comprender dientes de adaptador diseñados para insertarse debajo de dientes respectivos de la placa de base tibial para sujetar el adaptador en el asiento. Ventajosamente, los dientes de la placa de base tibial pueden ser los mismos que se usan para sujetar un elemento de apoyo en el asiento.

- 10 Dicho de otro modo, la herramienta de extracción de implantes puede fijarse a la placa de base tibial usando las mismas características usadas para alojar el elemento de apoyo.

La guía de corte puede tener una forma sustancialmente arqueada que siga un perfil redondeado de la placa de base tibial, más particularmente un perfil anterior de la placa de base tibial.

- 15 La herramienta de extracción de implantes puede comprender un mecanismo deslizante para mover de manera alternativa las partes de adaptador primera y segunda.

El mecanismo deslizante puede comprender una palanca con un primer extremo de palanca articulado a la segunda parte de adaptador y otro punto de la palanca obligado a trasladarse con respecto a la primera parte de adaptador en una dirección de deslizamiento ortogonal a la dirección de movimiento de las partes de adaptador primera y segunda.

- 20 De este modo, una rotación de la palanca en un primer sentido de rotación aleja las partes de adaptador primera y segunda entre sí y una rotación de la palanca en un segundo sentido de rotación opuesto al primer sentido de rotación acerca las partes de adaptador primera y segunda.

- 25 La herramienta de extracción de implantes puede comprender además medios de bloqueo para bloquear la palanca cuando las partes de adaptador primera y segunda se insertan en el asiento de la placa de base tibial y están separadas al máximo entre sí haciendo tope con la pared que rodea la superficie orientada proximal de la placa de base tibial. De este modo, la herramienta de extracción de implantes queda firmemente bloqueada en la placa de base tibial con el fin de resistir las fuerzas durante el procedimiento de extracción y la vibración de la hoja de sierra durante el corte de los elementos de estabilización.

- 30 Los medios de bloqueo comprenden un elemento elástico solidario con la palanca. El elemento elástico puede diseñarse para alojarse en una segunda ranura de la primera parte de adaptador durante la rotación de palanca en el primer sentido de rotación y para comprimirse al máximo haciendo tope con una primera segunda extremidad de la segunda ranura cuando la palanca se hace rotar completamente en un primer sentido de rotación, y las partes de adaptador primera y segunda están separadas al máximo una con respecto a la otra.

- 35 Por tanto, el elemento elástico permite mantener las partes de adaptador primera y segunda haciendo tope contra la pared de la placa de base durante el corte del pasador de estabilización.

El elemento elástico puede tener sustancialmente forma de U con un primer extremo de elemento elástico fijado en un primer extremo de palanca y un segundo extremo de elemento elástico fijado en un punto de palanca entre el primer extremo de palanca y un segundo extremo de palanca.

- 40 Características y ventajas adicionales quedarán más claras a partir de la siguiente descripción detallada de realizaciones a modo de ejemplo, pero no exclusivas, de la presente invención con referencia a las figuras adjuntas que se facilitan a modo de ejemplo y sin limitación.

Breve descripción de los dibujos

La figura 1 representa una vista en perspectiva distal de una primera realización de la placa de base tibial según la presente invención;

- 45 la figura 2 representa una vista posterior de la placa de base tibial de la figura 1;

la figura 3 representa una vista lateral de la placa de base tibial de la figura 1;

la figura 4 representa una vista en perspectiva proximal de la placa de base tibial de la figura 1;

la figura 5 representa una vista proximal de la placa de base tibial de la figura 1;

- 50 la figura 6 representa una vista en corte en sección A-A a lo largo del plano sagital central de la placa de base tibial de la figura 5;

la figura 7 representa una vista en corte en sección C-C paralela al plano sagital de la placa de base tibial de la figura 5 a través del centro de la clavija de estabilización;

la figura 8 representa una vista en sección transversal B-B paralela al plano sagital de la placa de base tibial de la figura 6;

5 la figura 9 representa una vista en perspectiva distal de un componente tibial según la presente invención;

la figura 10 representa una vista frontal desde la parte anterior del componente tibial de la figura 9;

la figura 11 representa una vista lateral del componente tibial de la figura 9;

la figura 12 representa una vista en corte en sección A-A a lo largo del plano sagital central del componente tibial de la figura 9;

10 la figura 13 representa una vista en corte en sección C-C paralela al plano sagital del componente tibial de la figura 9;

la figura 14 representa una vista en sección transversal B-B paralela al plano sagital del componente tibial de la figura 9;

15 la figura 15 representa una vista en perspectiva proximal de una segunda realización de la placa de base tibial según la presente invención;

figura 16 representa una vista proximal de la placa de base tibial de la figura 15;

figura 17 representa una vista en corte en sección A-A a lo largo del plano sagital central de la placa de base tibial de la figura 16;

20 la figura 18 representa una vista en corte en sección B-B paralela al plano sagital de la placa de base tibial que pasa a través del centro del elemento de estabilización de la figura 16;

la figura 19 representa vistas proximales y vistas posteriores relacionadas de la placa de base tibial de la figura 15 con tres ejemplos de diferentes tamaños;

la figura 20 representa una vista en perspectiva proximal de una tercera realización de la placa de base tibial según la presente invención;

25 la figura 21 representa una vista proximal de la placa de base tibial de la figura 20;

la figura 22 representa una vista lateral de la placa de base tibial de la figura 20;

la figura 23 representa una vista en corte en sección A-A a lo largo del plano sagital central de la placa de base tibial de la figura 21;

30 la figura 24 representa una vista en corte en sección B-B paralela al plano sagital de la placa de base tibial que pasa a través del elemento de estabilización de la figura 21;

la figura 25 representa una vista prospectiva de la herramienta de extracción de implantes para cortar los elementos de estabilización de la placa de base tibial de la figura 1;

la figura 26 representa una vista anterior de la herramienta de extracción de implantes de la figura 25;

la figura 27 representa una vista desde arriba de la herramienta de extracción de implantes de la figura 25;

35 la figura 28 representa una vista en sección de la herramienta de extracción de implantes a lo largo del plano sagital central de la figura 25;

la figura 29 representa una vista lateral de la herramienta de extracción de implantes de la figura 25;

la figura 30 representa una vista prospectiva de la herramienta de extracción de implantes de la figura 25 con la segunda parte de adaptador desmontada;

40 la figura 31 representa una vista anterior de la herramienta de extracción de implantes de la figura 30;

la figura 32 representa una vista desde arriba de la herramienta de extracción de implantes de la figura 30;

la figura 33 representa una vista en sección de la herramienta de extracción de implantes de la figura 30;

la figura 34 representa una vista lateral de la herramienta de extracción de implantes de la figura 30;

la figura 35 representa una vista prospectiva del conjunto que comprende una herramienta de extracción de implantes de la figura 35 montada en la placa de base tibial de la figura 1;

la figura 36 representa una vista anterior del conjunto de la figura 35;

la figura 37 representa una vista desde arriba del conjunto de la figura 35;

5 la figura 38 representa una vista en sección del conjunto de la figura 35;

la figura 39 representa una vista lateral del conjunto de la figura 35;

la figura 40 representa una vista prospectiva de la herramienta de extracción de implantes de la figura 25 en una configuración cerrada;

la figura 41 representa una vista lateral de la herramienta de extracción de implantes de la figura 40;

10 la figura 42 representa una vista prospectiva de la herramienta de extracción de implantes de la figura 25 en una configuración extendida;

la figura 43 representa una vista lateral de la herramienta de extracción de implantes de la figura 42;

la figura 44 representa una vista prospectiva de la herramienta de extracción de implantes de la figura 25 en una configuración bloqueada;

15 la figura 45 representa una vista lateral de la herramienta de extracción de implantes de la figura 44.

Descripción detallada

Con referencia a las figuras adjuntas, las realizaciones a modo de ejemplo de la placa de base tibial según la presente invención se identifican en general con 1, 1' y 1".

20 Los términos "proximal", "distal", "superior", "inferior", "medial", "lateral" usados en la descripción se refieren a la posición de la placa de base tibial cuando se implanta en el tibial proximal de una manera conocida. Más particularmente, el término "proximal" significa cerca del corazón y el término "distal" significa más distante del corazón. El término "inferior" significa hacia los pies y el término "superior" significa hacia la cabeza. El término "anterior" significa hacia la parte delantera o la cara y el término "posterior" significa hacia la parte trasera del cuerpo. El término "medial" significa hacia la línea media del cuerpo y el término "lateral" significa lejos de la línea media del cuerpo.

Además, en la materia conocida se definen planos: plano frontal, perpendicular a la dirección anteroposterior, plano sagital, perpendicular a la dirección mediolateral y plano transversal, perpendicular a la dirección proximal-distal. Un plano sagital central se define como paralelo al plano sagital que pasa por el centro de la línea que conecta el punto más lateral con el punto más medial de la placa tibial (centro mediolateral de la placa tibial).

30 Dicha placa de base tibial 1, 1', 1" está adaptada específicamente para su uso en un componente tibial modular no cementado 200 de una prótesis de rodilla.

La placa de base tibial 1 está diseñada para reemplazar la parte proximal de la tibia y para implantarse directamente sobre la meseta tibial previamente cortada transversalmente y alojar proximalmente un elemento de apoyo 100, tal como un revestimiento polimérico, sobre el cual se articula el componente femoral de la prótesis de rodilla.

35 La placa de base tibial 1 comprende una porción maciza masiva 2 que tiene una forma simétrica respecto al plano de simetría sagital central. El perfil externo en el plano transversal de la porción maciza masiva 2 tiene sustancialmente forma de riñón y se aproxima al perímetro transversal externo de la meseta tibial cortada, con un rebaje 50 ubicado en una ubicación posterior central entre una primera región condilar 51 y una segunda región condilar 52 para alojar el ligamento cruzado posterior.

40 Realizaciones alternativas de la placa de base tibial pueden tener una forma asimétrica con respecto al plano sagital central. Véase por ejemplo la placa de base tibial 1" mostrada en las figuras 20-24. La porción maciza masiva 2 está realizada de un material macizo y está delimitada proximalmente por una superficie orientada proximalmente 3 sobre la cual puede colocarse el elemento de apoyo 100.

La porción maciza masiva está realizada de un único material, más particularmente titanio o aleación de titanio.

45 Tal como se muestra en la figura 1, la superficie orientada proximalmente 3, con excepción del rebaje 50, está delimitada por una pared perimetral 20 que se extiende en dirección proximal. Esta pared perimetral 20 define un asiento 21 para alojar el elemento de apoyo 100. La pared 20 contribuye al bloqueo del elemento de apoyo 100 sobre la superficie orientada proximalmente 3. Pueden proporcionarse realizaciones alternativas con otros tipos de mecanismos de bloqueo.

Desde una región central 53 de la superficie orientada proximalmente 3 se extiende una isla de posicionamiento 24 para guiar la inserción del elemento de apoyo 100 en el asiento 21. En realizaciones alternativas, la isla 24 puede no estar presente.

La pared perimetral 20 está dotada de medios de sujeción para sujetar el elemento de apoyo 100 en el asiento 21.

- 5 Más particularmente, los medios de sujeción comprenden un primer diente posterior 22a que se extiende de manera anterior desde la parte superior de la pared 20 donde esa pared 20 delimita de manera posterior la primera región condilar 51 y un segundo diente posterior 22b que se extiende de manera anterior desde la parte superior de la pared 20 donde esa pared 20 delimita de manera posterior la segunda región condilar 52. Los medios de sujeción comprenden también un diente anterior 22c que se extiende de manera posterior desde la parte superior de la parte anterior-central de la pared 20.

Las figuras 6-8 muestran diferentes secciones transversales de la placa de base tibial 1 donde son visibles los medios de sujeción 22a, 22b, 22c.

- 15 Las figuras 12-14 muestran secciones transversales de las figuras 6-8 en las que el elemento de apoyo 100 se ajusta a presión en el asiento 21 de la placa de base tibial 1 y se sujeta por medio de los medios de sujeción 22a, 22b, 22c. Tal como puede observarse en estas figuras, el elemento de apoyo 100 está dotado de dientes de elemento de apoyo conjugados 122a, 122b, 122c diseñados para insertarse debajo de los dientes 22a, 22b, 22c correspondientes de la placa de base tibial 1 para sujetar el elemento de apoyo 100 en el asiento 21.

- 20 El elemento de apoyo 100 está conformado con superficies cóncavas 151, 152 en correspondencia con las regiones condilares 51, 52 con el fin de adaptarse a las superficies convexas de los cóndilos artificiales del componente de fémur, de una manera conocida. Pueden proporcionarse otras formas de las superficies del elemento de apoyo. Tal como se muestra en las figuras 9 y 10, el elemento de apoyo 100 también está dotado frontalmente de dos pestañas 101 adecuadas para extraer el elemento de apoyo 100 del asiento 21.

- 25 Las figuras 4 y 5 muestran una superficie de contacto con el hueso 4 de la placa de base tibial 1 opuesta a la superficie orientada proximal 3 adaptada para colocarse directamente en contacto con el tejido óseo de una meseta tibial cortada.

En la porción maciza masiva 2 de la placa de base tibial 1 se incorporan sin juntas una pluralidad de porciones porosas 5 que se extienden desde una superficie de contacto de porción porosa 6 en la superficie de contacto con el hueso 4 hasta la porción maciza masiva 2.

- 30 Las porciones porosas están realizadas de un solo material, más particularmente el mismo que el de la porción maciza masiva.

La presencia de porciones porosas 5 reduce toda la rigidez de la placa de base tibial. La rigidez y elasticidad de la placa de base pueden depender, pero no necesariamente, del grosor SP de las porciones porosas con respecto al grosor SB de la porción maciza masiva y del número, la dimensión y la distribución de las porciones porosas 5.

- 35 En una realización de la presente invención, del grosor SP de las porciones porosas es sustancialmente la mitad que el grosor SB de la porción maciza masiva (calculado excluyendo la pared 20 y el hueco 24, véase, por ejemplo, el ejemplo de la figura 8). Por ejemplo, el grosor SB de la porción maciza masiva es de 2 mm y el grosor SP de las porciones porosas es de 1,2.

Tal como se muestra en las figuras 4 y 5, las porciones porosas 5 están distribuidas en un patrón que es simétrico respecto al plano sagital central y están separadas entre sí por el material macizo de la porción maciza masiva 2.

- 40 La pluralidad de porciones porosas 5 están en particular separadas entre sí por una parte maciza 401 de la porción maciza masiva 2.

Dicho de otro modo, cada porción porosa está rodeada por el material macizo de la porción maciza masiva excepto por la superficie de contacto de porción porosa 6 que está adaptada para entrar en contacto con el tejido óseo.

- 45 Cada porción porosa 5 consiste en una estructura celular hexagonal tridimensional regular con alta porosidad interconectada abierta que imita la morfología del hueso trabecular.

La alta porosidad abierta y el tamaño de poro adecuado mejoran la migración celular y la vascularización, facilitando el transporte de oxígeno, nutrientes, iones y factores inductores óseos, favoreciendo la formación de nuevo hueso. Dicho de otro modo, la porosidad promueve el crecimiento infiltrante de hueso o la osteointegración, lo que indica una combinación satisfactoria de osteoconducción y osteoinducción.

- 50 Las superficies de contacto de porción porosa 6 de las porciones porosas 5 son zonas con mayor coeficiente de fricción debido a la rugosidad de la estructura porosa. El contacto entre la superficie de contacto de porción porosa 6 mejora la estabilidad primaria del implante reduciendo los micromovimientos. Junto con el efecto reducido de protección contra tensiones debido a la adaptación de la rigidez de la placa de base a la carga fisiológica, se

favorece la fijación biológica (estabilidad secundaria) y el bloqueo mecánico entre hueso-implante.

Realizaciones alternativas de la placa de base tibial pueden tener diferentes patrones simétricos de las porciones porosas 5. Más particularmente, esta realización evita colocar porciones porosas en una región central de la placa para mejorar su resistencia. Véase, por ejemplo, la placa de base tibial 1' mostrada en las figuras 15-18.

- 5 La placa de base tibial 1 comprende también elementos de estabilización 30, 31 que se extienden distalmente desde la superficie de contacto con el hueso 4 y están adaptados para insertarse en el hueso.

La placa de base tibial 1, 1', 1'' según las realizaciones descritas en el presente documento está dotada de dos tipos de elementos de estabilización 30, 40 que tienen diferentes formas:

- 10 - una clavija 30 con una punta redondeada 31 y una sección transversal con un perfil sustancialmente en forma de estrella de seis puntas; dicho de otro modo, la clavija 30 es un pasador alargado que tiene una sección transversal hexagonal con lados cóncavos.

- una espiga 40 con una punta 41 afilada.

- 15 La espiga 40 tiene una forma sustancialmente piramidal con una base sustancialmente triangular con lados cóncavos. Esta base triangular tiene al menos un lado que es más largo que los demás. Más particularmente, tal como puede observarse por ejemplo en la figura 5, la base de la pirámide es sustancialmente un triángulo equilátero con su base situada de manera anterior con respecto a la punta 41.

Más particularmente, la placa de base tibial 1 está dotada de dos clavijas 30 ubicadas en posiciones simétricas con respecto al plano de simetría sagital central de la placa de base tibial 1, una en correspondencia con la primera región condilar 51 y otra en correspondencia con la segunda región condilar 52.

- 20 Además, las clavijas 30 están más cerca del lado posterior de la placa de base.

Cada clavija 30 está realizada de un material poroso, por ejemplo el mismo que el de las porciones porosas 5, y se extiende desde una porción porosa 5. Por tanto, la clavija 30 es un saliente de una porción porosa 5 que se extiende distalmente desde una superficie de contacto de la porción porosa 6.

- 25 Las clavijas 30 están alineadas en una dirección mediolateral. La distancia lineal entre las clavijas 30 puede variar dependiendo del tamaño de la placa de base tibial.

La figura 19 muestra ejemplos de tres tamaños de la placa de base tibial de 1'' con diferentes distancias entre las clavijas 30. Esto también puede aplicarse a otras realizaciones de la placa de base tibial.

En cambio, la espiga 40 está ubicada en una posición central y anterior y su forma es simétrica con respecto al plano de simetría sagital central de la placa de base tibial 1.

- 30 Incluso la espiga 40 se extiende desde una porción porosa 5 con un cuerpo de base 42 realizado de un material poroso como la porción porosa y la punta 41 realizada de un material macizo como la porción maciza masiva. La punta 41 es solidaria sin juntas con la base de cuerpo 42.

La placa de base tibial 1 según la realización descrita en el presente documento está realizada de un material, más particularmente titanio o aleación de titanio.

- 35 A continuación se describe en el presente documento una incrustación favorita de una herramienta de extracción de implantes adecuada para extraer dicha placa de base tibial 1, por ejemplo durante una cirugía de revisión, cortando los elementos de estabilización 30, 40 que se extienden distalmente desde la superficie de contacto con el hueso 4 de la placa de base tibial 1.

En las figuras 25-45, la herramienta de extracción de implantes se identifica en general con 300.

- 40 La herramienta de extracción de implantes 300 comprende un adaptador 400 que está diseñado para sujetarse en el asiento 21 de la placa de base tibial 1 haciendo tope contra la pared 20 que rodea la superficie orientada proximal 3.

Más particularmente, el adaptador 400 comprende dientes de adaptador conjugados 422a, 422b, 422c diseñados para insertarse debajo de los dientes 22a, 22b, 22c respectivos de la placa de base tibial 1 para sujetar el adaptador 400 en el asiento 21, como se comenta a continuación.

- 45 El adaptador 400 comprende una primera parte de adaptador 410 y una segunda parte de adaptador 430.

La primera parte de adaptador 410 soporta una guía de corte 301 de la herramienta de extracción de implantes 300 que es solidaria con dicha primera parte de adaptador 410.

La segunda parte de adaptador 430 está acoplada de manera deslizante con la primera parte de adaptador 410 permitiendo una traslación relativa entre las partes de adaptador primera y segunda en una dirección de

deslizamiento X paralela a la superficie orientada proximal 3 de la placa de base tibial 1 cuando el adaptador 400 se inserta en el asiento 21.

Dos pasadores 411 sobresalen de la primera parte de adaptador 410 y se insertan de manera deslizante en los orificios 413 respectivos de la segunda parte de adaptador 430 guiando la traslación relativa de las partes de adaptador primera y segunda.

La segunda parte de adaptador 430 comprende a su vez un elemento principal de segunda parte de adaptador 431 y una extensión modular de segunda parte de adaptador 432 acoplada de manera desmontable. Más particularmente, el elemento principal de segunda parte de adaptador 431 está dotado de los orificios 413 y es relativamente móvil con respecto a la primera parte de adaptador 410; la extensión modular de segunda parte de adaptador 432 está acoplada al elemento principal de segunda parte de adaptador 431 y tiene una forma específica para hacer tope contra la pared 20 de la placa de base tibial 1.

Ventajosamente, la extensión modular de segunda parte de adaptador 432 puede proporcionarse en diferentes tamaños cada uno para cada tamaño de placa de base tibial 1. En la presente realización, la extensión modular de segunda parte de adaptador 432 está acoplada al elemento principal de segunda parte de adaptador 431 por medio de pasadores 414.

La guía de corte 301 mencionada anteriormente es adecuada para guiar una hoja de sierra justo por debajo de la superficie de contacto con el hueso 4 de la placa de base tibial 1 para cortar los elementos de unión 30, 40 cuando el adaptador 400 se inserta en el asiento 21. Una abertura de la guía de corte está ubicada de hecho en un plano justo debajo del adaptador 400.

La guía de corte 301 tiene una forma sustancialmente arqueada que sigue el perfil redondeado de la placa de base tibial 1, más particularmente el perfil anterior de la placa de base tibial 1.

El movimiento relativo de la primera parte de adaptador 410 y la segunda parte de adaptador 430 se acciona por medio de un mecanismo deslizante 500.

El mecanismo deslizante 500 comprende una palanca 501 que tiene un primer extremo de palanca 502 articulado al elemento principal de segunda parte de adaptador 431 y un segundo extremo de palanca 503 opuesto al primer extremo de palanca 502 libre para empujarse con el fin de hacer rotar la palanca 501.

Un punto 504 de la palanca 501 ubicado entre los extremos de palanca primero y segundo 502, 503 está acoplado a la primera parte de adaptador 410 de una manera que restringe la traslación de este punto 504 con respecto a la primera parte de adaptador 410 en una dirección Y ortogonal a la dirección de deslizamiento X y paralela al plano de deslizamiento de las partes de adaptador 410, 430. Más particularmente, en el punto 504 hay un deslizador 505 solidario con la palanca que se desliza dentro de una primera ranura 411 de la primera parte de adaptador 410 que se extiende entre una primera extremidad de ranura 411a y una segunda extremidad de primera ranura 411b.

Una rotación de la palanca 501 en un primer sentido de rotación D aleja las partes de adaptador primera y segunda 410, 430 entre sí y una rotación de la palanca 501 en un segundo sentido de rotación S opuesto al primer sentido de rotación D acerca las partes de adaptador primera y segunda 410, 430 (véase la figura 42). La rotación de la palanca 501 en el primer sentido de rotación D se detiene cuando el deslizador 505 hace tope contra la segunda extremidad de ranura 411b y la rotación de la palanca 501 en el segundo sentido de rotación S se detiene cuando el deslizador 505 hace tope con la primera extremidad de ranura 411a.

Durante su rotación, la palanca 501 también se inserta en una segunda ranura 412 que se extiende en la dirección de deslizamiento X en un plano ortogonal al plano de deslizamiento de las partes de adaptador 410, 430 desde una primera extremidad de segunda ranura 412a y una segunda extremidad de segunda ranura 412b.

La herramienta de extracción de implantes 300 comprende además medios de bloqueo 600 para bloquear la palanca 501 cuando las partes de adaptador primera y segunda 410, 430 están separadas al máximo entre sí.

Los medios de bloqueo 600 comprenden un elemento elástico 601 fijado a la palanca 501. Tal como se muestra, por ejemplo, en la figura 27, el elemento elástico 601 tiene sustancialmente forma de U con un primer extremo de elemento elástico 601a fijado al primer extremo de palanca 502 y un segundo extremo de elemento elástico 601b fijado al segundo extremo de palanca 503. El elemento elástico 601 está dimensionado para alojarse en la segunda ranura 412 durante la rotación de la palanca en el primer sentido de rotación D y para comprimirse al máximo en la segunda ranura 412 cuando la palanca 501 rota completamente en el primer sentido de rotación D, haciendo tope el deslizador 505 contra la segunda extremidad de primera ranura 411b y estando separadas las partes de adaptador primera y segunda 410, 430 al máximo entre sí.

Con referencia a las figuras 40-45, se describe a continuación en el presente documento el funcionamiento de la herramienta 300 durante una rotación completa en el primer sentido de rotación D.

En las figuras 40 y 41 se muestra la herramienta 300 en una configuración cerrada con las partes de adaptador

primera y segunda 410, 430 en contacto entre sí, la palanca 501 rotada en el segundo sentido de rotación S con el deslizador 505 haciendo tope contra la primera extremidad de ranura 411a y el elemento elástico 601 en su mayor parte fuera de la segunda ranura 412.

- 5 Al rotar la palanca 501 en el primer sentido de rotación D, las partes de adaptador primera y segunda 410, 430 se alejan gradualmente entre sí mientras el deslizador 505 se desliza dentro de la primera ranura 411 y el elemento elástico 601 entra en la segunda ranura 412.

Las figuras 42 y 43 muestran la herramienta 300 en una configuración extendida con las partes de adaptador primera y segunda 410, 430 separadas al máximo entre sí y el elemento elástico 601 descomprimido y parcialmente dentro de la segunda ranura 412.

- 10 Comenzando con la herramienta 300 en una configuración cerrada, se inserta en el asiento 21 de la placa de base tibial 1 haciendo tope de manera posterior con la segunda parte de adaptador 430 del adaptador 400 en la pared 20 de la placa de base tibial 1 insertando los dientes de adaptador posteriores 322a, 322b debajo de los dientes 22a, 22b correspondientes de la placa de base tibial 1, tal como se muestra en las figuras 37-41. Si la guía de extracción 300 se insertara en la placa tibial, esta extensión de las partes de adaptador primera y segunda 410 y 430 estaría limitada debido al contacto con las paredes 22 de la placa tibial. Esta limitación comprimiría el elemento elástico 601. Esta situación corresponde a la compresión máxima del elemento elástico 601.
- 15

En caso de una rotación continua de la palanca 501 en un primer sentido de rotación D, en caso de que no se inserte en la placa tibial, la extensión de las partes de adaptador 410 y 430 disminuiría.

- 20 En caso de que la guía de extracción se inserte en la placa tibial, el elemento elástico 601 se descomprimiría ligeramente forzando la rotación continua de la palanca 501. Esta rotación continua está limitada por la posición de extremo 411b de la ranura 505. Esta posición de extremo bloquea firmemente la guía de extracción a la placa tibial debido al elemento elástico comprimido 601, que crea en un lado las fuerzas de compresión contra las paredes de la placa tibial y en el otro lado crea una fuerza en la palanca 501 en el primer sentido de rotación.

- 25 Las figuras 44 y 45 muestran la herramienta 300 en una configuración bloqueada con las partes de adaptador primera y segunda 410, 430 separadas entre sí, la palanca 501 rotada en el primer sentido de rotación D con el deslizador 505 haciendo tope contra la segunda extremidad de primera ranura 411b y el elemento elástico 601 comprimido al máximo en la segunda ranura 412.

- 30 Para desbloquear la guía de extracción de la placa tibial, es necesario aplicar una fuerza a la palanca 501 en contrarrotación, que debe compensar la fuerza de compresión del elemento elástico y mover la palanca 501 en el segundo sentido de rotación S.

La placa de base tibial consigue numerosas ventajas.

Ventajosamente, la placa de base tibial dada a conocer comprende al menos una porción porosa incorporada sin juntas en una porción maciza masiva sin superficie de contacto entre materiales porosos y macizos.

- 35 La transición continua entre la porción maciza masiva y las porciones porosas permite una mayor solidez estructural y resistencia a la tracción con respecto a las placas de base tibiales de la técnica anterior que tienen una superficie de contacto entre materiales porosos y macizos que actúa como una debilidad de la estructura.

Una estructura solidaria de este tipo de la placa de base tibial reduce los riesgos de deslaminación, desprendimiento y efectos galvánicos típicos de los recubrimientos macrorrugosos.

- 40 Ventajosamente, la placa de base tibial de la presente invención puede fabricarse completamente por medio de fabricación aditiva, tal como por ejemplo EBM.

El solicitante ha optimizado el diseño de la placa de base tibial llevando a cabo estudios precisos del impacto sobre el micromovimiento (es decir, la estabilidad primaria del implante) y la transferencia de carga al hueso adyacente (es decir, la protección del hueso contra la tensión) del grosor y la distribución de las porciones porosas en la porción maciza masiva; y la posición, el material y la cantidad de elementos de estabilización.

- 45 Más particularmente, en un estudio específico se ha llevado a cabo un estudio fluoroscópico en pacientes con prótesis de rodilla que comprendía componente femoral, revestimiento tibial y placa tibial, para evaluar la biomecánica y cinemática de la prótesis.

- 50 Paralelamente, se creó una base de datos modelo de huesos tibiales basándose en pacientes sometidos a operación de prótesis total de rodilla. Esta etapa ha sido adecuada porque normalmente las bases de datos de huesos informan sólo de la estructura de huesos sanos. Sin embargo, la transferencia de carga de un hueso sano es diferente a la de los pacientes sometidos a artroplastia total de rodilla. Con estas dos aportaciones, la condición de carga fisiológica de pacientes que ya tienen una prótesis con el mismo diseño y que tienen modelos óseos con propiedades mecánicas correspondientes a huesos que demuestran los defectos que produce una ATR, se realizaron una serie de simulaciones de elementos finitos considerando placas de base tibiales modulares y

monolíticas en titanio con o sin porción porosa; diferente grosor, coeficiente de fricción y distribución de porciones porosas; forma, material, posición y tipo de accesorios de estabilización.

- 5 El diseño final de la placa de base tibial descrita anteriormente es óptimo para reducir el micromovimiento y proteger contra las tensiones, lo que da como resultado una distribución uniforme de las tensiones y un bajo micromovimiento, y evita la interferencia con el hueso cortical de los elementos de estabilización con el fin de mantener la integridad estructural del hueso y no comprometer la estabilidad.

Más particularmente, la placa de base tibial de la presente invención es del tipo modular. Este tipo es más rígido que el tipo monolítico y por tanto determina menos micromovimientos.

- 10 Además, ventajosamente la placa de base tibial comprende al menos una porción porosa que tiene una alta fricción y un grosor de al menos 1,2 mm que garantiza una elasticidad y rigidez generales de la placa de base tibial optimizando las condiciones de crecimiento infiltrante de hueso y reduciendo el micromovimiento.

- 15 La distribución de la porción porosa también contribuye a la elasticidad y rigidez de la placa y se optimiza basándose en la carga física. La presencia de material macizo entre la porción porosa aumenta la resistencia estructural de toda la placa. Más particularmente, la ubicación de las zonas macizas se elige para maximizar la resistencia estática y a la fatiga de la placa de base.

A partir de las simulaciones realizadas surgió que la ubicación anteroposterior de los elementos de estabilización tiene más influencia que la ubicación medioposterior. Por tanto, la placa de base tibial de la presente divulgación está dotada de dos clavijas ubicadas en el área posterior y casi en el centro del área condilar correspondiente. La ubicación posterior también da como resultado una mayor transferencia de carga fisiológica.

- 20 Además, el solicitante ha definido una distancia lineal óptima en dirección medioposterior entre las dos clavijas posteriores para diferentes tamaños de placa de base. Véase la tabla a continuación.

Tamaño	n.º 1	n.º 2	n.º 3	n.º 4	n.º 5	n.º 6	n.º 7	n.º 8	n.º 9	n.º 10
ML en mm	24,7	27,9	31,3	34,7	38,4	42,2	46,1	49,6	50,1	50,7
ML en %	40,95 %	44,3 %	47,7 %	50,8 %	53,9 %	56,8 %	59,6 %	61,6 %	59,8 %	58 %

- 25 Además, el solicitante también ha definido la ubicación óptima de las clavijas posteriores en dirección anteroposterior. Más particularmente, las clavijas posteriores están ubicadas al 55 % de la anchura anteroposterior de la placa de base. Este posicionamiento contribuye a minimizar los micromovimientos al tiempo que reduce el riesgo de penetrar en la corteza posterior de la tibia.

Las clavijas están realizadas de material poroso que se observó que contribuye a reducir los micromovimientos y a una mejor transferencia de carga que las clavijas macizas.

- 30 Ventajosamente también se proporciona al menos un elemento de estabilización anterior para ayudar a reducir el micromovimiento, más particularmente el despegue anterior debido a cargas posteriores. Es una espiga ubicada de manera anterior en una posición central que tiene al menos una punta realizada de material macizo con el fin de garantizar el asiento completo y en consecuencia el crecimiento infiltrante del hueso por debajo de la placa de base tibial.

Las clavijas y espigas realizadas de materiales porosos también pueden cortarse fácilmente por medio de una herramienta de extracción de implantes como la descrita anteriormente en el presente documento.

- 35 La herramienta de extracción de implantes descrita comprende ventajosamente una estructura simple y compacta que permite un acoplamiento rápido y eficaz a la placa de base tibial y permite cortar los elementos de estabilización en pocos segundos (menos de 1 min) formando pequeños restos.

- 40 Más particularmente, dicha herramienta de extracción de implantes comprende un adaptador para fijarse en un asiento de la placa de base tibial que tiene dos partes que pueden alejarse relativamente entre sí para hacer tope contra las paredes periféricas del asiento.

- 45 La herramienta de extracción de implantes también comprende ventajosamente un mecanismo deslizante y medios de bloqueo para mover respectivamente las partes del adaptador y bloquearlas en el asiento, bloqueando firmemente la herramienta de extracción de implantes en la placa de base tibial, lo que permite resistir las fuerzas durante el procedimiento de extracción y la vibración de la hoja de sierra durante el corte de los elementos de estabilización.

Obviamente, un experto, con el fin de satisfacer necesidades contiguas y específicas, puede aplicar a la invención mencionada anteriormente numerosos cambios y variantes.

REIVINDICACIONES

1. Placa de base tibial (1, 1', 1'') para componente tibial (200) de una prótesis de rodilla que comprende:
5
- una porción maciza masiva (2) que comprende una superficie orientada proximalmente (3) adaptada para alojar un elemento de apoyo (100) para la articulación de un componente femoral de dicha prótesis de rodilla;
- una pluralidad de porciones porosas (5) para permitir el crecimiento infiltrante de hueso, que son solidarias con dicha porción maciza masiva (2) y que tienen una superficie de contacto de porción porosa (6) opuesta a dicha superficie orientada proximalmente (3) adaptada para entrar en contacto con una tibia proximal;
10
en la que dicha pluralidad de porciones porosas (5) están incorporadas sin juntas en dicha porción maciza masiva (2),
en la que dicha pluralidad de porciones porosas (5) están incrustadas en la porción maciza masiva (2),
y en la que dicha placa de base tibial (1, 1', 1'') se fabrica complemente por medio de fabricación aditiva.
2. Placa de base tibial (1, 1', 1'') según la reivindicación 1, en la que dicha pluralidad de porciones porosas (5) tienen un grosor (SP) de entre 0,8 y 1,2 mm.
- 15 3. Placa de base tibial (1, 1', 1'') según la reivindicación 1 ó 2, en la que dicha pluralidad de porciones porosas (5) están separadas entre sí por una parte maciza (401) de la porción maciza masiva (2).
4. Placa de base tibial (1, 1', 1'') según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, que comprende al menos un elemento de estabilización (30, 40) que se extiende distalmente desde dicha pluralidad de porciones porosas (5); estando adaptado dicho al menos un elemento de estabilización (30, 40) para insertarse en dicha tibia proximal.
- 20 5. Placa de base tibial (1, 1', 1'') según la reivindicación 4, en la que dicho al menos un elemento de estabilización (40) está ubicado de manera anterior con respecto a la placa de base tibial (1) para reducir el micromovimiento y evitar el despegue de la placa de base tibial (1) debido a una carga posterior cuando se implanta.
- 25 6. Placa de base tibial (1) según la reivindicación 5, en la que dicho al menos un elemento de estabilización (40) comprende un cuerpo de base (42) realizado de un material poroso y una punta (41) realizada de un material macizo; facilitando dicho material macizo la inserción en la tibia proximal y limitando el crecimiento infiltrante de hueso en dicha punta (41).
7. Placa de base tibial (1') según una cualquiera de las reivindicaciones 4 a 6, en la que dos elementos de estabilización (30) están ubicados de manera posterior con respecto al plano frontal de la placa de base tibial y alineados en dirección mediolateral; estando separados dichos dos elementos de estabilización (30) por una distancia lineal que varía dependiendo del tamaño de la placa de base tibial.
- 30 8. Placa de base tibial (1') según la reivindicación 7, en la que los dos elementos de estabilización (30) están ubicados al menos en el 55 % de la anchura anteroposterior de la placa de base.
- 35 9. Placa de base tibial (1, 1', 1'') según una cualquiera de las reivindicaciones 4 a 8, en la que dicho elemento de estabilización (30) está realizado completamente de un material poroso.
10. Placa de base tibial (1, 1') según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 9, que tiene una forma simétrica respecto al plano sagital central.
11. Placa de base tibial (1'') según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 9, que tiene una forma asimétrica respecto al plano sagital central.
- 40 12. Placa de base tibial (1, 1') según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 11, en la que dicha pluralidad de porciones porosas (5) definen un patrón simétrico respecto al plano sagital central.
13. Método de fabricación de una placa de base tibial (1, 1', 1'') según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 12, que comprende fabricar la placa de base tibial (1, 1', 1'') capa por capa mediante fabricación aditiva, tal como por ejemplo EBM.
- 45 14. Método de fabricación según la reivindicación 13, en el que dicha placa de base tibial (1, 1', 1'') está realizada de titanio o aleación de titanio.
15. Componente tibial (200) para una prótesis de rodilla que comprende la placa de base tibial (1) según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 12 y que comprende además un elemento de apoyo (100) adaptado para alojarse sobre la superficie orientada proximalmente (3) de dicha placa de base tibial (1).
- 50

16. Kit de partes que comprende la placa de base tibial (1, 1', 1'') según una cualquiera de las reivindicaciones 4 a 12, que tiene una pared perimetral (20) que rodea dicha superficie orientada proximalmente (3) que define un asiento (21) y una herramienta de extracción de implantes (300) adaptada para cortar dicho al menos un elemento de estabilización (10) para extraer dicha placa de base tibial (1, 1', 1'') cuando se implanta en dicha tibia proximal, en el que dicha herramienta de extracción de implantes (300) comprende una guía de corte (301) adaptada para guiar una hoja de sierra dentro de dicho al menos un elemento de estabilización (10) y un adaptador (400) que sujeta dicha guía de corte (301) adaptado para bloquear la herramienta de extracción de implantes (300) a la placa de base tibial (1, 1', 1''); comprendiendo dicho adaptador (400) una primera parte de adaptador (410) y una segunda parte de adaptador (430) adaptada para hacer tope contra la pared (20) cuando dicho adaptador (400) se inserta en dicho asiento (21); en el que dicha primera parte de adaptador (410) y dicha segunda parte de adaptador (430) pueden alejarse entre sí en una dirección de deslizamiento (X) paralela a dicha superficie orientada proximal (3) para hacer tope contra dicha primera parte de adaptador (410) y dicha segunda parte de adaptador (430) en dicha pared (20) con el fin de bloquear dicho adaptador (400) a la placa de base tibial (1, 1', 1'').
17. Kit según la reivindicación 16, en el que dicha segunda parte de adaptador (430) comprende una extensión modular de la segunda parte de adaptador (432) que está conformada para adaptar el adaptador (400) para ajustarse a un asiento (21) de una placa de base tibial (1, 1', 1'') de un tamaño determinado; pudiendo reemplazarse dicha extensión modular de la segunda parte de adaptador (432) por otra extensión modular de la segunda parte de adaptador adaptada para un asiento de una placa de base tibial de tamaño diferente.

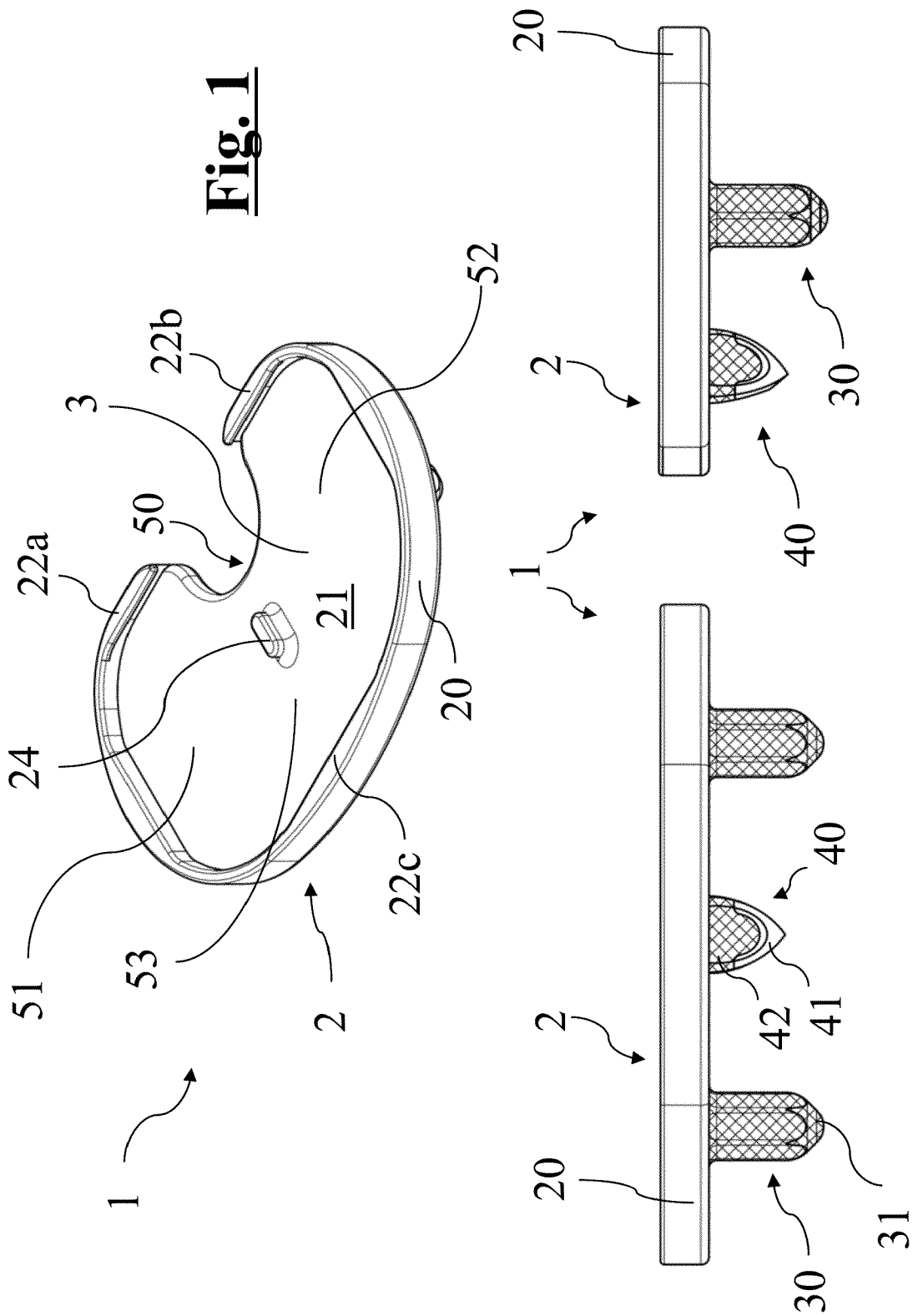


Fig. 1

Fig. 2

Fig. 3

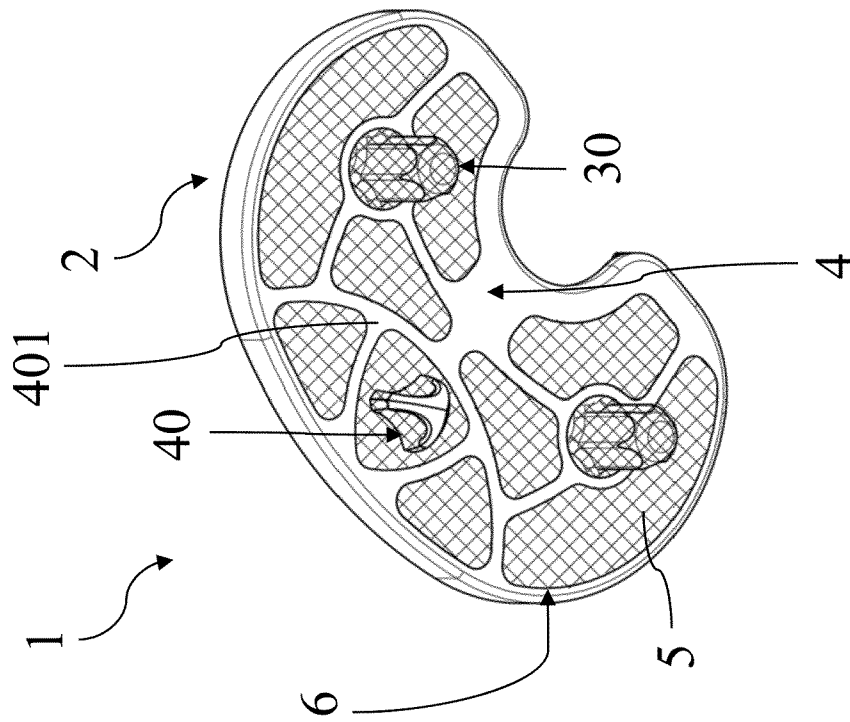


Fig. 4

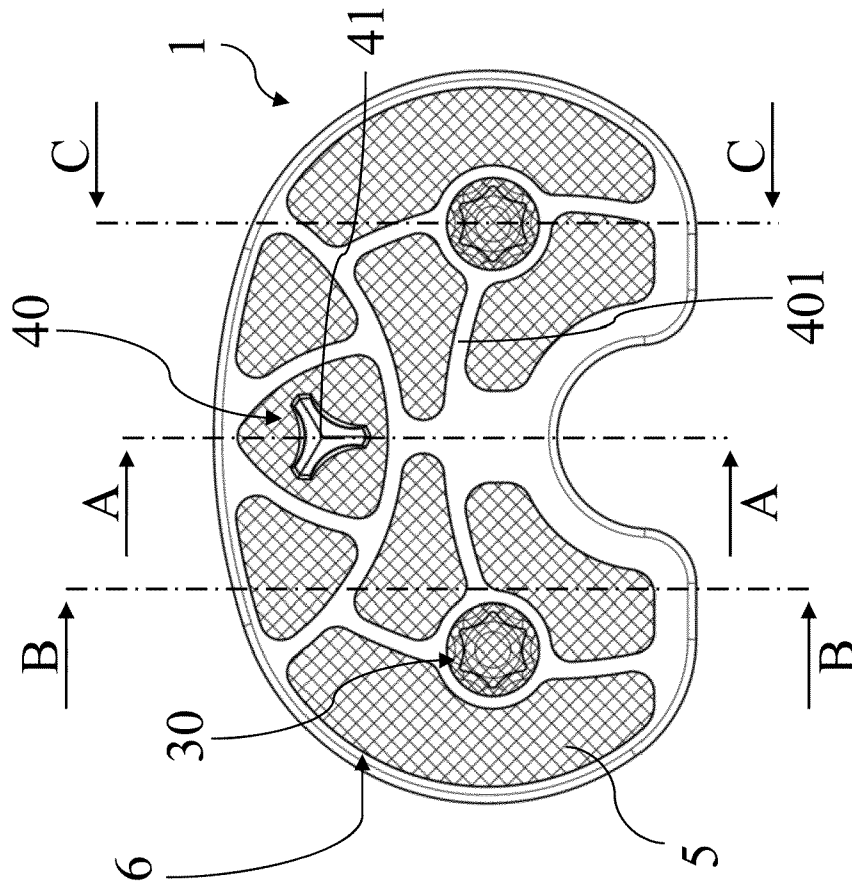


Fig. 5

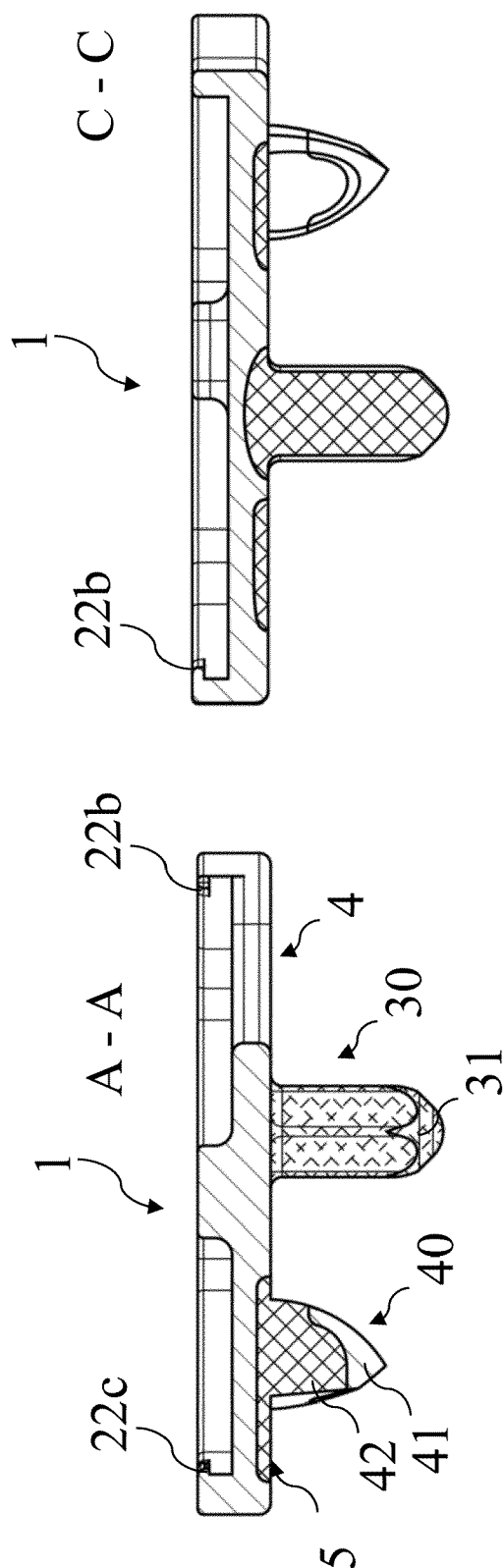


Fig. 6

Fig. 7

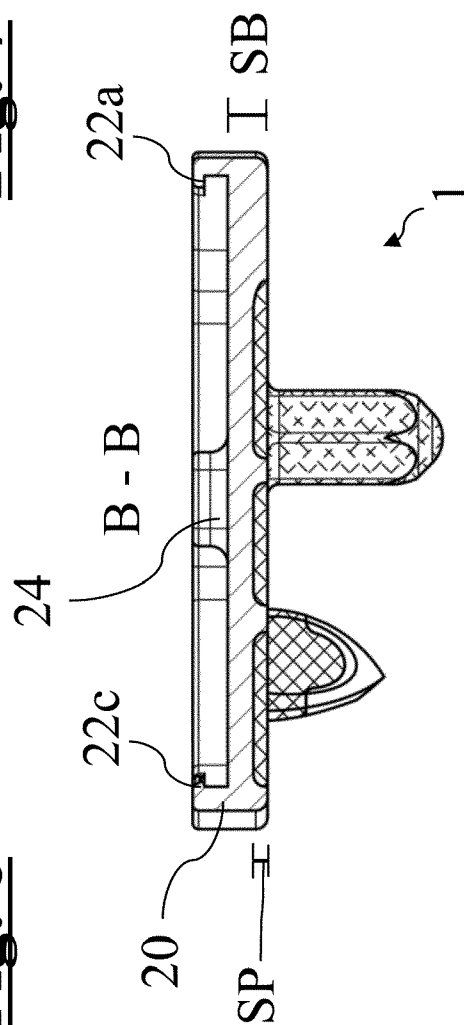


Fig. 8

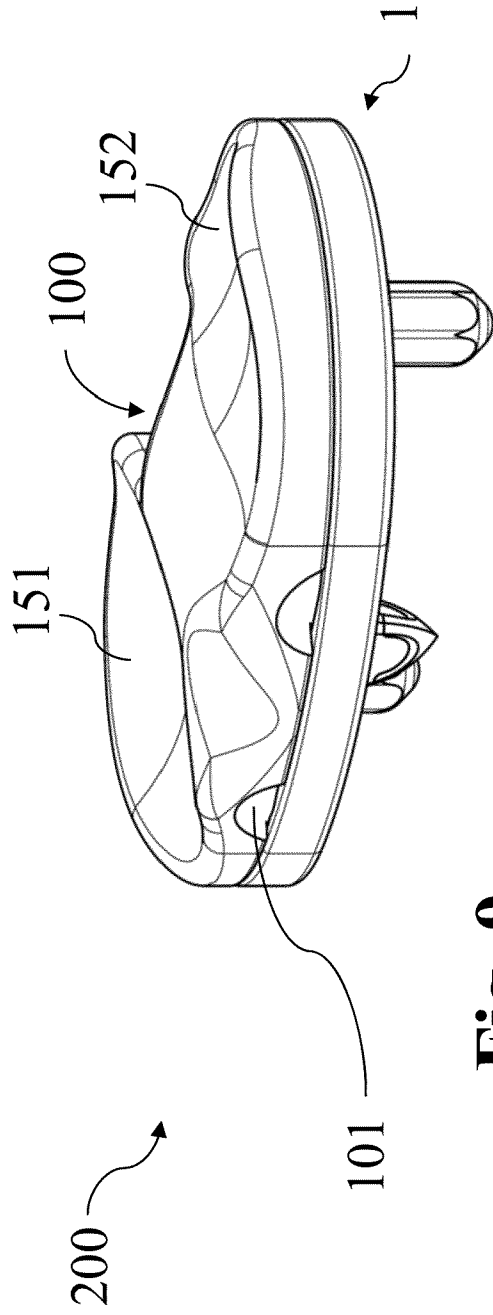


Fig. 9

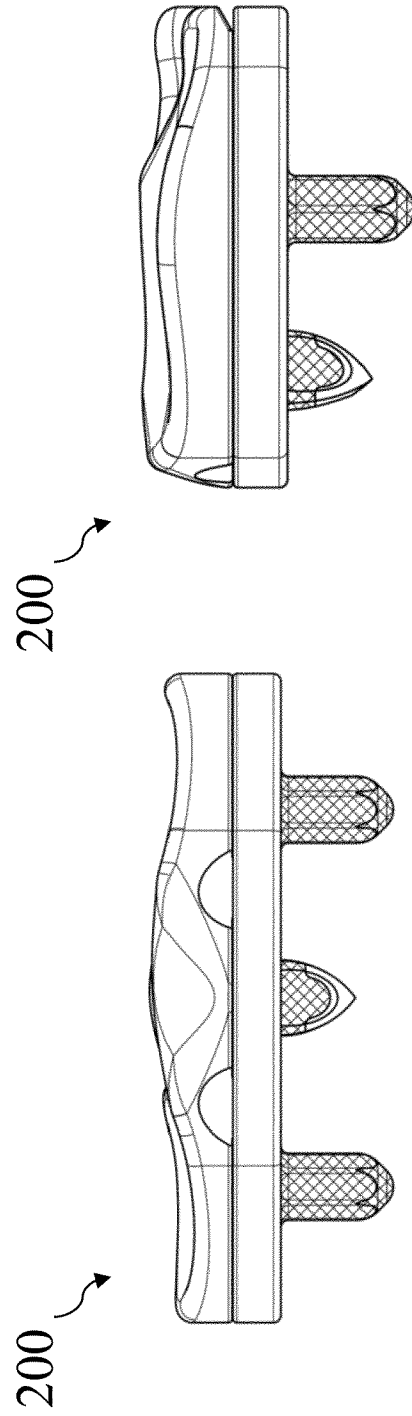


Fig. 10

Fig. 11

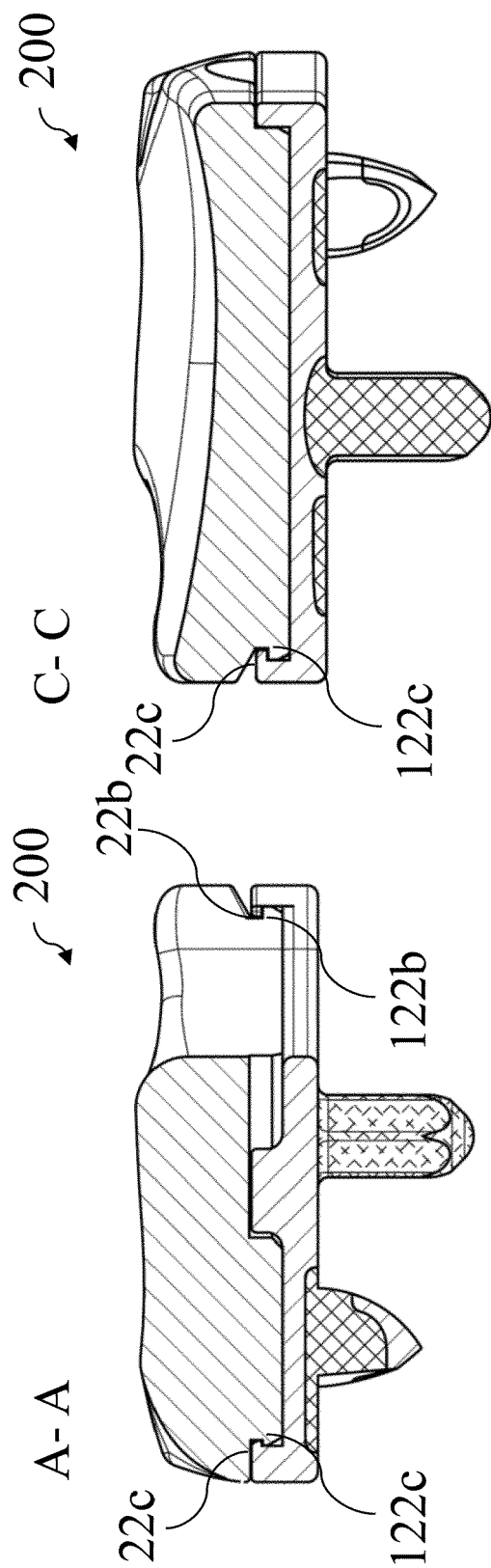


Fig. 12

Fig. 13

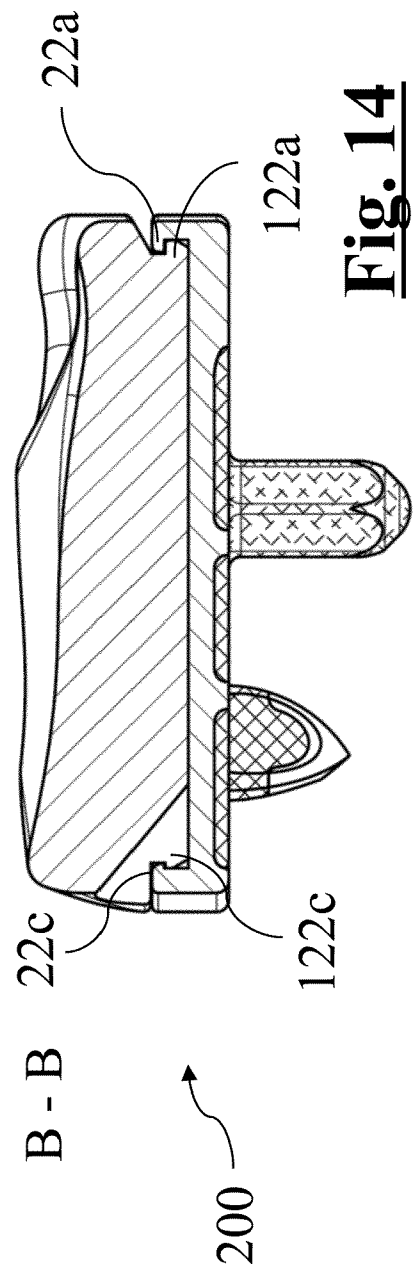


Fig. 14

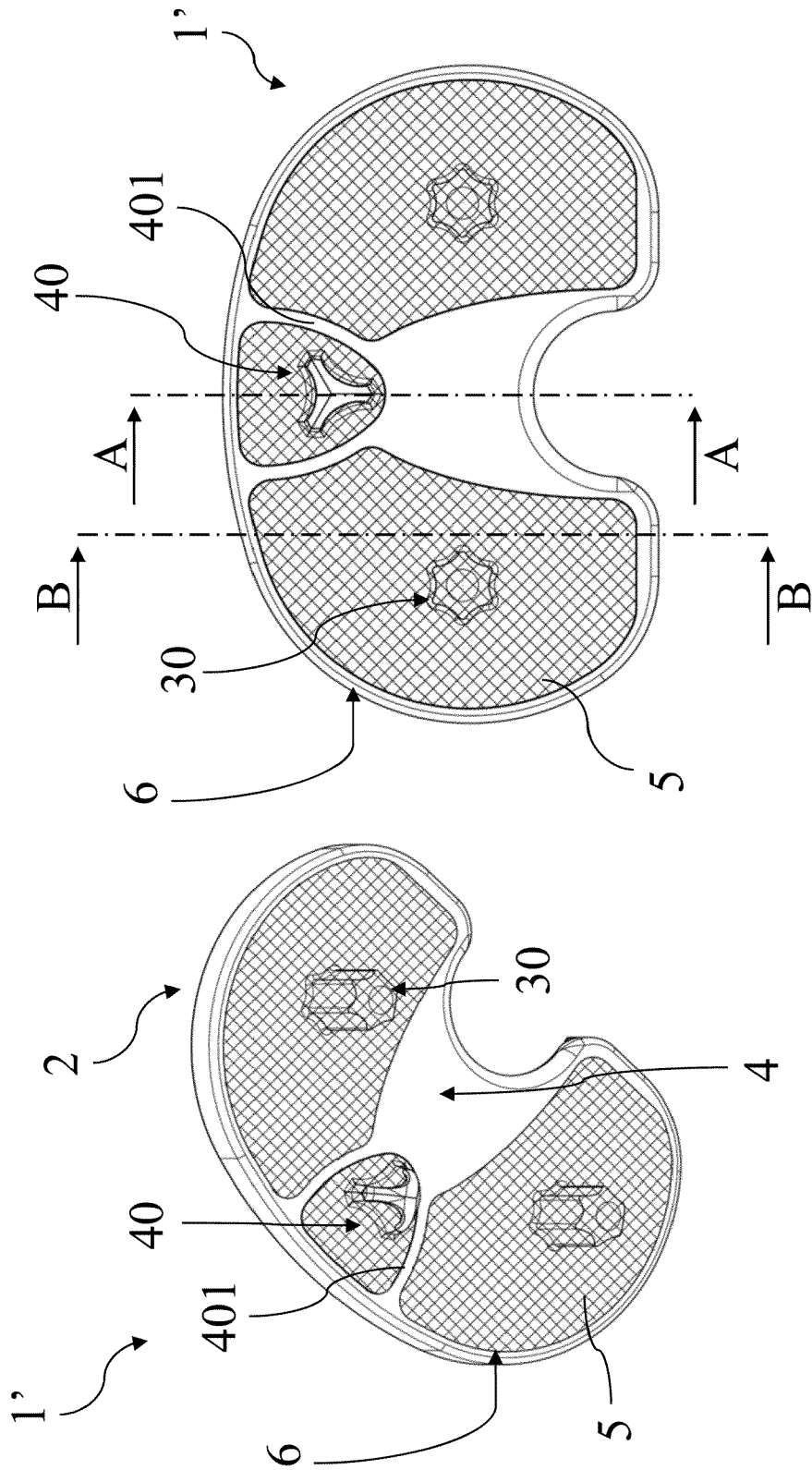


Fig. 16

Fig. 15

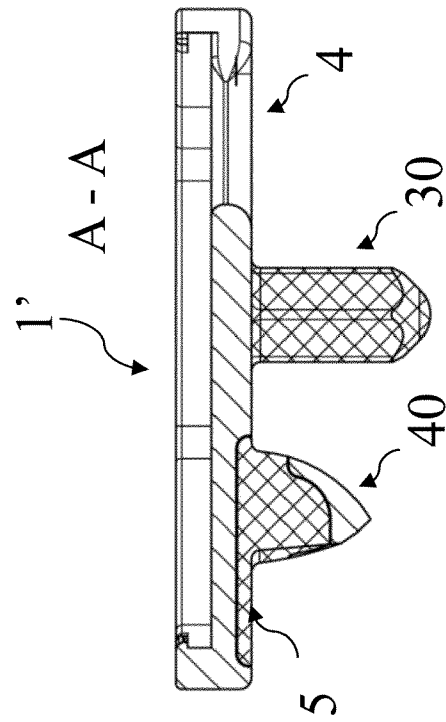


Fig. 17

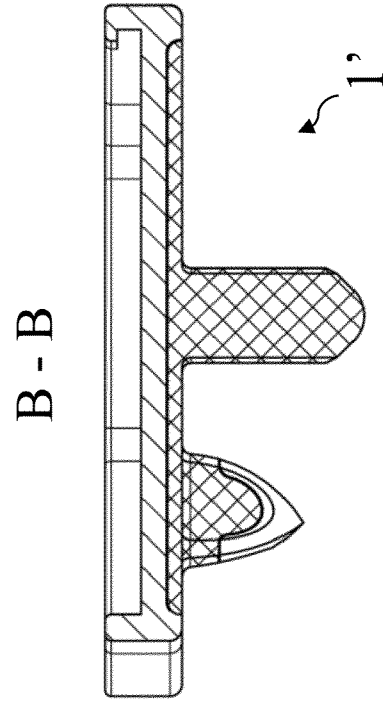


Fig. 18

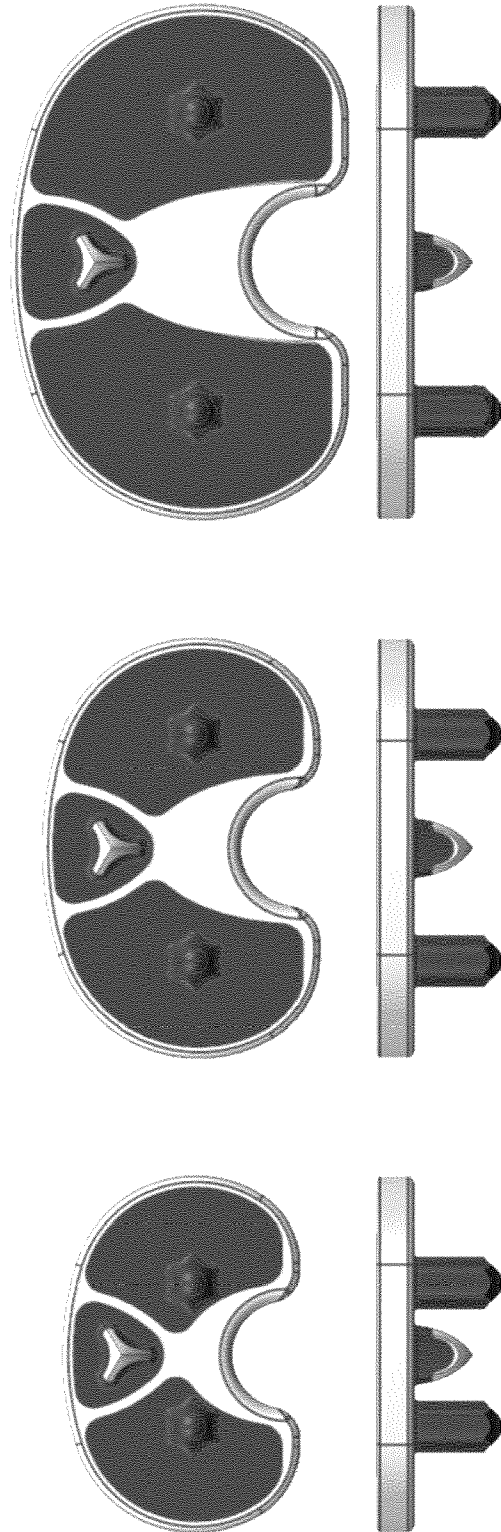


Fig. 19

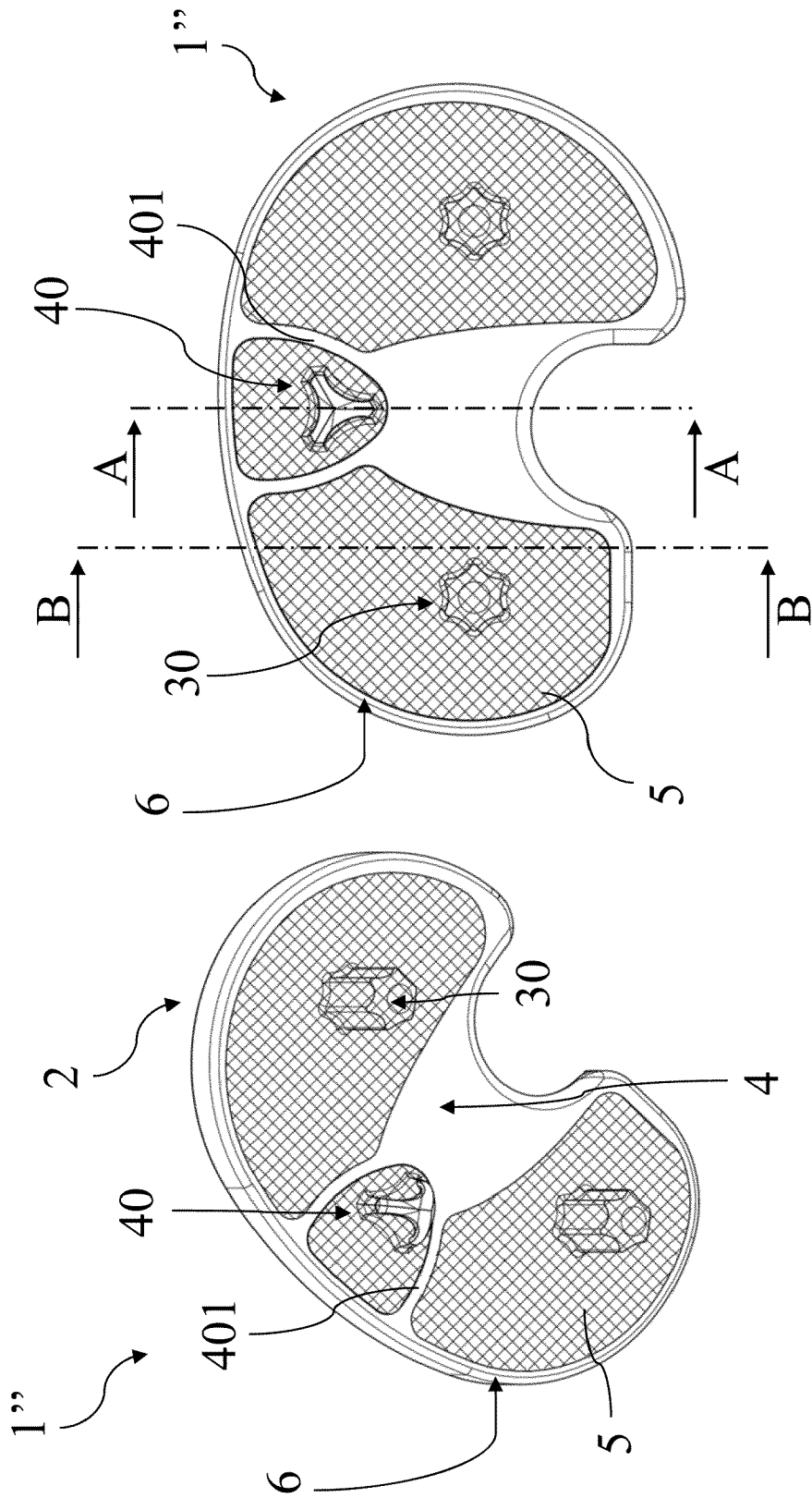


Fig. 21

Fig. 20

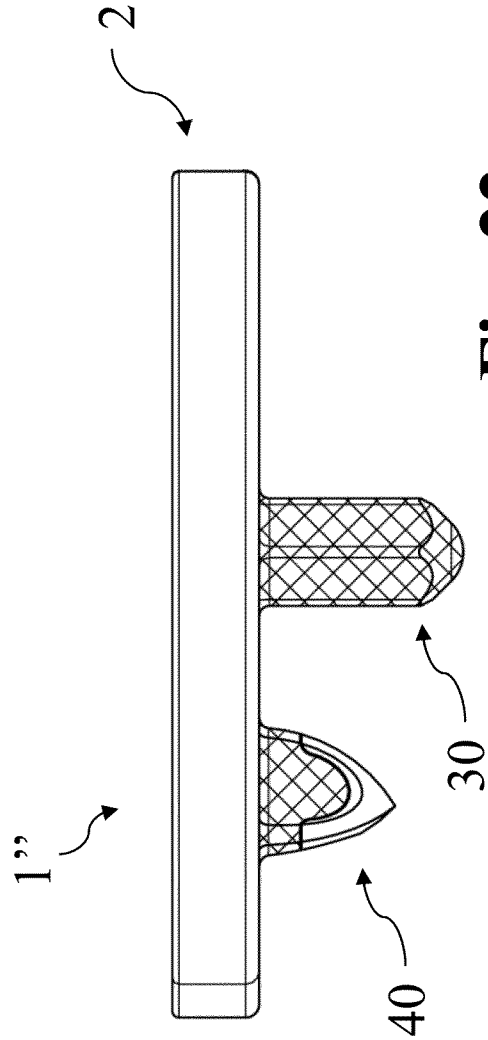


Fig. 22

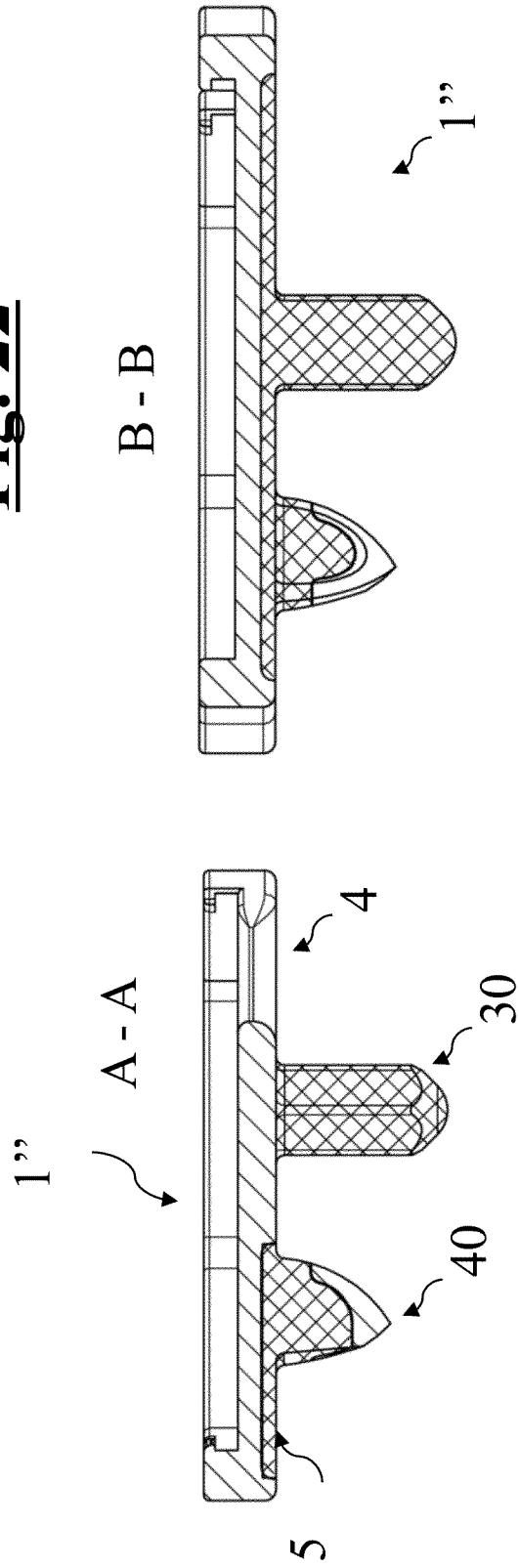


Fig. 23

Fig. 24

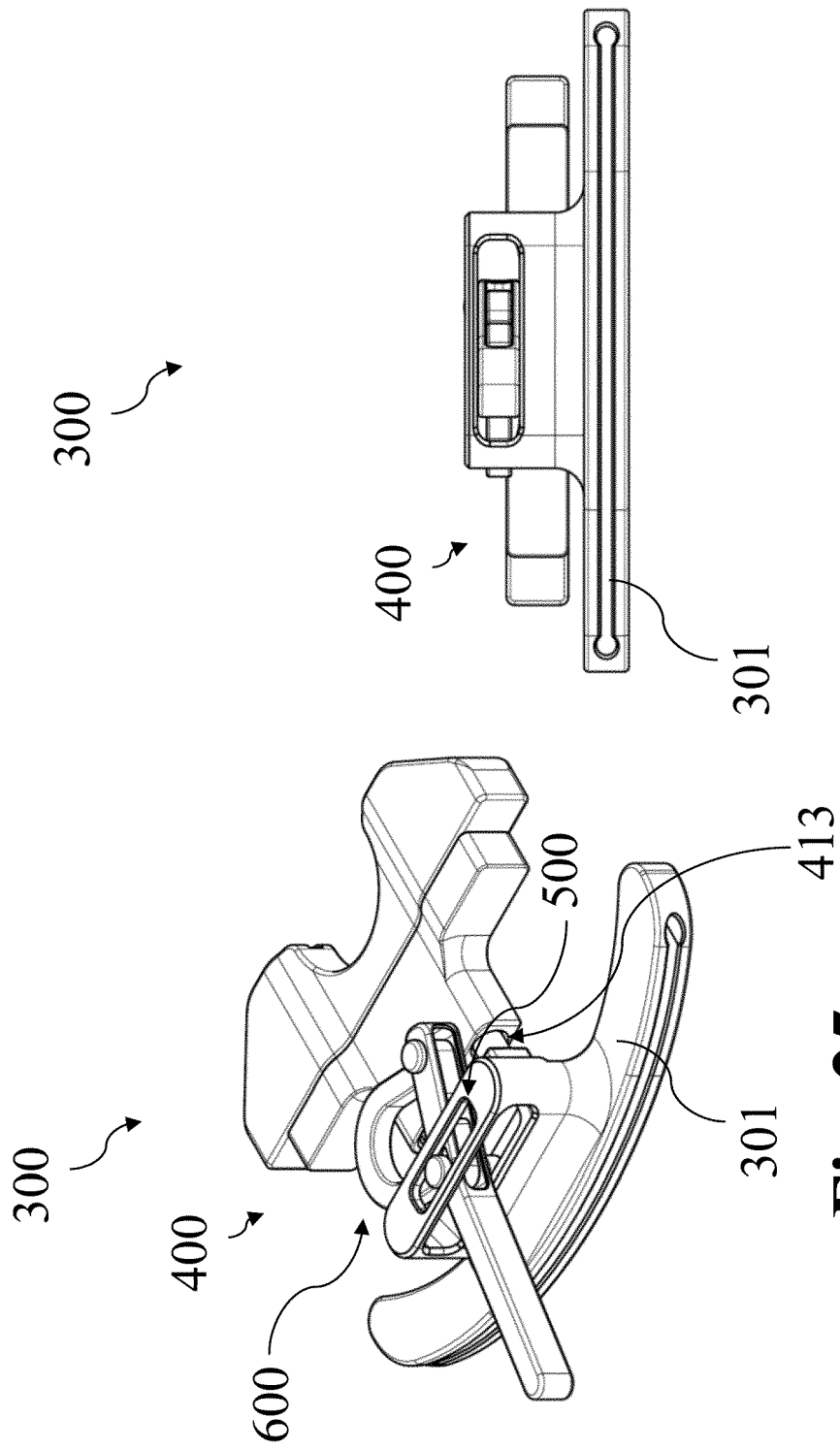


Fig. 26

Fig. 25

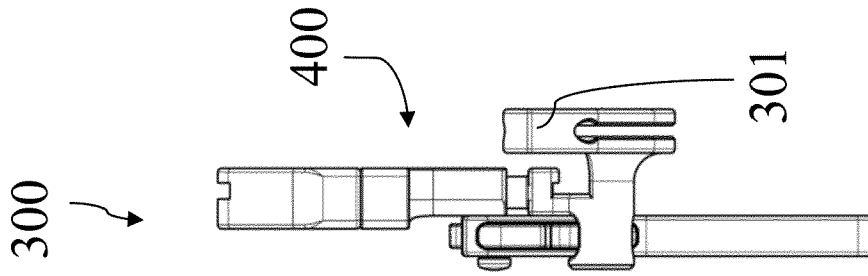


Fig. 27

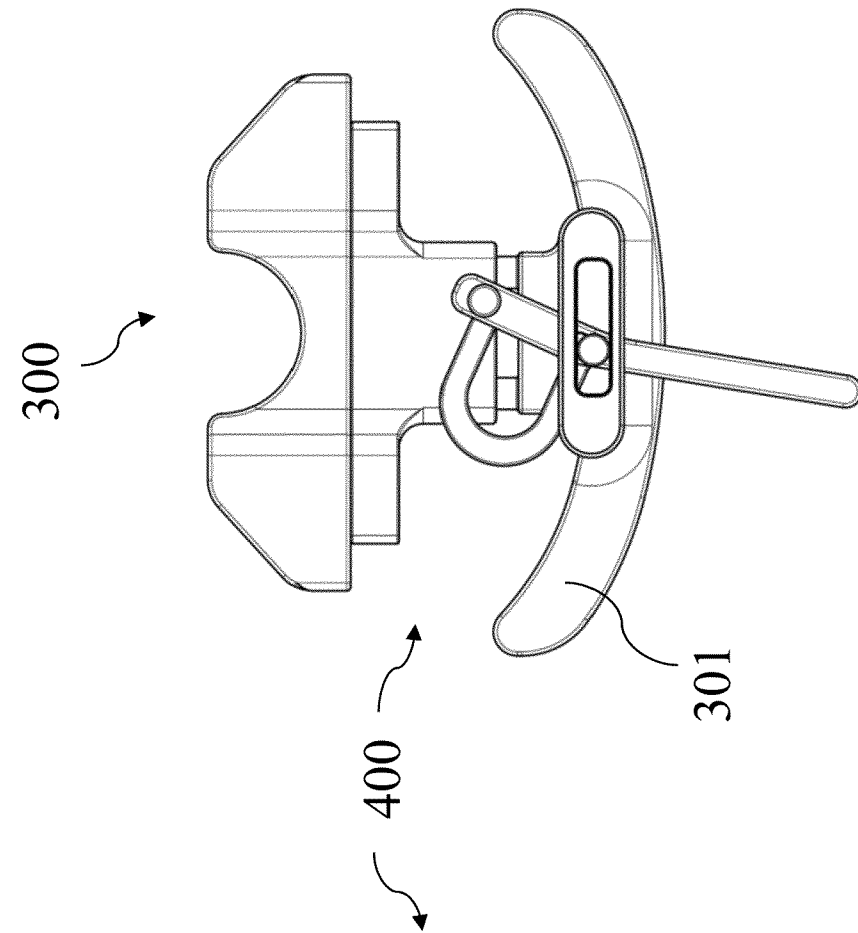


Fig. 28

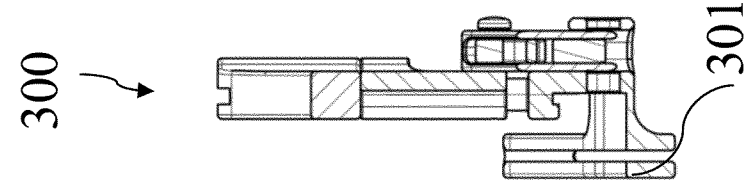


Fig. 29

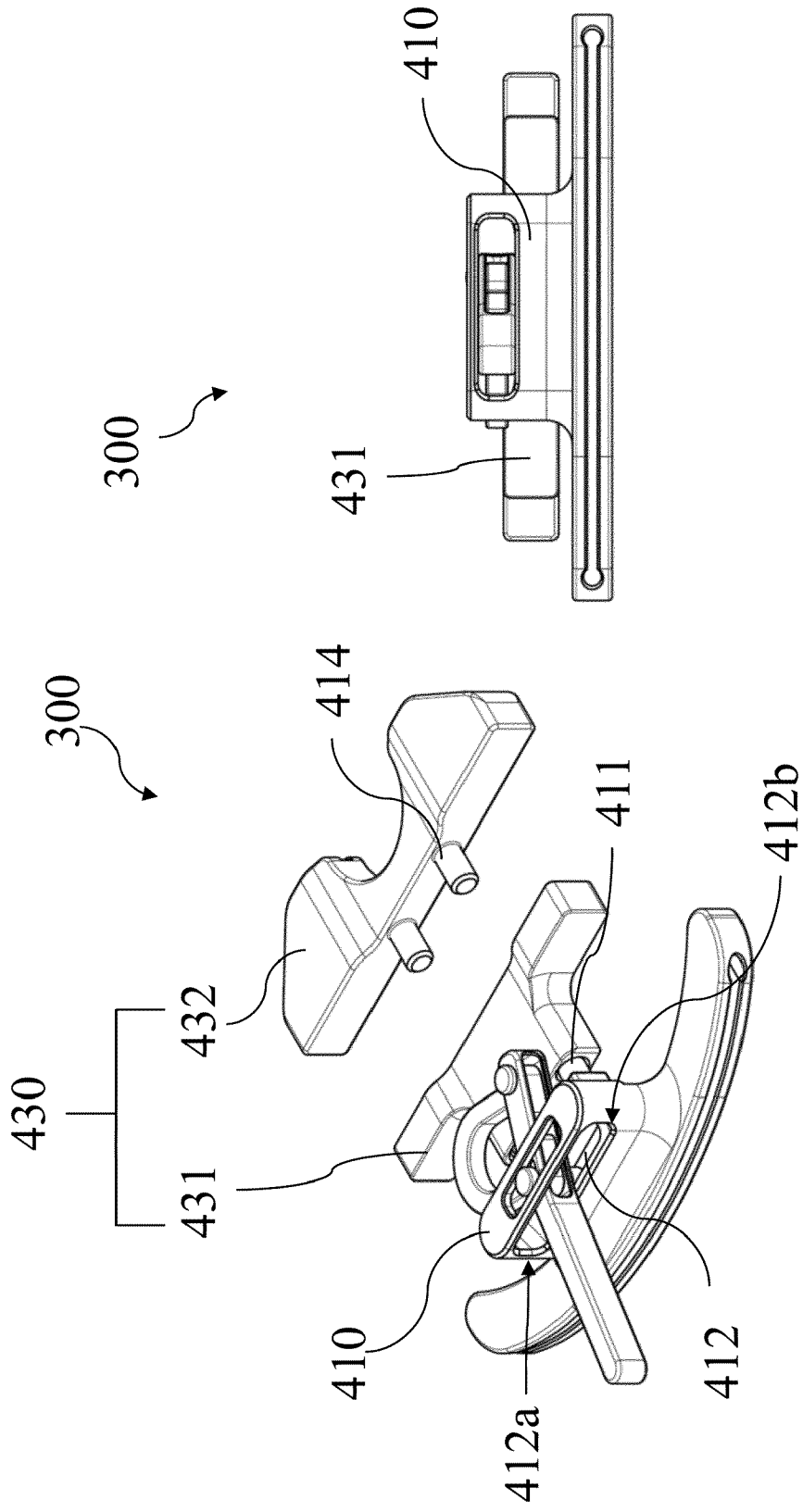


Fig. 31

Fig. 30

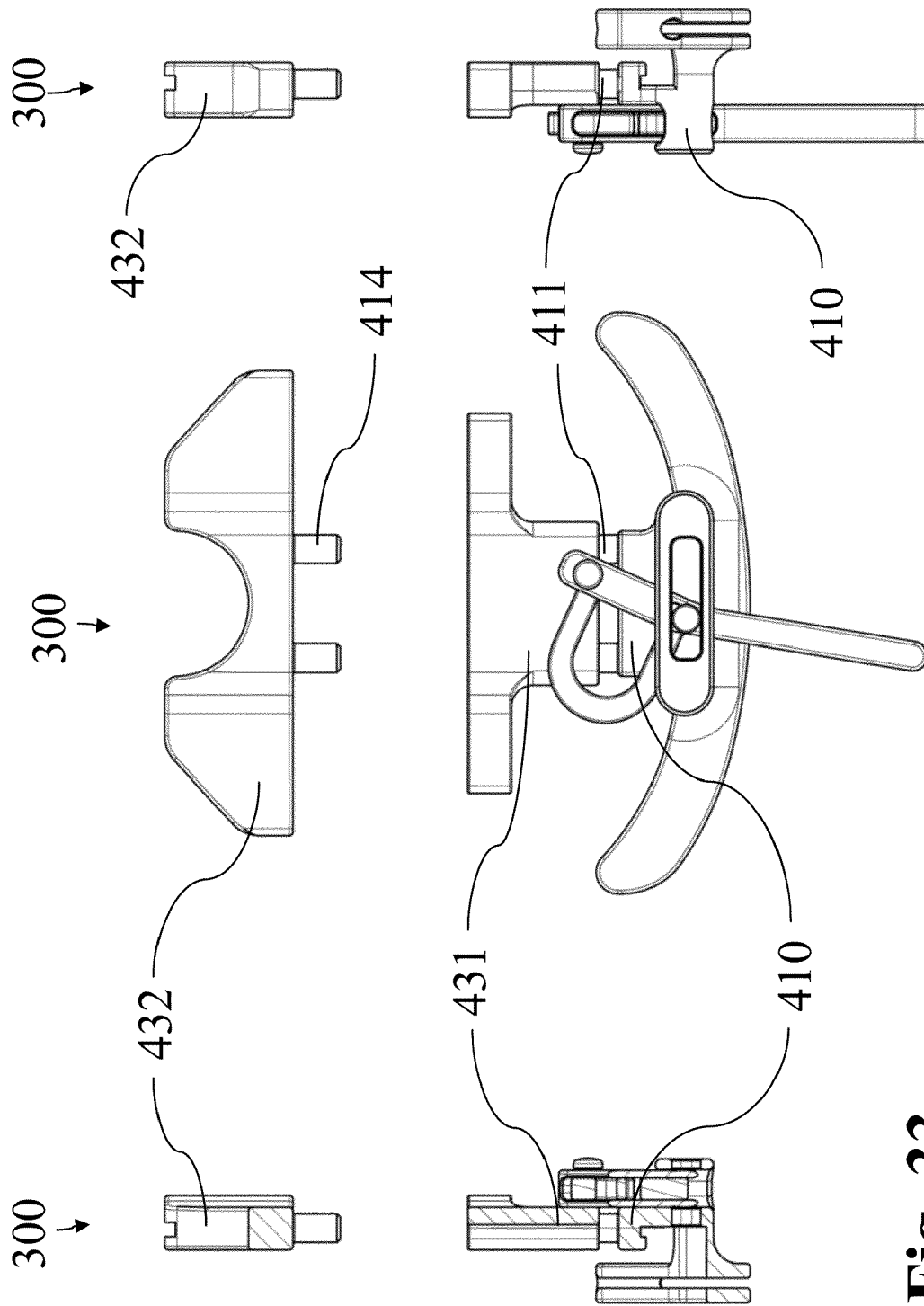


Fig. 32

Fig. 34

Fig. 33

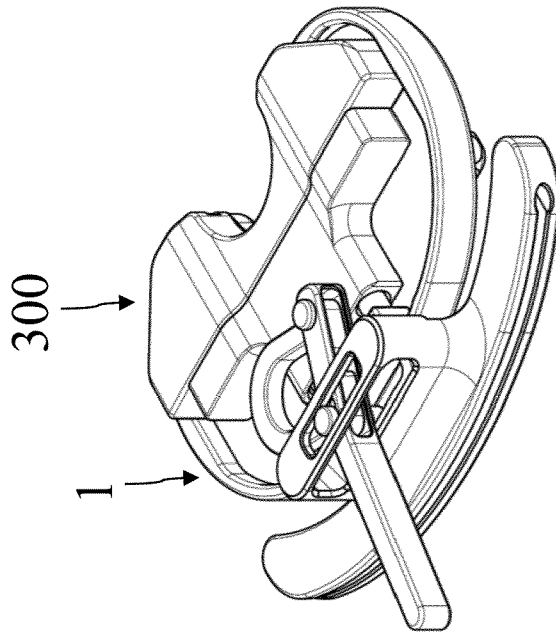


Fig. 35

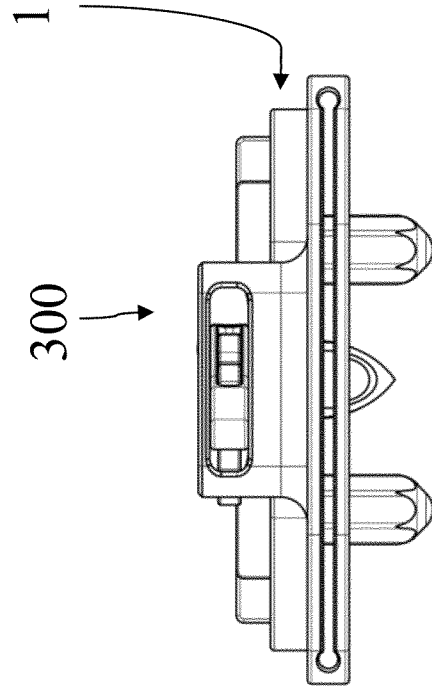


Fig. 36

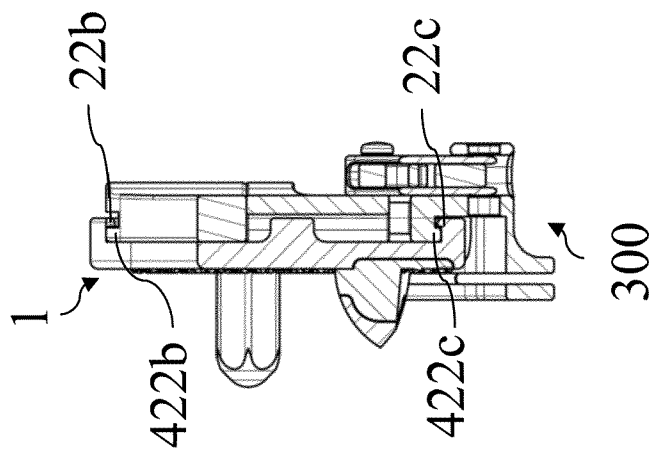


Fig. 38

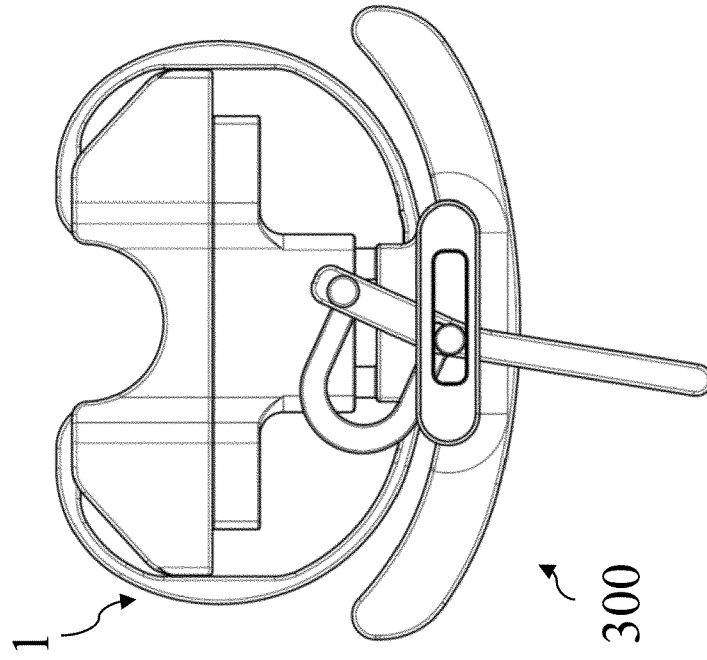


Fig. 37

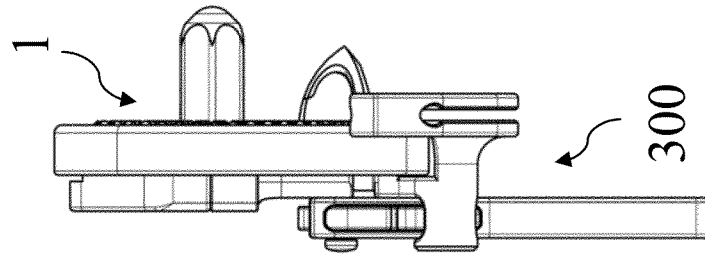


Fig. 39

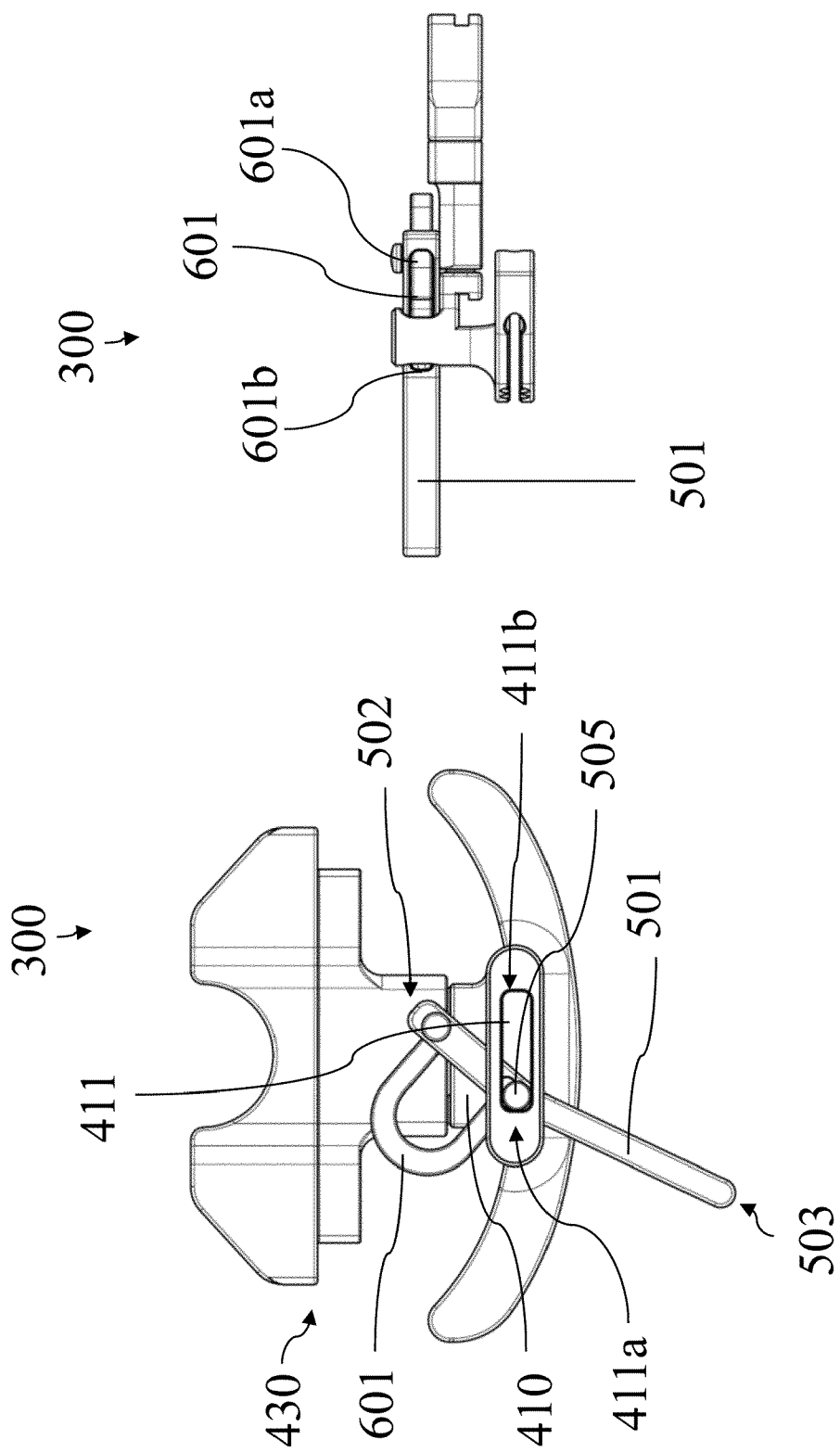


Fig. 41

Fig. 40

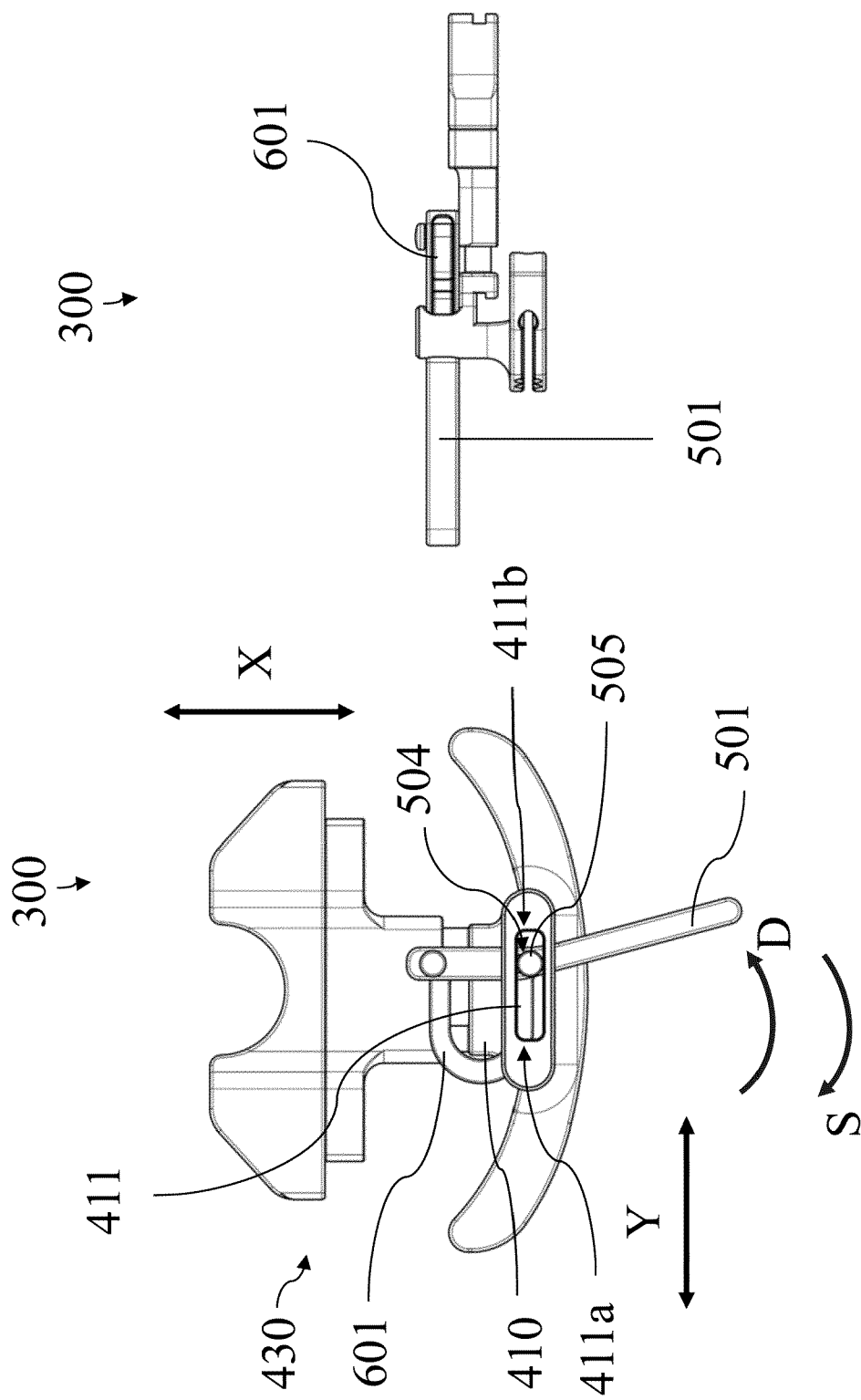


Fig. 43

Fig. 42

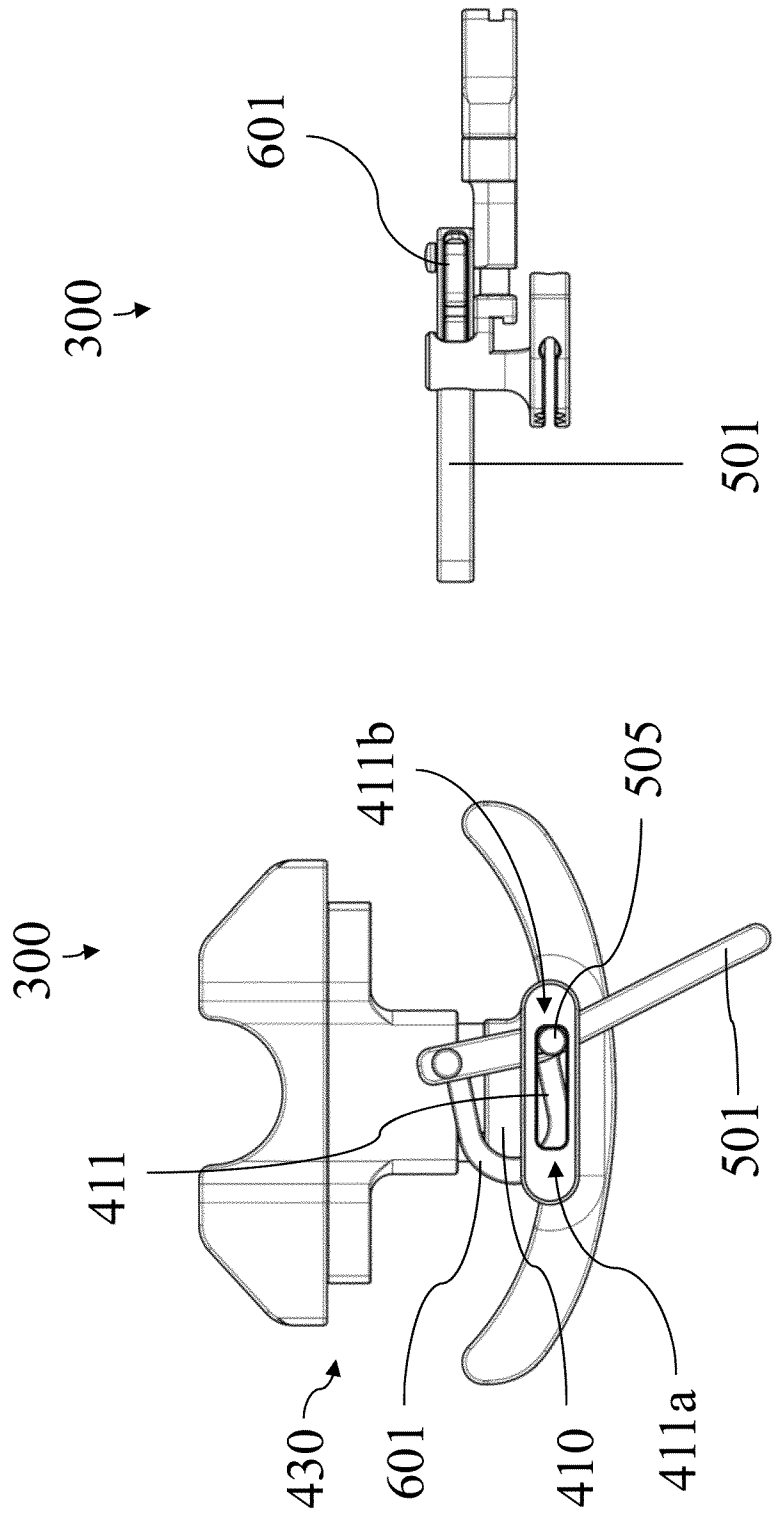


Fig. 45

Fig. 44