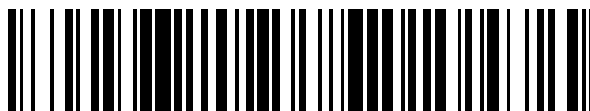


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 658 119**

51 Int. Cl.:

A61B 17/68 (2006.01)

A61B 17/17 (2006.01)

A61F 2/38 (2006.01)

A61B 17/80 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **03.08.2009 PCT/US2009/052584**

87 Fecha y número de publicación internacional: **04.02.2010 WO10014987**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **03.08.2009 E 09803704 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **01.11.2017 EP 2344055**

54 Título: **Dispositivo estabilizador interno de articulaciones**

30 Prioridad:

01.08.2008 US 85651 P

26.03.2009 US 163693 P

25.09.2008 US 100138 P

04.09.2008 US 94228 P

19.12.2008 US 139274 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
08.03.2018

73 Titular/es:

SKELETAL DYNAMICS, LLC (100.0%)
8905 SW 87th Avenue, Suite 201
Miami, FL 33176, US

72 Inventor/es:

ORBAY, JORGE, L.;
NORMAN, THOMAS, H.;
ESPINOSA, ALEX;
DE QUEVEDO, WILLIAM, GARCIA y
SALCEDO, JUAN

74 Agente/Representante:

DURAN-CORRETJER, S.L.P

ES 2 658 119 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

Dispositivo estabilizador interno de articulaciones

5 Sector técnico:

La invención se refiere a la estabilización de articulaciones con el fin de facilitar la cicatrización y el rápido restablecimiento del grado adecuado de movimiento en las articulaciones.

10 Descripción de la técnica relacionada:

El documento U.S.A. 7.297.165 B1 describe un dispositivo estabilizador de una articulación, según el preámbulo de la reivindicación 1. Este documento no explica ni propone una disposición que permita un pronto movimiento normal posoperatorio de la articulación.

15 La dislocación y la subluxación de articulaciones son problemas clínicos graves que si son persistentes, recurrentes o crónicos pueden tener como resultado daños irreversibles. Estas inestabilidades crónicas son habitualmente el resultado de daños en los ligamentos de soporte de las articulaciones y/o el resultado de una pérdida de la integridad ósea. El tratamiento de estas situaciones incluye el restablecimiento de las relaciones adecuadas o "reducción" de los huesos involucrados. La reducción se tiene que mantener durante un periodo de tiempo suficiente para permitir la cicatrización de los tejidos dañados. Asimismo, es deseable mantener el movimiento de la articulación durante este periodo con el fin de impedir la anquilosis y de mantener un cartilago articular sano. Por lo tanto, la inmovilización ideal para una articulación dislocada o subluxada impediría movimientos de traslación anómalos pero permitiría un movimiento similar a su cinemática normal.

25 Los fijadores externos articulados han sido concebidos con el objetivo de permitir el movimiento deseado en la articulación después de la reducción de la dislocación. Estos fijadores externos se han utilizado principalmente en el codo, pero se pueden utilizar asimismo en la rodilla o en el tobillo. Los fijadores externos articulados han demostrado resultados finales satisfactorios, permitiendo que los pacientes recuperen el grado adecuado de movimiento así como la estabilidad de la articulación. Sin embargo, a pesar de ser considerados dispositivos "externos", la instalación de fijadores externos articulados requiere cirugía abierta para identificar adecuadamente el eje de rotación de la articulación, un aspecto crítico de su funcionalidad, debido a que está comprobado que es difícil o imposible determinar dicho eje desde el exterior del cuerpo. Se requiere asimismo cirugía, abierta o percutánea, para fijar la posición del fijador externo articulado instalado, introduciendo múltiples espigas en los huesos adyacentes.

35 El tamaño intrínseco de los fijadores externos, combinado con dolor y complicaciones frecuentes en los conductos de las espigas han limitado la calidad de los resultados clínicos de estos dispositivos. Los pacientes tienen dificultades para mover de manera activa estas articulaciones debido principalmente a dolor en los emplazamientos de los conductos de las espigas. Los pacientes están asimismo limitados en el desempeño de actividades cotidianas debido a la naturaleza engorrosa del dispositivo, que tiene que permanecer instalado durante un tiempo relativamente largo, normalmente de cinco o seis semanas de promedio.

45 Sigue siendo necesario un dispositivo que mantenga la reducción permitiendo al mismo tiempo un pronto movimiento normal posoperatorio de la articulación pero que elimine los problemas del tamaño del dispositivo, y el dolor en el conducto de la espiga y las complicaciones asociadas con los fijadores externos articulados existentes.

Características de la invención:

50 Por consiguiente, un objetivo de esta invención es dar a conocer un dispositivo estabilizador interno de articulaciones que supera los inconvenientes mencionados anteriormente de los dispositivos conocidos hasta ahora. Se da a conocer un dispositivo estabilizador de articulaciones tal como el definido en la reivindicación 1, que incluye un eje y una parte que se puede fijar a un hueso. El dispositivo se coloca internamente para impedir problemas de los conductos de las espigas y para estabilizar la articulación, permitiendo al mismo tiempo el movimiento de la articulación siguiendo su trayectoria natural. La invención no pretende estar limitada a los detalles mostrados, dado que se pueden realizar en la misma diversas modificaciones y cambios estructurales sin apartarse del alcance de las reivindicaciones.

60 Sin embargo, la disposición de la invención, junto con objetivos y ventajas adicionales de la misma, se comprenderá mejor a partir de la siguiente descripción cuando se lea en relación con los dibujos adjuntos, en los que solamente los estabilizadores internos de articulaciones mostrados en las figuras 8 a 18 son realizaciones de la presente invención, mientras que los dispositivos mostrados en las figuras 1 a 7 y 19 a 27 no caen dentro del alcance de las reivindicaciones adjuntas.

Breve descripción de los dibujos:

- Las figuras 1A y 1B son vistas, en perspectiva, de dos ejemplos particulares diferentes de un estabilizador interno de articulaciones de la presente invención.
- 5 La figura 2 es una vista, en perspectiva, del estabilizador interno de articulaciones de la figura 1A con tornillos para huesos fijados.
- 10 La figura 3 es una vista, en perspectiva, del estabilizador interno de articulaciones de la figura 2 después de que ha sido instalado en la articulación húmero-cubital.
- La figura 3A es una vista en detalle, a mayor escala, de la articulación húmero-cubital de la figura 3.
- 15 La figura 4 es una vista, en planta, del estabilizador interno de articulaciones después de que ha sido instalado en una articulación interfalángica.
- La figura 5 es una vista lateral, en alzado, del estabilizador interno de articulaciones de la figura 4 después de que ha sido instalado en una articulación interfalángica.
- 20 La figura 6 es una vista en perspectiva, con las piezas desmontadas, de una articulación a modo de ejemplo que incluye un estabilizador interno de articulaciones de la presente invención, utilizado junto con un implante protésico.
- La figura 7 es una vista lateral, en alzado, de una articulación a modo de ejemplo que incluye el estabilizador interno de articulaciones de la figura 6, después de la instalación.
- 25 La figura 8 es una vista, en perspectiva, de una realización particular del estabilizador interno de articulaciones de la presente invención.
- La figura 9 es una vista en perspectiva, con las piezas desmontadas, del estabilizador interno de articulaciones de la figura 8.
- 30 Las figuras 10A y 10B son vistas en alzado lateral, a mayor escala, de la parte de placa del estabilizador interno de articulaciones de la figura 8.
- 35 Las figuras 11A y 11B son vistas en perspectiva, a mayor escala, de la parte de placa del estabilizador interno de articulaciones de la figura 8.
- La figura 12A, 12B, 12C, 13A y 13B son vistas en perspectiva, a mayor escala, de las partes de la torreta del estabilizador interno de articulaciones de la figura 8.
- 40 La figura 14 es una vista en perspectiva, con las piezas desmontadas parcialmente, de partes seleccionadas del estabilizador interno de articulaciones de la figura 8.
- 45 Las figuras 15A a 15B son vistas, en alzado lateral, y las figuras 15C a 15D son vistas, en perspectiva, de partes seleccionadas del estabilizador interno de articulaciones de la figura 14.
- La figura 16 es una vista, en perspectiva, del estabilizador interno de articulaciones de la figura 8 indicando diferentes tipos de posibilidades de ajuste.
- 50 Las figuras 17A y 17B son vistas, en perspectiva y con las piezas desmontadas, de otra realización de la parte de placa y del conjunto de la torreta del estabilizador interno de articulaciones de la figura 8.
- Las figuras 18A y 18B son una vista en perspectiva y una vista con las piezas desmontadas, respectivamente, de partes seleccionadas de un estabilizador interno de articulaciones de acuerdo con otra realización de la presente invención.
- 55 La figura 18C es una vista, en perspectiva, de un estabilizador interno de articulaciones que utiliza las partes seleccionadas mostradas en las figuras 18A y 18B.
- 60 La figura 19 es una vista, en alzado lateral, de una guía de la trayectoria del eje y sus partes componentes, y la figura 20 es una vista, con las piezas desmontadas, de la guía de la trayectoria del eje de la figura 19.
- Las figuras 21 a 26 muestran un procedimiento particular de utilización de la guía de la trayectoria del eje, de la figura 19.
- 65

Mejor modo de llevar a cabo la invención:

Haciendo referencia a continuación a las figuras de los dibujos en detalle, y más concretamente, a las figuras 1A y 2, en ellas se muestra un estabilizador interno de articulaciones perpendicular -1-. El estabilizador interno de articulaciones -1- está diseñado para ser colocado internamente, con el fin de impedir problemas en los conductos de las espigas y de estabilizar la articulación, permitiendo al mismo tiempo el movimiento en la articulación siguiendo su trayectoria natural.

El estabilizador interno de articulaciones -1- de la figura 1A está adaptado concretamente para su utilización en relación con articulaciones articuladas, tales como el codo, y está fabricado preferentemente de metal (tal como de titanio, cobalto cromo o acero inoxidable, o una combinación de partes de titanio y partes de cobalto cromo); material bioabsorbible (tal como PLA o PGA) o una combinación de metal y material bioabsorbible. El estabilizador interno de articulaciones -1- incluye una parte de placa -2- que, preferentemente, es moldeable (es decir, se puede curvar). Extendiéndose a través de la parte de placa -2- hay los orificios -3- y -4-, que están adaptados para recibir tornillos -7- y -8- para huesos. Se debe observar que los orificios -3- y/o -4- se pueden realizar mediante una ranura y que en la parte de placa -2- se pueden incluir ninguno, más o menos orificios -3- y/o -4- para recibir tornillos -7-, -8- para huesos, a conveniencia. El tornillo -7- para huesos es preferentemente un tornillo de compresión a ser fijado en un hueso a través de un orificio -3- o ranura. Si están dispuestos, los orificios -4- están adaptados preferentemente para recibir, indiscriminadamente, tornillos de compresión y/o tornillos angularmente estables -8- para ser fijados al mismo hueso que el tornillo -7-, en un ángulo seleccionado por el cirujano. Si se seleccionan, los tornillos angularmente estables -8- quedan acoplados con los orificios -4- tras ajustarse totalmente, proporcionando una estabilidad adicional en el ángulo seleccionado. Se debe observar que, tal como se muestra más en particular en la figura 1B, el estabilizador interno de articulaciones según la presente invención puede tener una forma muy simple. Por ejemplo, todo el estabilizador interno de articulaciones -1'- de la figura 1B, que incluye la parte fijable -2'-, los orificios -3'- la parte de cuello -5'- y el eje -6'-, puede estar fabricado de una sección de alambre K o de un clavo Steinmann, por ejemplo, previamente curvado parcialmente para formar, por lo menos, orificios -3'- configurados para recibir tornillos de compresión y/o angularmente estables, y seguir estando dentro del alcance de la presente invención.

Haciendo referencia continuación a las figuras 4 y 5, en ellas se muestra otra realización particular de un estabilizador interno de articulaciones -11- según la presente invención. El estabilizador interno de articulaciones -11- está diseñado para ser colocado internamente, con el fin de impedir problemas en conductos de espigas y de estabilizar la articulación, permitiendo al mismo tiempo el movimiento en la articulación siguiendo su trayectoria natural.

El estabilizador interno de articulaciones -11- de las figuras 4, 5 está concretamente adaptado para su utilización en relación con otras articulaciones articuladas, tales como las articulaciones interfalángicas de la mano, conocidas como PIP (articulación interfalángica proximal), DIP (articulación interfalángica distal) e IP (articulación interfalángica del pulgar), y está fabricado preferentemente de metal (tal como titanio, cobalto cromo o acero inoxidable), material bioabsorbible o una combinación de ambos. El estabilizador interno de articulaciones -11- incluye una parte de placa -12- que es, preferentemente, moldeable. Extendiéndose a través de la parte de placa -12- hay un orificio -13- o una ranura y orificios -14-, que están dispuestos para recibir tornillos -17- y -18- para huesos. Se debe observar que se pueden incluir en la parte de placa -12- ninguno, menos o más orificios -14- para recibir tornillos -18- para huesos, a conveniencia. El tornillo -17- para huesos es preferentemente un tornillo de compresión para ser fijado a un hueso a través de un orificio -13- o ranura. Si están dispuestos, los orificios -14- están adaptados preferentemente para recibir, indiscriminadamente, tornillos de compresión y/o angularmente estables -18- para ser fijados al mismo hueso que el tornillo -17-, en un ángulo seleccionado por el cirujano. Si se seleccionan, los tornillos angularmente estables -18- quedan acoplados con los orificios -14- tras ajustarse totalmente, proporcionando una estabilidad adicional en el ángulo seleccionado.

Haciendo referencia a continuación a las figuras 1A, 2, 4 y 5, el estabilizador interno de articulaciones -1-, -11- incluye adicionalmente una parte de cuello -5-, -15- que se extiende desde el borde -2a-, -12a- de la parte de placa -2-, -12-. Un eje -6-, -16- se extiende desde el extremo de la parte de cuello -5-, -15- distal respecto de la placa -2-, -12-. La parte de cuello -5-, -15- es preferentemente moldeable (es decir, se puede curvar), de tal modo que puede ser moldeada por el cirujano intraoperatoriamente en cualquiera de los tres ejes -X-, -Y-, -Z- para conformarse a la anatomía del paciente después de que el eje -6-, -16- haya sido colocado en alineación con el eje de rotación natural de la articulación articulada en que está siendo utilizado. A modo de ejemplo, en caso de que la articulación articulada sea el codo, la parte de placa -2- se fijaría rígidamente al cúbito en su lado lateral, posterior o medial, mientras que el eje -6- o el saliente sobresaldría a través de un orificio en el húmero, alineado con el eje natural de rotación de la articulación. En otro ejemplo, en caso de que la articulación articulada sea una articulación interfalángica, la parte de placa -12- se fijaría rígidamente a la falange más distal en su lado cubital o radial, mientras que el eje -16- o el saliente sobresaldría a través de un orificio en la falange más proximal, alineado con el eje natural de rotación de la articulación. Se debe observar que la relación entre las partes de placa -2-, -12- y las partes de cuello -5-, -15- de los estabilizadores internos de articulaciones -1-, -11- ha sido adaptada a la anatomía a la que se está aplicando el estabilizador interno de articulaciones. En el caso del estabilizador interno de articulaciones -1-, el eje de la parte de cuello tiende a ser sustancialmente perpendicular al eje de la parte de placa (es decir, formando una T invertida) mientras que en el caso del estabilizador interno de articulaciones -11-, el eje de la parte de cuello

tiende a estar sustancialmente alineado con el eje de la parte de placa. La relación entre la parte de placa y la parte de cuello se puede adaptar adicionalmente para otras partes de la anatomía donde se aplique el estabilizador interno de articulaciones, permaneciendo dentro del alcance de la presente invención.

La parte de placa -2-, -12- y la parte de cuello -5-, -15-, respectivamente, del estabilizador interno de articulaciones -1-, -11- se podrían fabricar de acuerdo con lo que se describe en la solicitud de patente U.S.A. número de serie 12/463.037. A continuación se describirá un procedimiento particular de utilización del estabilizador interno de articulaciones -1-, en relación con las figuras 1A a 3A. Más concretamente, las figuras 3 y 3A muestran el estabilizador interno de articulaciones -1- fijado a la articulación húmero-cubital. Se puede observar que el eje -6- (mostrado en línea de puntos) ha sido introducido en el húmero -20-, en alineación con el eje de rotación natural de la articulación húmero-cubital. La parte de placa -2- está fijada al cúbito -21- (en este ejemplo, en el lado lateral) utilizando el tornillo -7- para huesos, en modo compresión, mientras que los tornillos -8- fijan adicionalmente la parte de placa -2- al cúbito -21- en modo de compresión o angularmente estables. Adicionalmente, se muestra el hueso radio -22- solamente como referencia, dado que no está afectado por el procedimiento.

Además, las figuras 4 y 5 muestran el estabilizador interno de articulaciones -11- fijado a la articulación interfalángica (una articulación PIP, en particular). Se puede observar que el eje -16- (mostrado en línea de puntos) ha sido introducido en la falange más proximal -30-, en alineación con el eje de rotación natural de la articulación interfalángica. La parte de placa -12- está fijada al lado cubital (mostrado) o al radial de la falange más distal -31- utilizando el tornillo -17- para huesos, en modo de compresión, mientras que los tornillos -18- fijan adicionalmente la parte de placa -12- a la falange más distal -31- en modo de compresión o angularmente estables.

Para instalar el estabilizador interno de articulaciones, el cirujano accede a la articulación afectada a través de incisiones laterales y/o mediales (en el caso del codo) o de incisiones radiales y/o cubitales (en el caso de la articulación interfalángica). Se reduce la articulación dislocada y se determina un primer punto en el eje de rotación de la articulación. Esto se puede conseguir mediante inspección visual de la anatomía. Alternativamente, la articulación puede ser desplazada mediante su grado de movimiento permitiendo al cirujano identificar y marcar el punto isométrico en el hueso proximal de la articulación (el húmero en el caso del codo, o la falange más proximal de la articulación afectada en el caso de una articulación interfalángica) que localiza un primer punto en el eje de rotación. En el caso del codo, este punto está situado en el centro del cóndilo externo a continuación de la base del epicóndilo lateral. Análogamente, un segundo punto en el eje de rotación, en el lado opuesto del hueso proximal -20-, -30- de la articulación, puede ser identificado mediante fluoroscopia, por inspección directa o con la ayuda de una guía de la trayectoria del eje especializada (por ejemplo, la guía -400- de la trayectoria del eje de la figura 19) y marcado. A continuación se perfora un orificio a través del eje de rotación para preparar la instalación del estabilizador interno de articulaciones.

El eje -6-, -16- se introduce a continuación en el orificio perforado en el hueso proximal de la articulación. Y si es necesario, la parte de cuello del estabilizador interno de articulaciones es moldeada a continuación por el cirujano, de tal modo que el orificio -3-, -13- o la ranura de la parte de placa -2-, -12- estará situada en su posición adecuada, plana contra la parte relativamente plana del lado lateral (mostrado), posterior o medial del cúbito -21- en el caso del codo, o del lado radial o cubital (mostrado) del hueso más distal de la articulación afectada (falange -31-) en el caso de una articulación interfalángica. Un tornillo -7-, -17- para huesos es introducido en el orificio -3-, -13- o en la ranura y roscado en el hueso. Si están dispuestos orificios -4-, -14- o ranuras, la parte de placa -2-, -12- es moldeada adicionalmente por el cirujano, a conveniencia, de tal modo que los orificios o ranuras -4-, -14- están situadas aproximadamente planos contra el lado lateral (mostrado), posterior o medial del cúbito -21- en el caso del codo, o el lado radial o cubital (mostrado) del hueso más distal de la articulación interfalángica afectada. A continuación se introducen tornillos de compresión o angularmente estables -8-, -18- en orificios -4-, -14-, en un ángulo seleccionado por el cirujano, y se atornillan en el cúbito -21- o la falange -31-, según sea el caso. Si se desea, después de que los tornillos -8-, -18- hayan sido fijados, los tornillos -7-, -17- para huesos que estaban originalmente fijados a través de orificios o ranuras -3-, -13- pueden ser extraídos y sustituidos por tornillos angularmente estables -8-, -18-.

Se comprueba de nuevo el grado de movimiento y la estabilidad de la articulación. El cirujano cierra las incisiones de manera estándar.

Si se requiere, los estabilizadores internos de articulaciones fabricados de metal pueden ser extraídos quirúrgicamente después de un periodo de tiempo suficiente para permitir la cicatrización de los tejidos dañados. En una realización alternativa, todas o algunas partes del estabilizador o, por lo menos, su eje podrían estar fabricados de un material bioabsorbible, por ejemplo ácido poliláctico, reduciendo de ese modo la necesidad de extracción quirúrgica de algunas o de la totalidad de las partes del estabilizador interno de articulaciones.

Haciendo referencia a continuación a las figuras 6 y 7, en ellas se muestra otra realización de un estabilizador interno de articulaciones -40- según la presente invención. En ciertos casos, la superficie o el extremo del hueso proximal -50- de la articulación puede estar dañado, y puede ser necesario sustituirlo. Siendo así, de acuerdo con los principios de la presente invención, un eje -42- del estabilizador interno de articulaciones -40- de la presente invención puede ser introducido en un implante protésico -60- introducido en el hueso proximal dañado -50-. Por ejemplo, tal como se muestra en las figuras 6 y 7, el estabilizador interno de articulaciones -40- está adaptado

concretamente para ser utilizado en casos en los que la superficie articular del hueso proximal -50- (en este caso, el húmero de la articulación húmero-cubital) está dañada y tiene que ser sustituida por un implante protésico -45-. Se debe observar que la utilización a modo de ejemplo de la articulación húmero-cubital no pretende ser limitativa, dado que la utilización del estabilizador interno de articulaciones -40- puede adaptarse para ser utilizada en otras articulaciones (por ejemplo, la articulación PIP) cuando está indicada la utilización de un implante protésico.

Tal como se muestra más concretamente en la figura 6, en el presente ejemplo, se da conocer un implante protésico -45- que incluye una superficie -45a- para sustituir la superficie articular dañada del húmero -50- y un vástago -45b- para introducirlo, y fijarlo en la cavidad medular -50a- del húmero -50-. El implante protésico incluye asimismo un orificio pre-perforado -46- dimensionado para recibir el eje -42- del estabilizador interno de articulaciones -40-. Alternativamente, el cirujano puede perforar intraoperatoriamente el orificio -46- para el eje -42-. Opcionalmente, se puede disponer un elemento tubular de soporte -48-, preferentemente fabricado de material plástico, para ser introducido en el orificio -46- del implante protésico antes de introducir el eje -42- del estabilizador interno de articulaciones -40-. Cuando se utiliza el elemento tubular de soporte opcional, el orificio -46- del implante protésico -45- estará dimensionado y configurado por lo demás para recibir el elemento tubular -48- de soporte.

Para instalar el estabilizador interno de articulaciones mostrado en las figuras 6 y 7, el cirujano accede a la articulación afectada (es decir, al codo en el ejemplo mostrado) mediante una incisión y procede a retirar las superficies articulares dañadas del hueso proximal -50- (por ejemplo, el húmero), tal como se muestra en la figura 6, con el fin de preparar la cavidad medular -50a- del hueso proximal -50- para recibir el vástago -45b- del implante protésico -45-. A continuación, se introduce el implante protésico -45- y se fija con tornillos y/o cemento y/o con otros medios al hueso proximal -50-, de tal modo que el eje del orificio -46- queda alineado con el eje de rotación natural del hueso proximal -50-.

El eje -42- es introducido a continuación en el orificio -46- del implante protésico -45-. Alternativamente, si está dispuesto, el elemento tubular de soporte -48- opcional puede ser introducido en un orificio dimensionado apropiadamente -46- del implante protésico -45- antes de introducir el eje -42- a través de un orificio -48a- en el elemento tubular de soporte -48-.

Una vez que la parte del eje -42- y/o el elemento tubular de soporte -48- y el eje -42- han sido introducidos en el orificio -46- del implante protésico -45-, el cirujano continúa con la operación siguiendo las etapas descritas anteriormente en relación con los estabilizadores internos de articulaciones de las figuras 1 a 5.

Haciendo referencia a continuación a las figuras 8 a 11B, en ellas se muestra una realización de un estabilizador interno de articulaciones -110- de acuerdo con la presente invención. El estabilizador interno de articulaciones -110- incluye componentes adicionales dirigidos a proporcionar grados adicionales de ajustabilidad. La presente realización concreta del estabilizador interno de articulaciones -110- incluye una parte de placa -120-, un conjunto de la torreta -130-, una parte de cuello -150-, una unión giratoria -170-, un ojeté -171- y un eje -160-. Todas las partes componentes del estabilizador interno de articulaciones -110- salvo, como mínimo, la parte de cuello -150- y el eje -160- se pueden proporcionar en diferentes tamaños para adaptarse a la anatomía particular del paciente.

En particular, el estabilizador interno de articulaciones -110- incluye una parte de placa -120- que, en la realización preferente, se puede curvar (es decir, es moldeable) intraoperatoriamente. La parte de placa define una superficie interior -121-, configurada para acoplarse a un hueso, y una superficie exterior -122- situada frente a la superficie interior -121-. Tal como se muestra en particular en la figura 10B, el plano de la superficie exterior -122- se elige preferentemente para que sea oblicuo con respecto al plano de la superficie interior -121-, divergiendo de la posición paralela en un ángulo A1 comprendido en el intervalo de $0 > A1 \geq 45$ grados. Sin embargo, si se desea, se puede elegir otro ángulo o se puede seleccionar la superficie -122- para que sea paralela a la superficie -121-.

Tal como se puede ver más concretamente por las figuras 11A y 11B, por lo menos dos orificios -123- se extienden en la placa -120-, entre la superficie interior -121- y la superficie exterior -122-. Los orificios -123- están adaptados para recibir un dispositivo de fijación a su través, por ejemplo, tornillos para huesos de compresión (-124- de la figura 10A) o tornillos para huesos angularmente estables (no mostrados). En una realización concreta, el perímetro que rodea los orificios -123- para los tornillos en la superficie interior -121- de la placa pueden estar dotados de salientes -125- que aumentan el acoplamiento por fricción con el hueso. Adicionalmente, un orificio -126- en la torreta se extiende a través de la placa -120-, entre la superficie interior -121- y la superficie exterior -122-. El orificio -126- de la torreta incluye un reborde circunferencial -127- y está adaptado para recibir el conjunto de torreta (-130- de la figura 9). Tal como se muestra en las figuras 11A y 11B, el orificio -126- de la torreta define un eje -Y-Y'-, perpendicular a la superficie exterior -122-, alrededor del cual puede girar el conjunto de torreta (-130-).

Haciendo referencia a continuación a las figuras 11A a 14B, se describirá un conjunto de la torreta -130- para ser utilizado con una realización concreta de la presente invención. El conjunto de la torreta -130- incluye una parte -131- de la torreta, una parte -132- de la tuerca de la torreta y un tornillo -133- de ajuste de la torreta. La parte -131- de la torreta está dimensionada para ser introducida en el orificio -126- de la torreta de la placa -120-, desde el lado de la superficie exterior -122-, hasta que se acopla con el (es decir, se asienta contra la pared exterior del) reborde circunferencial -127-. La parte -132- de la tuerca de la torreta está dimensionada para ser introducida en el orificio

-126- de la torreta desde el lado de la superficie interior -121- de la placa -120-, hasta que se asienta contra la superficie interior del reborde circunferencial -127-. La parte -131- de la torreta y la parte -132- de la tuerca de la torreta están dimensionadas de manera precisa para encajar dentro de sus lados respectivos del orificio -126- de la torreta, permitiendo al mismo tiempo la suficiente holgura para permitir su rotación en el interior del orificio -126- de la torreta alrededor del eje -Y-Y'- (-RT'- de la figura 14). La parte -131- de la torreta y la parte -132- de la tuerca de la torreta están fijadas entre sí de forma holgada, cada una en su lado respectivo del reborde circunferencial -127-, mediante el tornillo -133- de ajuste de la torreta, con la parte del reborde -134- de la parte -131- de la torreta dispuesta entre ambas. La parte del reborde -134- del conjunto de la torreta -130- está diseñada para acoplarse de forma holgada con el reborde circunferencial -127- y permite la rotación del conjunto de la torreta -130-. Al apretar más el tornillo -133- de ajuste de la torreta tira de la parte -132- de la tuerca de la torreta poniéndola en acoplamiento por fricción con el reborde circunferencial -127-, impidiendo de ese modo una rotación adicional del conjunto de la torreta -130-.

Haciendo referencia a continuación a las figuras 12A a 14, se puede ver que la parte -131- de la torreta está dotada de un orificio -135-, dimensionado para recibir y acoplarse por fricción con una parte de cuello -150-. El orificio -135- es preferentemente cilíndrico, definiendo su línea central un eje -Z-Z'-. Tal como se muestra adicionalmente, en la presente realización, la parte -131- de la torreta incluye asimismo una ranura -136- para facilitar la sujeción de la parte de cuello -150- a la parte -131- de la torreta tras el apriete del tornillo -133- de ajuste de la torreta. La ranura -136- es paralela al eje -Z-Z'- y se extiende a través de una parte de la parte -131- de la torreta, desde un extremo del orificio -135- hasta el otro extremo del orificio -135-. En correspondencia, la parte de cuello -150- tiene una sección transversal cilíndrica y está dimensionada para ser introducida, por lo menos parcialmente, en el orificio cilíndrico -135-. Una vez introducida, la parte de cuello -150- puede girar en torno al eje -Z-Z'- (-RT'- de la figura 14) dentro del orificio cilíndrico -135-. La parte de cuello -150- puede asimismo trasladarse de manera deslizante longitudinalmente a lo largo del eje -Z-Z'- del orificio -135- (-TR- de la figura 14). Sin embargo, una vez que el tornillo -133- de la torreta está totalmente apretado contra la parte -132- de la tuerca de la torreta, la fricción entre el orificio -135- y la parte de cuello -150- sujeta la parte de cuello -150- e impide cualquier movimiento adicional de rotación o traslación de la parte de cuello -150- dentro del orificio -135-. No se pretende que el mecanismo de sujeción de la parte de cuello -150- descrito anteriormente esté limitada a los detalles mostrados, dado que se pueden utilizar otros procedimientos de sujeción sin apartarse del espíritu de la invención, y dentro del alcance y el ámbito de equivalencias de las realizaciones.

Tal como se muestra más concretamente en las figuras 14 a 15B, puede estar dispuesta asimismo una unión giratoria -170-, que permite la rotación de la parte de cuello -150- alrededor del eje -X-X'- (-RT"- de la figura 14), mientras que el tornillo -151- de la unión giratoria está fijado de forma holgada. Más concretamente, la rotación de la unión giratoria -170- permite el desplazamiento angular de la parte de cuello -150- con respecto al eje -W-W'- de la parte -160- del eje, después de que dicho eje haya sido fijado roscándolo al ojete -171- de la unión giratoria -170-. La rotación de la unión giratoria -170- se puede impedir apretando completamente el tornillo -151- de la unión giratoria.

Haciendo referencia a continuación a las figuras 15A a 15D, las figuras 15A y 15B muestran desplazamientos de traslación a modo de ejemplo, de la parte de cuello -150- en el conjunto de la torreta -130-. Por ejemplo, la figura 15A muestra la parte de cuello -150- completamente introducida en el conjunto de la torreta -130-, mientras que la figura 15B muestra la parte de cuello -150- completamente extendida sobre el conjunto de la torreta -130-. Las figuras 15C a 15D muestran otra realización de la unión giratoria -170- en la que se puede observar que las superficies correspondientes de la unión giratoria -170- pueden estar ranuradas de manera correspondiente (es decir, "acanaladas") en las superficies -173-, -174- (tal como se ve en la figura 15C) o ranuradas en una superficie -173- y estriadas circunferencialmente con un metal deformable (más blando) en la otra superficie -175- (tal como se ve en la figura 15D) para permitir ventajosamente fijar la unión giratoria en cualquier ángulo deseado. En otra realización, se puede ver en la figura 15D que la parte de cuello -150- es totalmente recta, es decir, totalmente alineada con el eje -Z-Z'-, a diferencia de la parte de cuello -150- (figuras 15A a 15B), que está parcialmente alineada y parcialmente curvada, y donde solamente la parte recta se alinea con el eje -Z-Z'- (-TR-). Adicionalmente, el extremo inferior de la parte de cuello -150-, -150'- puede estar acanalado longitudinalmente con ranuras -152- que proporcionan una mayor fricción con el orificio -135- y permiten un corte sin rebabas si, después de la instalación, la parte de cuello -150-, -150'- sobresale más de lo deseado por debajo de la parte -131- de la torreta.

Haciendo referencia a continuación a la figura 16, el estabilizador interno de articulaciones -110- descrito en relación con las figuras 8 a 15C proporciona 4 grados de libertad para el ajuste: a) rotación de la parte de cuello -150-, -150'- en torno al eje -Z-Z'- (-RT-); b) traslación longitudinal de la parte de cuello -150-, -150'- a lo largo del eje -Z-Z'- (-TR-); c) rotación del conjunto de la torreta -130- alrededor del eje -Y-Y'- (-RT'-) con el resultado de un desplazamiento angular de la parte de cuello -150-, -150'-; y d) desplazamiento angular de la parte de cuello -150-, -150'- con respecto al eje -W-W'- del eje, resultante de la rotación de la unión giratoria -170- alrededor del eje -X-X'- (-RT"-).

Haciendo referencia a continuación a las figuras 17A y 17B, en ellas se muestra otra realización de una parte de placa y un conjunto de torreta para su utilización con un estabilizador interno de articulaciones de la presente invención. Por ejemplo, si se desea, la placa -201- y el conjunto de la torreta -200- de las figuras 17A a 17B pueden ser sustituidos por la placa -120- y el conjunto de la torreta -130- del estabilizador interno de articulaciones -110- de las figuras 8 a 16. Más concretamente, la placa -201- y el conjunto de la torreta -200- están configurados para dotar

al estabilizador interno de articulaciones de la presente invención de un grado adicional de libertad para el ajuste. Tal como se muestra, el conjunto de la torreta -200- incluye un orificio cilíndrico -290- a través del mismo que define un eje -V-V'-. El orificio cilíndrico -290- recibe una parte de un vástago cilíndrico -280- dimensionado en consecuencia, que se extiende entre dos receptáculos -295- de la placa. Cada receptáculo -295- de la placa incluye un orificio -123- roscado y puede incluir salientes -125-, similares a los descritos anteriormente en relación con la placa -120- de las figuras 8 a 16. Tal como se muestra asimismo en la figura 17B, el conjunto de la torreta -200- puede ser utilizado con la parte -131- de la torreta, la parte -132- de la tuerca de la torreta y el tornillo -133- de ajuste de la torreta, del conjunto de la torreta -130- descrito anteriormente. El conjunto de la torreta -200- puede encajar adicionalmente con una parte de cuello -150-, -150'- de la manera descrita en relación con la figura 14 anterior.

Cuando la parte de placa -201- y el conjunto de la torreta -200- son utilizados como parte de un estabilizador interno de articulaciones, tal como el estabilizador interno de articulaciones -110- de la figura 8, se obtiene ventajosamente un (quinto) grado adicional de libertad. Más concretamente, este grado adicional de libertad permite la rotación del conjunto de la torreta -200- alrededor del eje -V-V'- (-RT"- de la figura 17B), con el resultado de la correspondiente rotación adicional de la parte de cuello conectada -150-, -150'-.

Haciendo referencia a continuación a las figuras 18A y 18B, se muestra otra realización de una parte de placa y un conjunto de torreta para su utilización con un estabilizador interno de articulaciones de la presente invención. Por ejemplo, si se desea, la placa -301- y el conjunto de la torreta -300- de las figuras 18A a 18B pueden ser sustituidas por la placa -120- y el conjunto de la torreta -130- del estabilizador interno de articulaciones -110- de las figuras 8 a 16. Más concretamente, la placa -301- y el conjunto de la torreta -300- están configurados para dotar al estabilizador interno de articulaciones de la presente invención de un grado adicional de libertad para el ajuste, como los proporcionados por la placa -201- y el conjunto de la torreta -200-. Tal como se muestra, el conjunto de la torreta -300- incluye a través del mismo un orificio cilíndrico -390- que define un eje -V-V'-. El orificio cilíndrico -390- recibe una parte de un vástago cilíndrico -380- de diámetro correspondiente pero de mayor longitud que el orificio cilíndrico -390-, que se extiende entre las dos extensiones -395- de la placa. La placa -301- incluye orificios -123- para tornillos, similares a los descritos anteriormente en relación con la placa -120- de las figuras 8 a 16, y una ranura -323- configurada para recibir un tornillo de compresión. Tal como se muestra asimismo en la figura 18B, el conjunto de la torreta -300- incluye la parte -331- de la torreta, la parte -332- de la tuerca de la torreta y el tornillo -333- de ajuste de la torreta, de manera similar al conjunto de la torreta -130- descrito anteriormente. El conjunto de la torreta -300- puede encajar adicionalmente con una parte de cuello -150-, -150'- a lo largo del eje -Z-Z'-, de la manera descrita en relación con la figura 14 anterior.

Cuando la parte de placa -301- y el conjunto de la torreta -300- son utilizados como parte de un estabilizador interno de articulaciones, tal como el estabilizador interno de articulaciones -110- de la figura 8, se obtiene ventajosamente un (sexto) grado adicional de libertad. Más concretamente, este grado adicional de libertad permite la traslación longitudinal del conjunto de la torreta -300- a lo largo del eje -V-V'- (-TR'- de la figura 18A), con el resultado de otro posible ajuste de la parte de cuello conectada -150-, -150'-.

La figura 18C muestra el estabilizador interno de articulaciones -310-, que incluye la parte de placa -301-, el conjunto de la torreta -300-, la parte de cuello -150'-, la unión giratoria -170- y el eje -160- descritos anteriormente, después de la instalación en la parte posterior del cúbito -21- en la articulación húmero-cubital. Se debe observar que el húmero -20- se muestra semitransparente para permitir la visualización del eje -160- a través del eje de rotación de la articulación, mientras que el cúbito -21- y el radio -22- se muestran opacos.

Para instalar un estabilizador interno de articulaciones según la presente invención, tal como el estabilizador interno de articulaciones -110- de la figura 8 ó -310- de la figura 18C, el cirujano accede al codo a través de una incisión lateral o medial. Se determina y se marca un primer punto en el eje de rotación. Esto se puede conseguir mediante inspección visual de la anatomía. Alternativamente, la articulación se puede desplazar siguiendo su grado de movimiento, permitiendo al cirujano identificar y marcar el punto isométrico en el húmero que sitúa un primer punto en el eje de rotación. Este punto está situado en el centro del capítulo (o cabeza ósea), a continuación de la base del epicóndilo lateral. Análogamente, otro punto extremo del eje de rotación en el lado opuesto del húmero puede ser identificado por fluoroscopia, inspección directa o con la ayuda de una guía (por ejemplo, la guía -400- de la trayectoria del eje de la figura 19). A continuación, se perfora un orificio que conecta ambos puntos extremos del eje de rotación para preparar la instalación del estabilizador interno de articulaciones.

Todas las partes del estabilizador interno de articulaciones -110-, -310- con la excepción del eje -160-, se montan de forma holgada. Mientras mantiene el tornillo (-133-, -333- de las figuras 14, 18B) de ajuste de la torreta y el tornillo (-151- de la figura 14) de la unión giratoria fijados de forma holgada para permitir un desplazamiento relativo entre sus diferentes partes, el cirujano introduce el estabilizador interno de articulaciones en la incisión, identificando al mismo tiempo la posición óptima (lateral, medial o posterior) para instalar la parte de placa -120-, -201-, -301- en el cúbito. La parte de placa -120-, -201-, -301- se fija continuación al cúbito con tornillos de compresión o con tornillos angularmente estables, a conveniencia. El ojete de la unión giratoria (-171- de la figura 14) se desplaza para entrar en contacto con el húmero exactamente frente al punto de entrada del orificio perforado previamente en el húmero. Un eje -160- dimensionado adecuadamente es introducido a través del ojete -171- y entrando en el orificio perforado previamente. El eje -160- se rosca apretadamente en el ojete -171-. El cirujano ajusta la posición longitudinal y

angular de la parte de cuello -150-, -150'- girándola y deslizándola a lo largo del eje -Z-Z'-, y girando la parte de torreta (-131- de la figura 14 y la figura 17B ó -331- de las figuras 18A a 18B) y ajustando la rotación de la unión giratoria (-170- de la figura 14). El tornillo (-151- de la figura 14) de la unión giratoria y el tornillo (-133- de la figura 14 y la figura 17B ó -333- de la figura 18B) de ajuste de la torreta se aprietan, y se verifica el grado de movimiento. Si es necesario, se realizan ajustes más finos aflojando y apretando secuencialmente el tornillo -133-, -333- de ajuste de la torreta y/o el tornillo -151- de la unión giratoria hasta que se consigue el grado óptimo de movimiento. A continuación, el cirujano cierra de manera estándar las incisiones.

Se hace referencia a continuación a las figuras 19 a 27, en las que se describirá la guía de la trayectoria del eje y un procedimiento que, opcionalmente, pueden ser utilizados para localizar el eje de rotación de una articulación, antes de la estabilización utilizando uno de los dispositivos descritos en relación con las figuras 1 a 18C. Es importante observar que la guía de la trayectoria del eje puede ser utilizada como parte de un sistema, en combinación con dispositivos estabilizadores internos de articulaciones descritos en la presente memoria, pero no se limita a esto. Por el contrario, la guía de la trayectoria del eje de las figuras 19 a 27 puede ser utilizada asimismo para situar el eje de rotación de una articulación para la introducción de un tipo conocido y/o diferente de fijador o de estabilizador de articulaciones, o en cualquier otra situación en la que se desee situar el eje de rotación de una articulación.

Para situar el eje de rotación de una articulación, es suficiente identificar dos puntos correspondientes a la rotación de la articulación. Una vez identificados, el eje de rotación de la articulación se puede representar por una línea recta que une los dos puntos identificados.

Por ejemplo, haciendo referencia al caso de la articulación del codo, solamente con propósitos ilustrativos, la localización de los dos puntos pertinentes de rotación de esta articulación permitirá visualizar el eje de rotación. Accediendo a la articulación húmero-cubital a través de una incisión lateral, el cirujano puede identificar visualmente dicho punto. Este primer punto está situado en el centro del capítulo, a continuación de la base del epicóndilo lateral. Se puede suponer que el segundo punto es un punto en la línea central de la tróclea en forma de "bobina" (la posición humeral de la articulación cubital-humeral). Para localizar este punto, se dispone en este caso una guía, tal como la guía -400- de la trayectoria del eje de la figura 19, que tiene una parte curvada (es decir, en forma de un arco de círculo) que se puede encajar sobre la tróclea para identificar concretamente el segundo punto en el eje.

A continuación se describirá más concretamente la guía -400- de la trayectoria del eje de la figura 19, en relación con las figuras 19 y 20. Haciendo referencia a continuación a la figura 19, en ellas se muestra una vista en alzado de una guía de la trayectoria del eje y sus partes componentes principales, de acuerdo con una realización particular de la presente invención. La figura 20 es una vista en perspectiva, con las piezas desmontadas, de la guía -400- de la trayectoria del eje de la figura 19.

En particular, la guía -400- de la trayectoria del eje de las figuras 19 y 20 incluye una parte de empuñadura -410-, un localizador central -420- y un elemento tubular de alineación extraíble -430- que está configurado para recibir un alambre K -440- de longitud -L- conocida. La parte de empuñadura -410- puede estar fabricada de cualquier material deseado, pero preferentemente está fabricada de metal, tal como de acero inoxidable, o de plástico.

Tal como se muestra más concretamente en la figura 20, el localizador central -420- de la guía -400- de la trayectoria del eje incluye una parte distal curvada -422- que define una periferia. Cabe señalar que la parte distal curvada del localizador central no tiene que estar limitada a proscribir un arco particular de un círculo. Por el contrario, si se desea, la zona curvada parcialmente abierta definida puede ser igual a un semicírculo, mayor que un semicírculo tal como se muestra en la figura 20, o incluso menor, a conveniencia. Unos localizadores centrales -420- con diámetros diferentes de la parte distal -422- pueden estar dispuestos para aceptar diferentes anatomías. El extremo proximal del localizador central -420- puede estar unido (tal como se muestra), conformado integralmente o, preferentemente, fijado de manera extraíble a un extremo distal -411- de la parte de la empuñadura -410-, formando por lo tanto conjuntamente el cuerpo de la guía -400- de la trayectoria del eje. Adicionalmente, la parte de empuñadura -410- está configurada para recibir la parte -434- de la espiga de extensión canular del elemento tubular de alineación extraíble -430- a través de la abertura -412- situada en el lateral de la parte de la empuñadura -410- que está situado frente a la posición del localizador central -420-. Se debe observar que, cuando está adaptada para su utilización en otras articulaciones diferentes al codo, la parte distal del localizador central -420- de la guía -400- de la trayectoria del eje estaría, en consecuencia, adaptada geométricamente para acoplarse a una parte de un hueso en la articulación y situar la trayectoria del eje deseada del mismo.

El elemento tubular de alineación extraíble -430- incluye además un pomo -431- que tiene una abertura -432- a su través que continúa a través de la espiga de extensión canular -434-. La abertura -432- está dimensionada para recibir un alambre K -440- de longitud conocida -L- u otro tipo de dispositivo que se extiende longitudinalmente, tal como se muestra más concretamente en la figura 20. Tal como se ve más claramente en las figuras 26 y 27, la sección transversal de la espiga de extensión canular -434- es cilíndrica a lo largo de aproximadamente tres cuartos ($\frac{3}{4}$) de su perímetro, sobresaliendo ligeramente el último cuarto para formar una leva. Cuando la leva está en posición neutra, tal como se muestra en las figuras 26 y 27, la espiga de extensión canular -434- se puede deslizar longitudinalmente a lo largo del eje de la apertura -412-. Al girar el pomo -431- en sentido horario, la espiga de extensión canular en forma de leva -434- se acopla a la abertura -412- configurada correspondientemente,

bloqueándola en posición e impidiendo de ese modo un mayor deslizamiento longitudinal de la espiga de extensión canular -434- a lo largo del eje de la abertura -412-.

El localizador central -420-, el elemento tubular -430- de alineación y el alambre K -440- pueden estar fabricados de cualquier material deseado pero, preferentemente, están fabricados de metal, tal como de acero inoxidable.

A continuación se describirá, en relación con las figuras 21 a 27, un procedimiento para utilizar la guía -400- de la trayectoria del eje de la figura 19, utilizando con propósitos ilustrativos una articulación del codo. El cirujano procede, tal como se ha descrito anteriormente, accediendo a la articulación húmero-cubital a través de una incisión lateral y marcando un primer punto -460- (tal como se ve en la figura 21) en el eje de rotación de la articulación.

Haciendo referencia continuación a la figura 21, el cirujano aparta el húmero del cúbito e introduce el localizador central -420- en la articulación apartada hasta que "se asienta" en la tróclea humeral -455-. La empuñadura -410- se utiliza para manipular el localizador central -420- en la articulación.

Tal como se muestra en las figuras 22 y 23, una vez que el localizador central -420- ha sido asentado correctamente en la tróclea -455-, la espiga de extensión canular -434- del elemento tubular -430- de alineación es introducido en la abertura -412- de la parte de la empuñadura -410- de la guía -400- de la trayectoria del eje, de tal modo que el extremo distal de la espiga de extensión canular -434- está casi tocando con el primer punto -460- marcado anteriormente por el cirujano en el húmero -450-, pero lo suficientemente separado como para permitir la observación visual del punto -460-. El cirujano bloquea a continuación la espiga de extensión canular -434- en dicha posición haciendo girar el pomo -431- en sentido horario.

Tal como se muestra además en la figura 24, una vez que el elemento tubular -430- de alineación ha sido bloqueado en el interior de la abertura -412- de la parte de la empuñadura -410-, el cirujano introduce un alambre K -440- de longitud conocida -L- hasta que éste se acopla al húmero -450- en el primer punto marcado -460-.

Bajo fluoroscopia, el alambre K -440- es introducido cuidadosamente en el húmero -450-, mientras el cirujano determina visualmente que el alambre K -440- esté centrado en el interior de la parte curvada -422- del localizador central -420-, y teniendo cuidado al mismo tiempo de introducirlo justo hasta pasado el borde distal de la parte curvada -422- del localizador central -420- pero antes del córtex distal del húmero.

Haciendo referencia a continuación a las figuras 24 y 25, después de la colocación del alambre K -440-, se gira el pomo -431- en el elemento tubular -430- de alineación en sentido antihorario para liberar la espiga de alineación canular -434-. El elemento tubular -430- de alineación es extraído en primer lugar de la abertura -412- y a continuación se retira de la articulación el resto de la guía -400- de la trayectoria del eje, quedando el alambre K -440- en posición. El alambre K -440- define ahora el eje de rotación de la articulación. Utilizando un indicador de profundidad (no mostrado), el cirujano mide la longitud sobresaliente -L2- del alambre K -440-. Dado que la longitud total -L- del alambre K -440- es conocida, la longitud -L1- del alambre K -440- introducido en el húmero -450- es calculada y anotada.

Definido este modo el eje de rotación de la articulación en cuestión, localizado utilizando la guía -400- de la trayectoria del eje de las figuras 18 a 26, puede ser utilizado para seguir actuando sobre la articulación en cuestión. Por ejemplo, el cirujano puede utilizar una broca canular para introducirla sobre el alambre K -440- y crear una cavidad cilíndrica de longitud -L1-, ahora conocida, alineada con el eje de rotación natural de la articulación y que puede aceptar un eje -160- de, como mucho, la longitud -L1- del dispositivo estabilizador de la articulación.

La guía de la trayectoria del eje y el procedimiento descritos en la presente memoria pueden ser utilizados para situar el eje de rotación de una articulación con el fin de facilitar la estabilización de dicha articulación utilizando un estabilizador interno de articulaciones y/o externo. Sin embargo, tal como se ha indicado anteriormente, esto no pretende ser limitativo, dado que la guía y el procedimiento descritos en la presente memoria pueden ser utilizados en cualquier situación en la que se desee situar el eje de una articulación, sea o no estabilizada posteriormente la articulación.

Es ventajoso proporcionar la guía de la trayectoria del eje descrita en la presente memoria como parte de un kit que incluye el dispositivo estabilizador interno de articulaciones, en el que el kit puede incluir asimismo una serie de ejes y cuellos de diferentes longitudes, para permitir al cirujano adaptar intraoperatoriamente un estabilizador interno de articulaciones a la anatomía de un paciente concreto. Por ejemplo, después de determinar la longitud -L1-, el cirujano puede seleccionar un eje que tiene una longitud del cuerpo más corta, pero muy próxima a la longitud -L1- a partir de una serie de ejes dispuestos en el kit. De manera similar, el cirujano puede seleccionar intraoperatoriamente una parte de cuello, a partir de una serie de cuellos de diferentes longitudes y formas dispuestos en el kit, para adaptarse a la anatomía concreta del paciente. En una realización de este tipo, el cuello seleccionado se puede fijar además a una de una serie de partes de ajuste, tales como los diferentes conjuntos de torreta descritos en la presente memoria.

Aunque han sido descritos anteriormente en relación con el codo y las articulaciones interfalángicas, esto no pretende ser limitativo, dado que se pueden fabricar, de acuerdo con la descripción de la presente memoria, otros estabilizadores internos de articulaciones y guías de la trayectoria del eje, pero de un tamaño o escala diferentes, con el fin de tratar la inestabilidad, subluxación o dislocación de otras articulaciones, tales como el tobillo, o la inestabilidad crónica, tal como la que se produce en la articulación metatarsofalángica o juanete. Adicionalmente, a partir de la descripción de la presente memoria se puede ver que el estabilizador interno de articulaciones de la presente invención puede ser adaptado para su utilización en articulaciones que tengan formas geométricas de traslación más complejas, o más de un eje de rotación, tal como la articulación carpometacarpial (CMC) del pulgar o del tobillo, en la que el dispositivo esté adaptado para permitir los movimientos exclusivos de estas articulaciones. Por ejemplo, en una realización concreta, el estabilizador interno de articulaciones de la presente invención se puede modificar para incluir además más de un eje o brazos de conexión colocados en los puntos isométricos apropiados. Como tal, aunque la invención se ha mostrado y descrito en la presente memoria en diversas realizaciones que incluyen un eje que es giratorio con respecto a una parte que se puede fijar utilizando diversos mecanismos descritos en particular, tales como una parte de cuello que se puede curvar, un conjunto de torreta y/o una parte giratoria, etc., no pretende sin embargo estar limitada solamente a estos detalles mostrados, dado que se pueden realizar en la misma diversas modificaciones y cambios estructurales sin apartarse del alcance de la invención, que se define solamente mediante las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Estabilizador interno de articulaciones (110, 310) para estabilizar una articulación entre un primer hueso (20, 30) y un segundo hueso (21, 31), teniendo la articulación un eje de rotación natural, comprendiendo el estabilizador interno de articulaciones (110, 310) un eje (160) configurado para su introducción en el primer hueso (20, 30, 50) de la articulación, en alineación con el eje de rotación natural de la articulación, una parte de fijación (120, 201, 301) para ser fijada al segundo hueso (21, 31) con elementos de sujeción (124), y una parte de cuello (150, 150'), **caracterizado por que:**
- la parte de cuello (150, 150') está dispuesta entre dicho eje (160) y dicha parte de fijación (120, 201, 301), en que la posición del eje (160) es desplazable con respecto a la parte de cuello (150, 150').
2. Estabilizador interno de articulaciones (1, 1', 11, 40), según la reivindicación 1, en el que, por lo menos, el eje (6, 6', 16, 42) y la parte de cuello (5, 15) están formados a partir de una espiga o de un alambre, en el que, preferentemente, la parte de fijación (2', 12) está formada adicionalmente de la misma pieza de espiga o de alambre que el eje (6', 16) y la parte de cuello (5', 15).
3. Estabilizador interno de articulaciones (1, 1', 11, 40, 110, 310), según la reivindicación 1, en el que por lo menos una parte de dicho estabilizador interno de articulaciones (1, 1', 11, 40, 110, 310) es bioabsorbible.
4. Estabilizador interno de articulaciones (1, 11, 40, 110, 310), según la reivindicación 1, en el que la parte de fijación (2, 12, 120, 201, 301) incluye una placa.
5. Estabilizador interno de articulaciones (1, 1', 11, 40, 110, 310), según la reivindicación 1, en el que por lo menos la parte de cuello (5, 5', 15, 150, 150') y la parte de fijación (2, 2', 12, 120, 201, 301) se pueden curvar a mano durante un procedimiento quirúrgico.
6. Estabilizador interno de articulaciones (110, 310), según la reivindicación 1, en el que dicha parte de cuello (150, 150') y dicho eje (160) están conectados mediante una unión giratoria bloqueable (170).
7. Estabilizador interno de articulaciones (1, 1', 11, 40, 110, 310), según la reivindicación 1, en el que la posición de la parte de cuello (5, 5', 15, 150, 150') es desplazable con respecto a la parte de fijación (2, 2', 12, 120, 201, 301).
8. Estabilizador interno de articulaciones (110, 310), según la reivindicación 7, en el que la parte de fijación (120, 201, 301) incluye una placa (120, 200, 331) que incluye una parte de montaje (130, 131, 135, 136, 331), y dicha parte de cuello (150, 150') está fijada a dicha parte de montaje (130, 131, 135, 136, 331).
9. Estabilizador interno de articulaciones (110, 310), según la reivindicación 8, en el que la parte montaje (130, 131, 135, 136, 331) incluye un medio de torreta (130, 200, 300) para montar la parte de cuello (5, 15, 150, 150') con respecto a la placa (120, 200, 300, 331).
10. Estabilizador interno de articulaciones (110, 310), según la reivindicación 9, en el que el medio de torreta (130, 200, 300) incluye una parte de torreta desplazable de manera giratoria con respecto a la placa.
11. Estabilizador interno de articulaciones, según la reivindicación 9, en el que dicha placa (201, 301) incluye una varilla (280, 380) y dicho medio de torreta (200, 300) está montado de forma pivotante en torno a dicha varilla (280, 380).
12. Estabilizador interno de articulaciones, según la reivindicación 1, en el que, la parte de fijación (201, 301) incluye una placa que puede ser fijada al segundo hueso (21, 31) con elementos de sujeción (8, 17, 18, 124), incluyendo dicha placa una varilla (280, 380); e incluyendo además la parte de fijación (201, 301) una parte de montaje (200, 300) montada de manera pivotante en torno a dicha varilla (280, 380); y la parte de cuello (150, 150') dispuesta entre dicho eje (160) y dicha parte de montaje (200, 300).
13. Estabilizador interno de articulaciones, según la reivindicación 12, en el que por lo menos uno del eje (160) y la parte de cuello (150, 150') es desplazable con respecto a la placa (120, 201, 301).

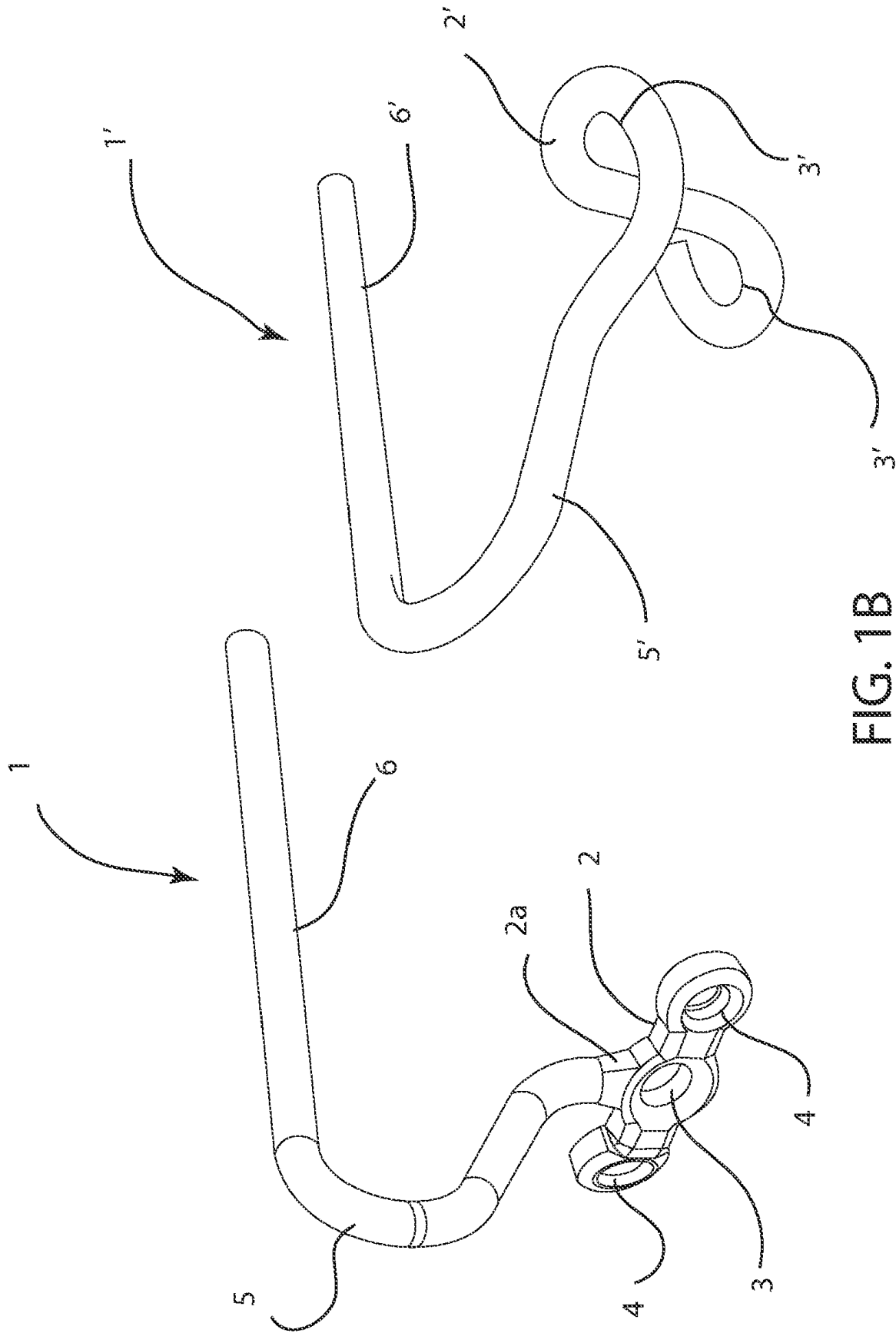
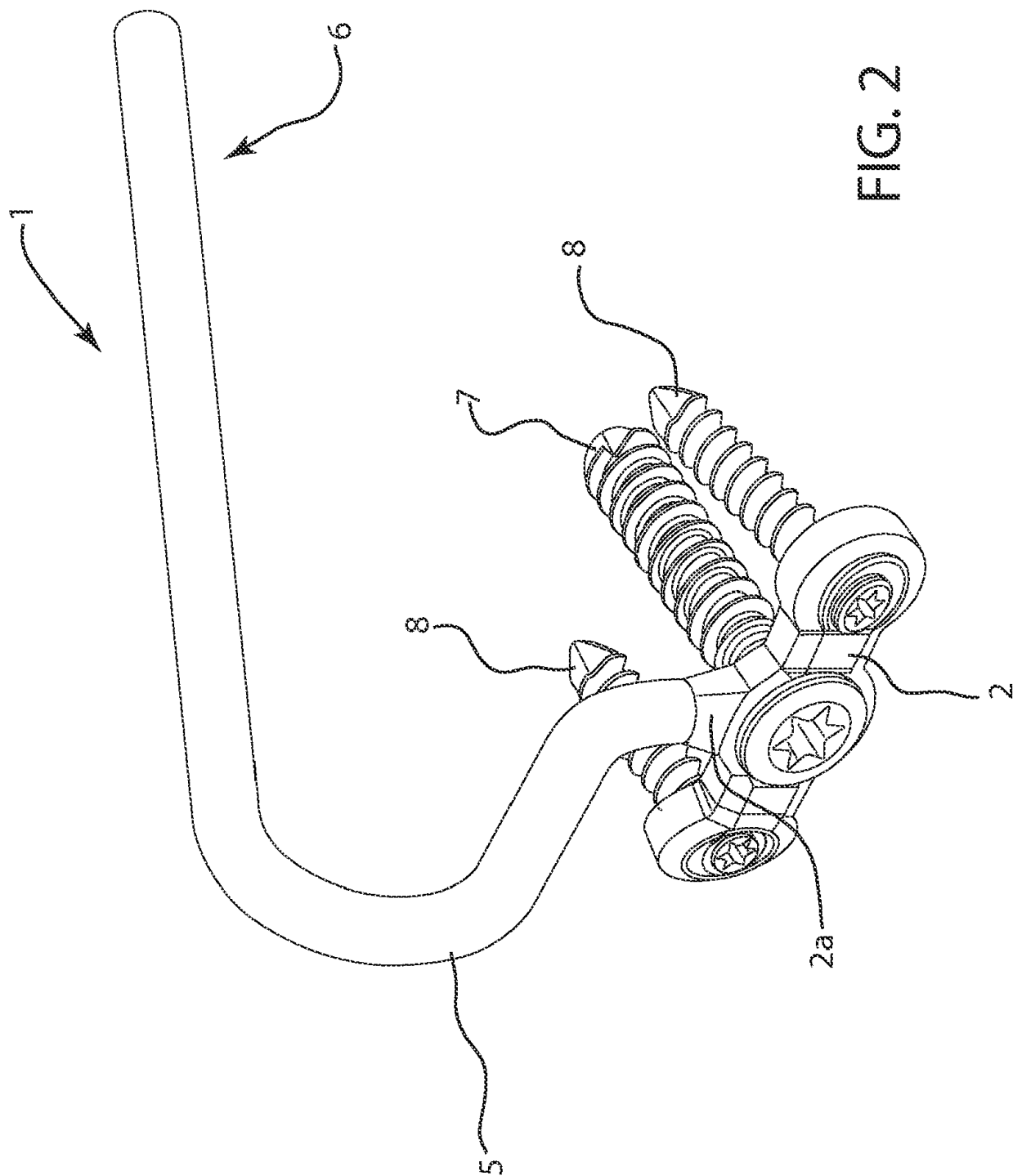


FIG. 1A

FIG. 1B



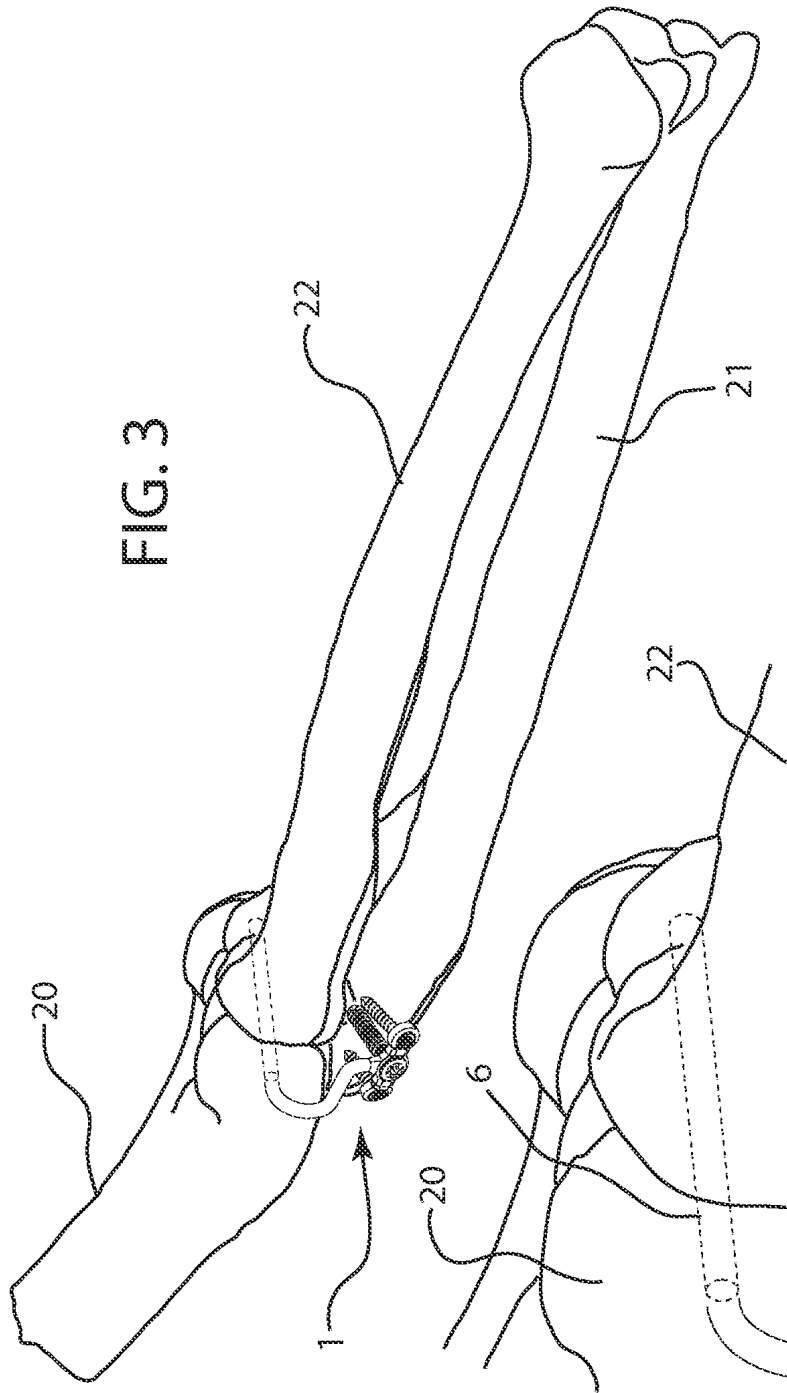


FIG. 3

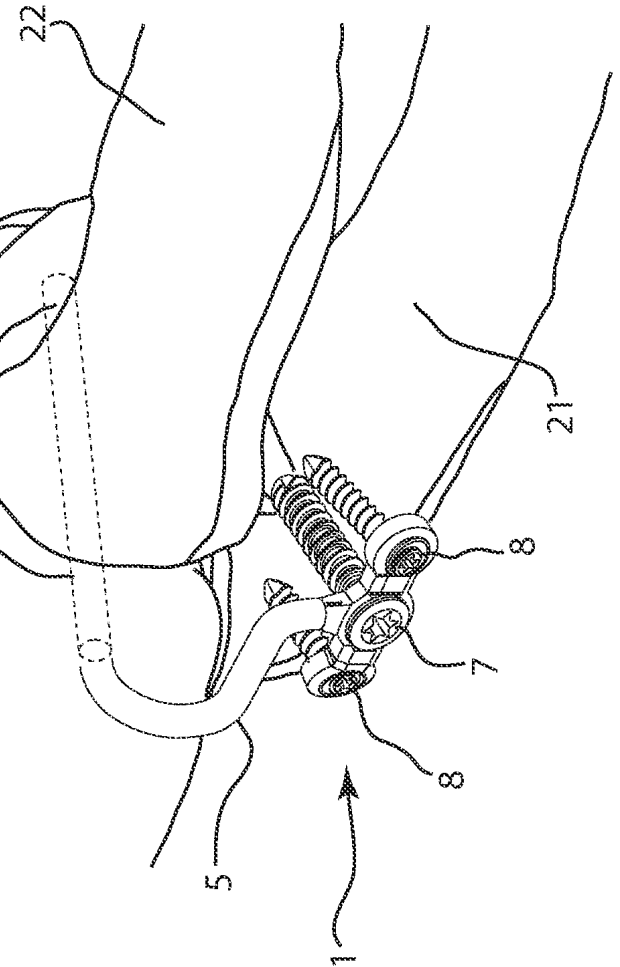


FIG. 3A

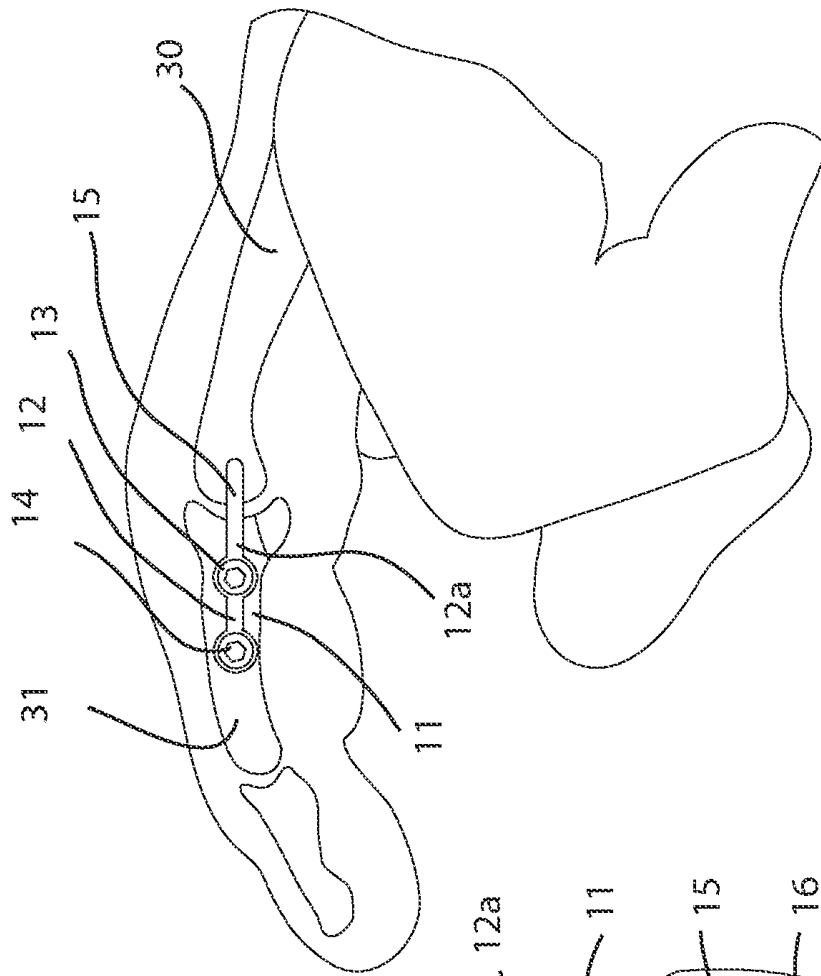


FIG. 5

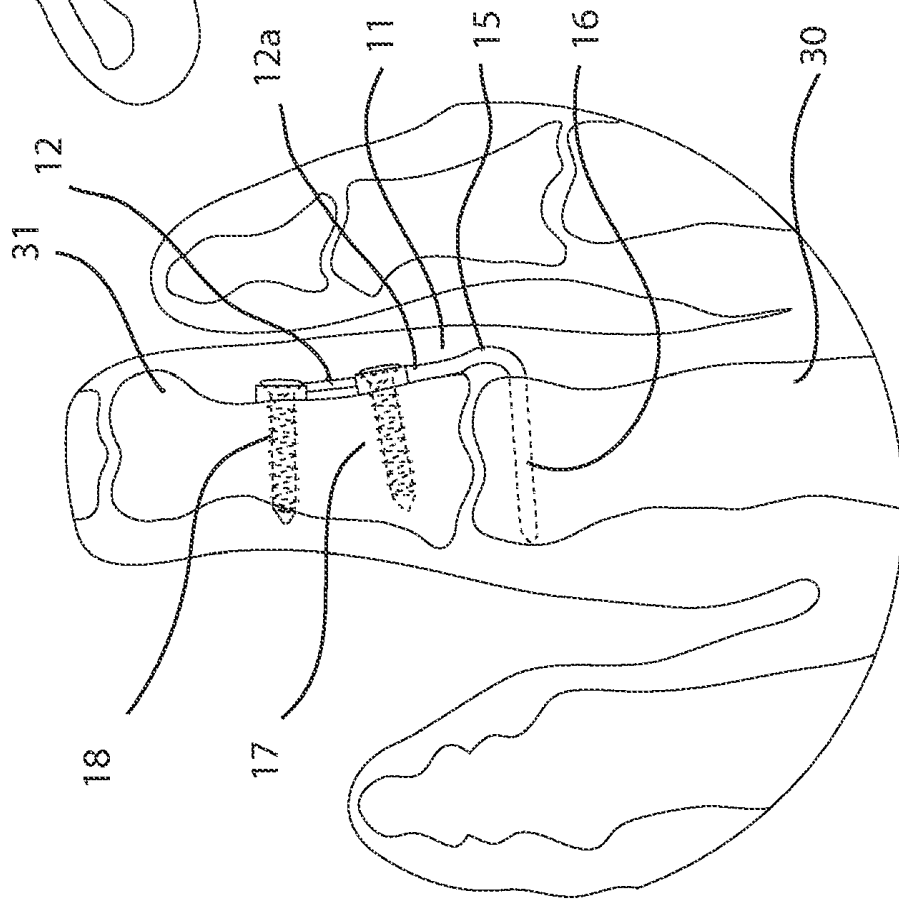
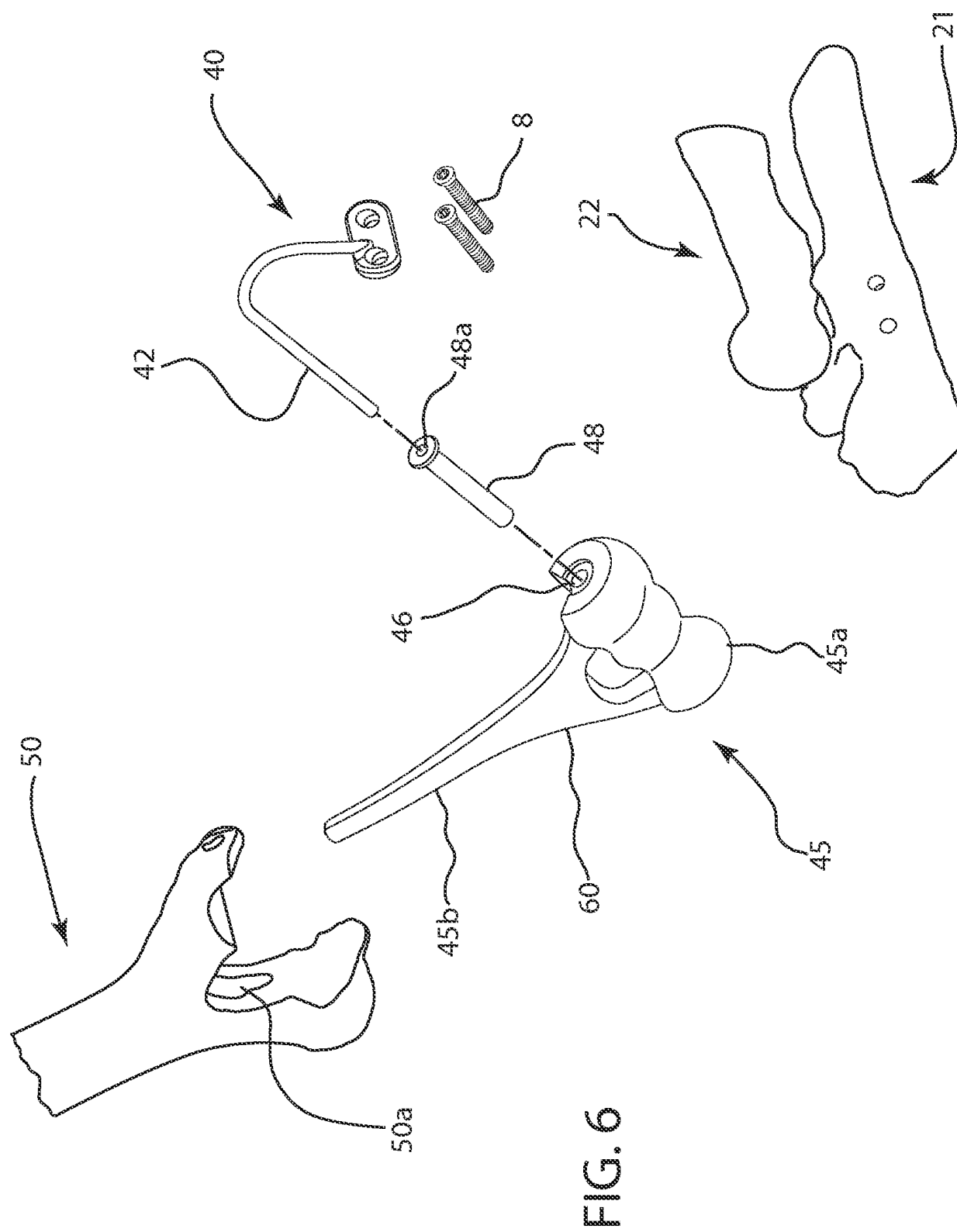


FIG. 4



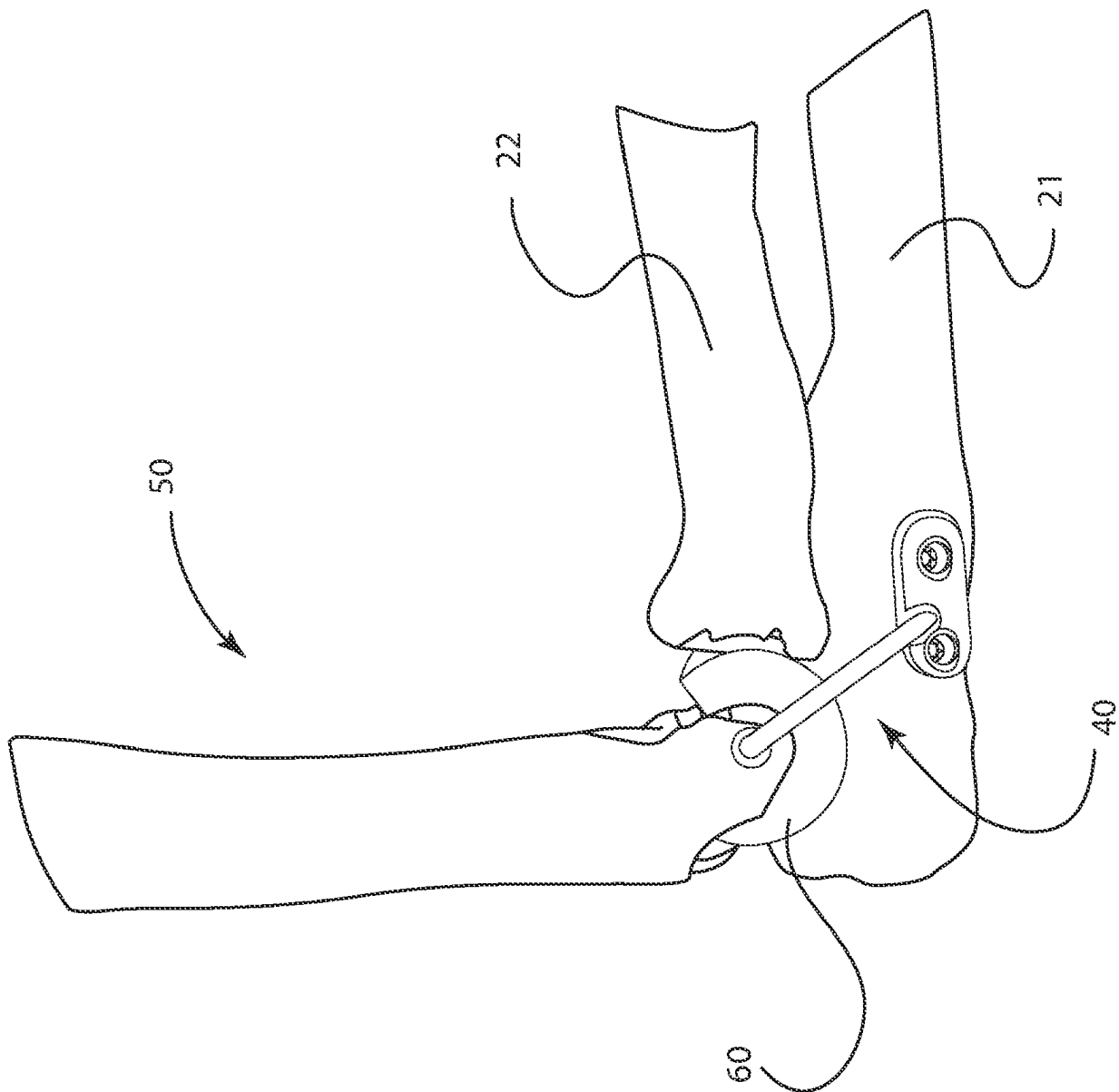


FIG. 7

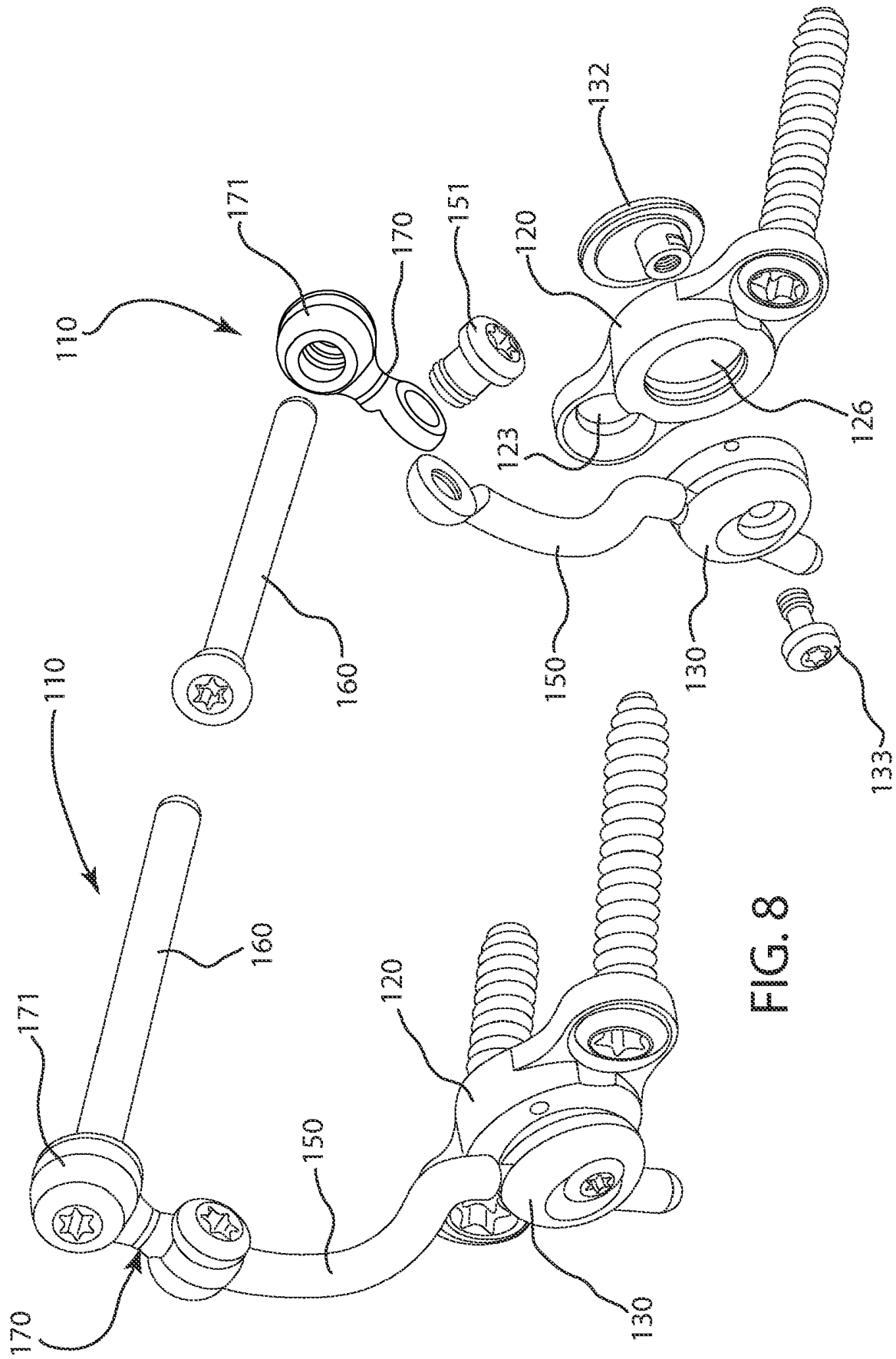


FIG. 9

FIG. 8

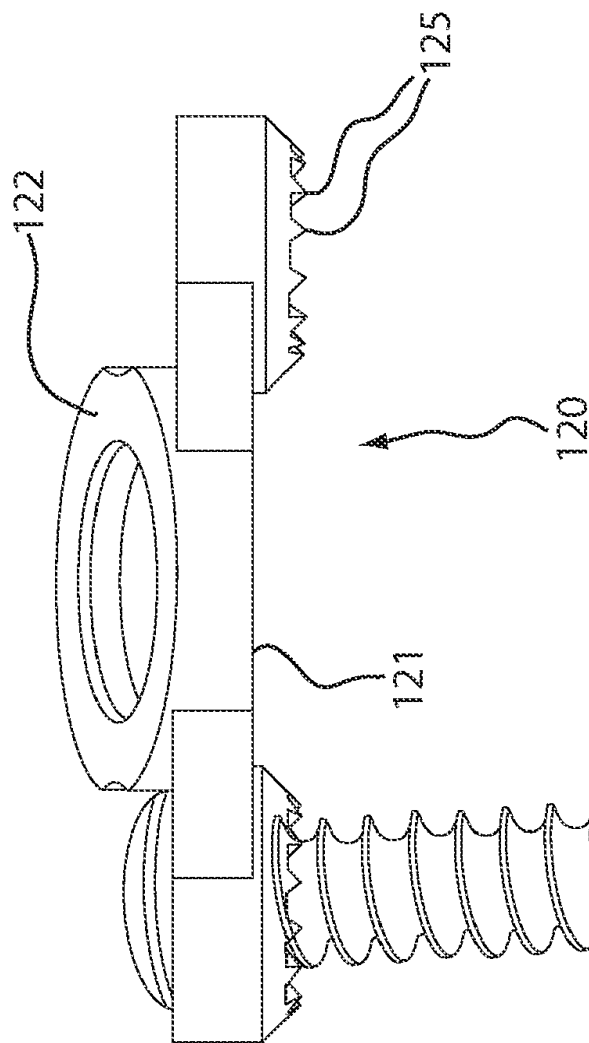


FIG. 10A

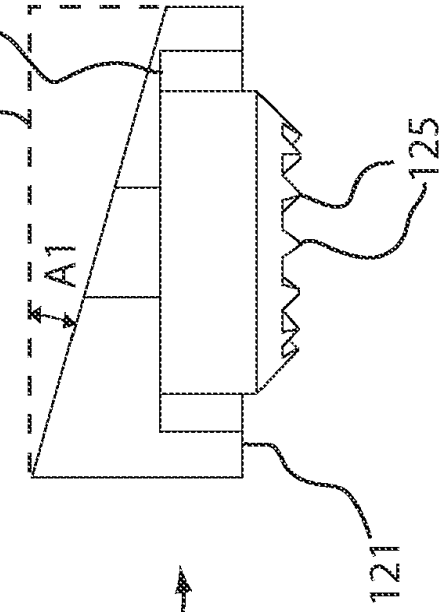
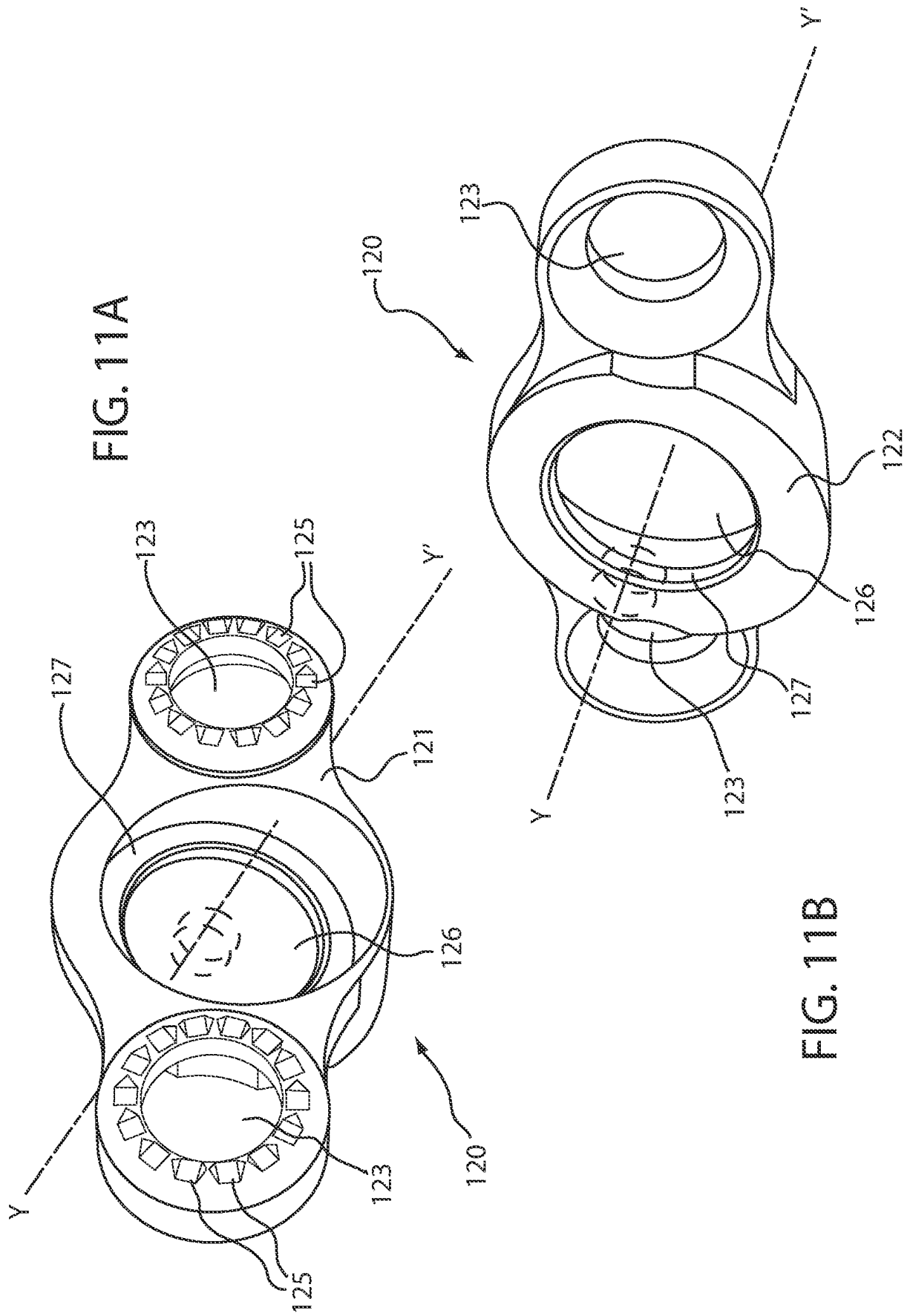


FIG. 10B



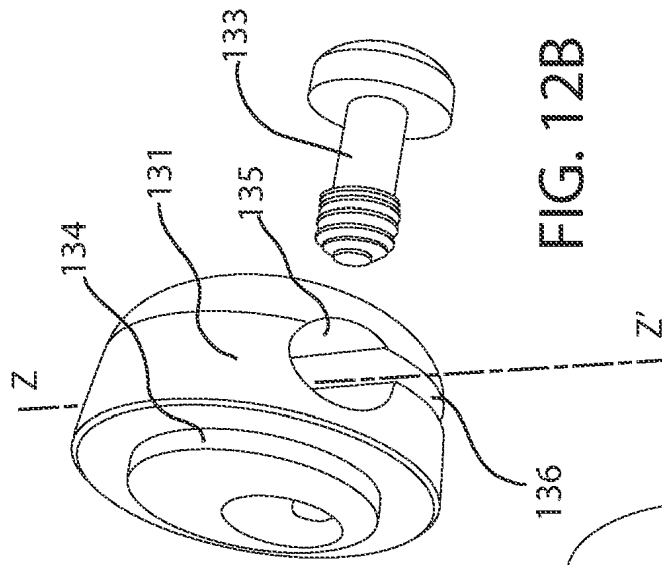


FIG. 12B

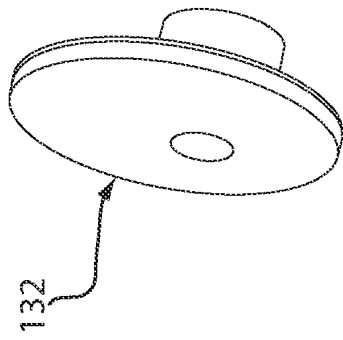


FIG. 12A

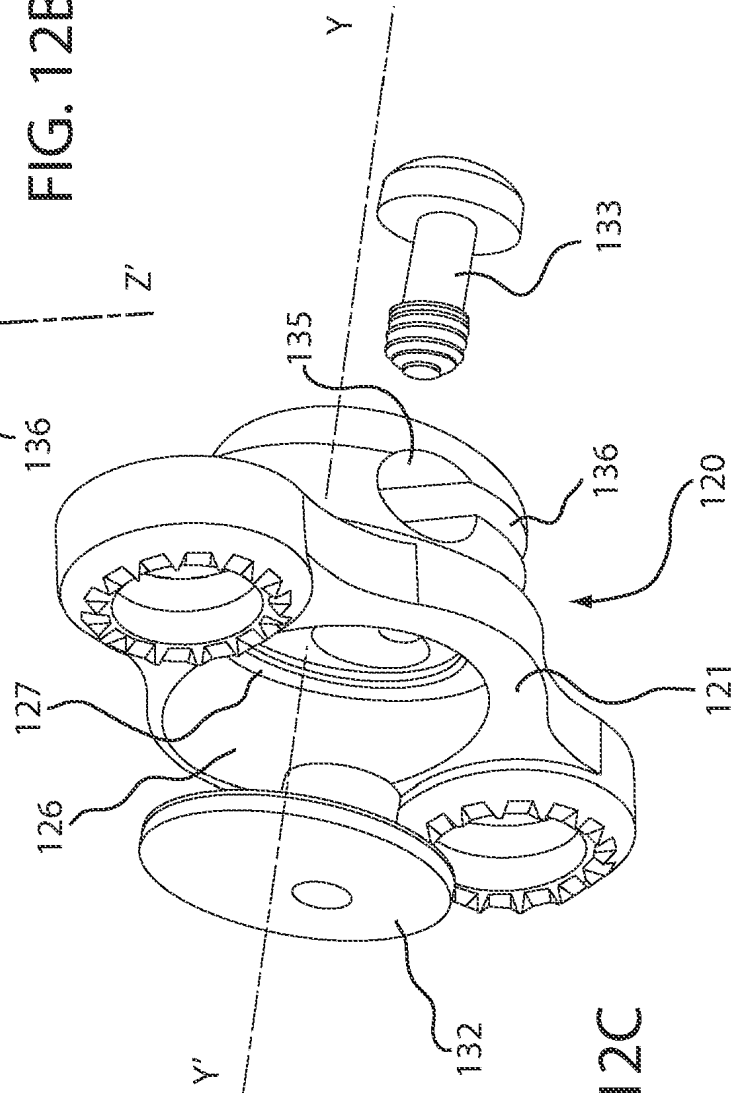
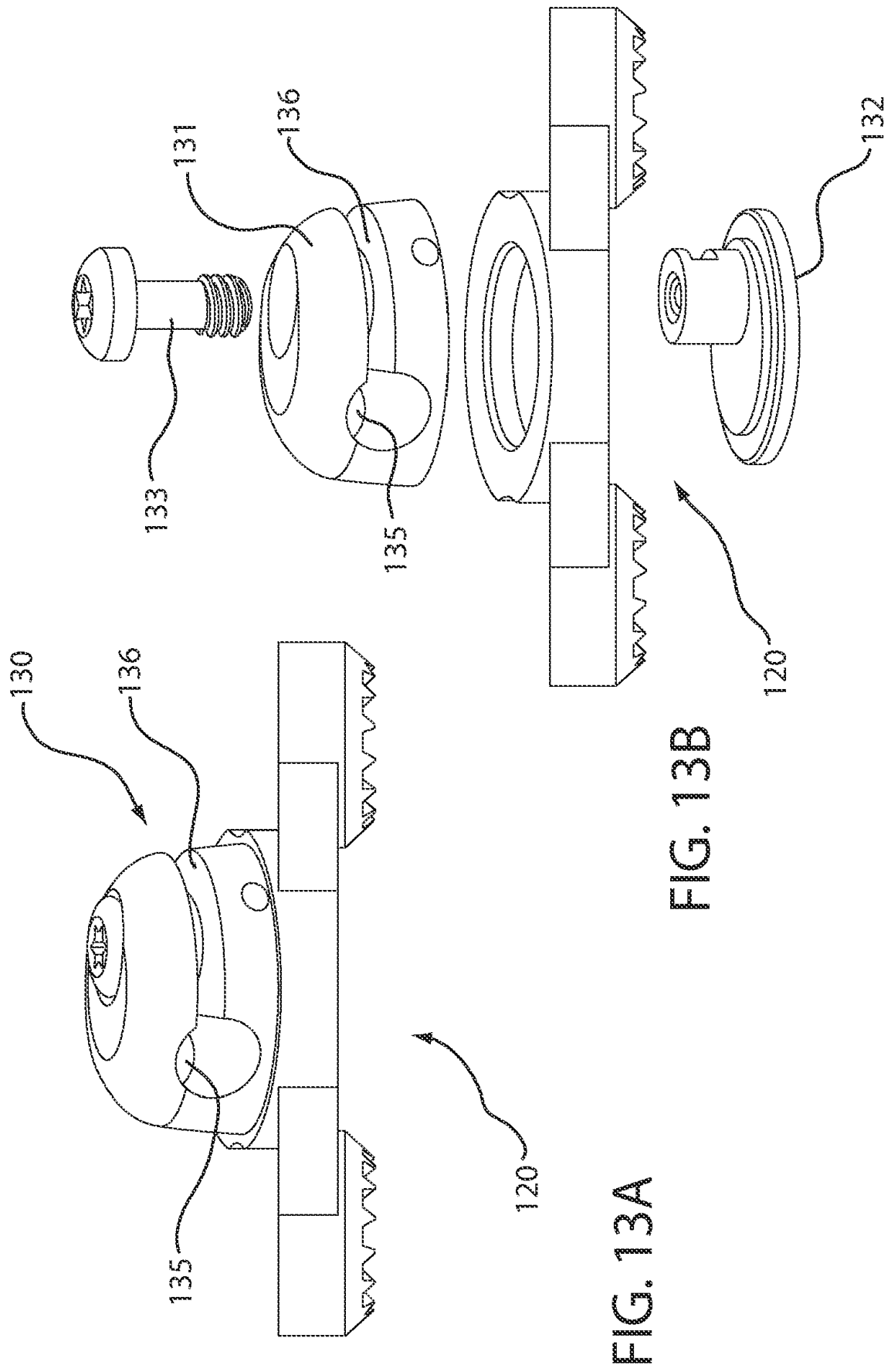
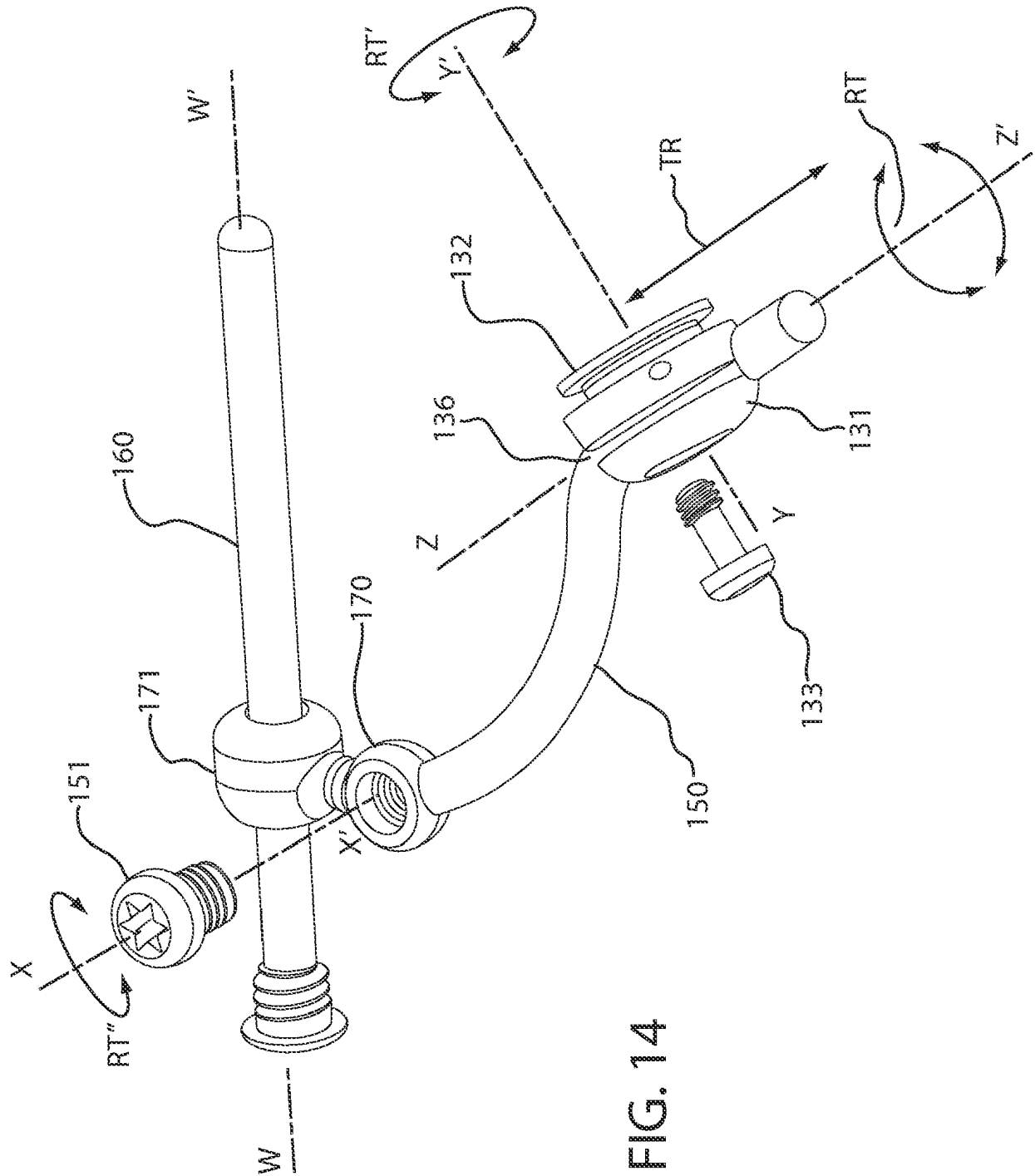
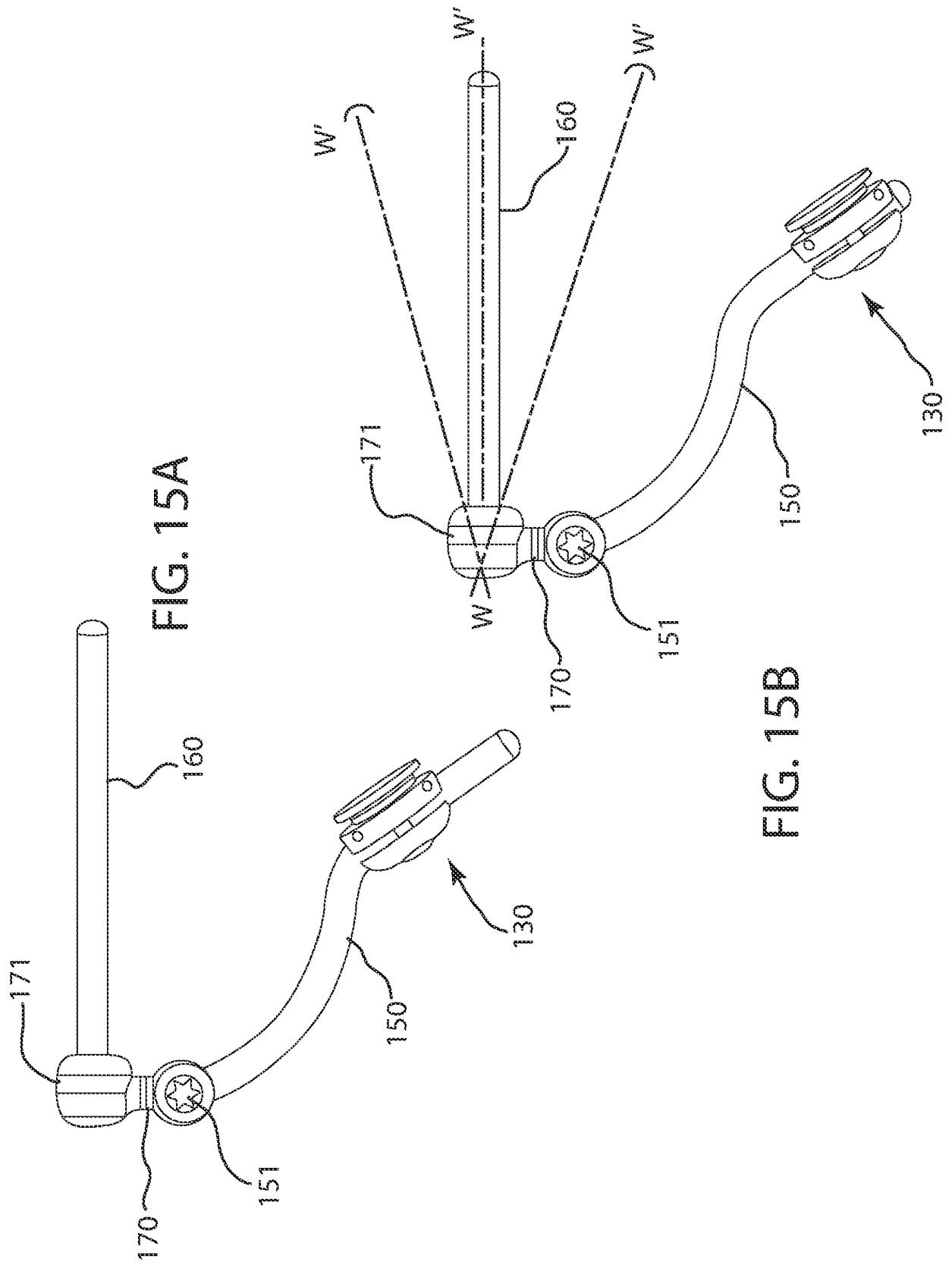


FIG. 12C







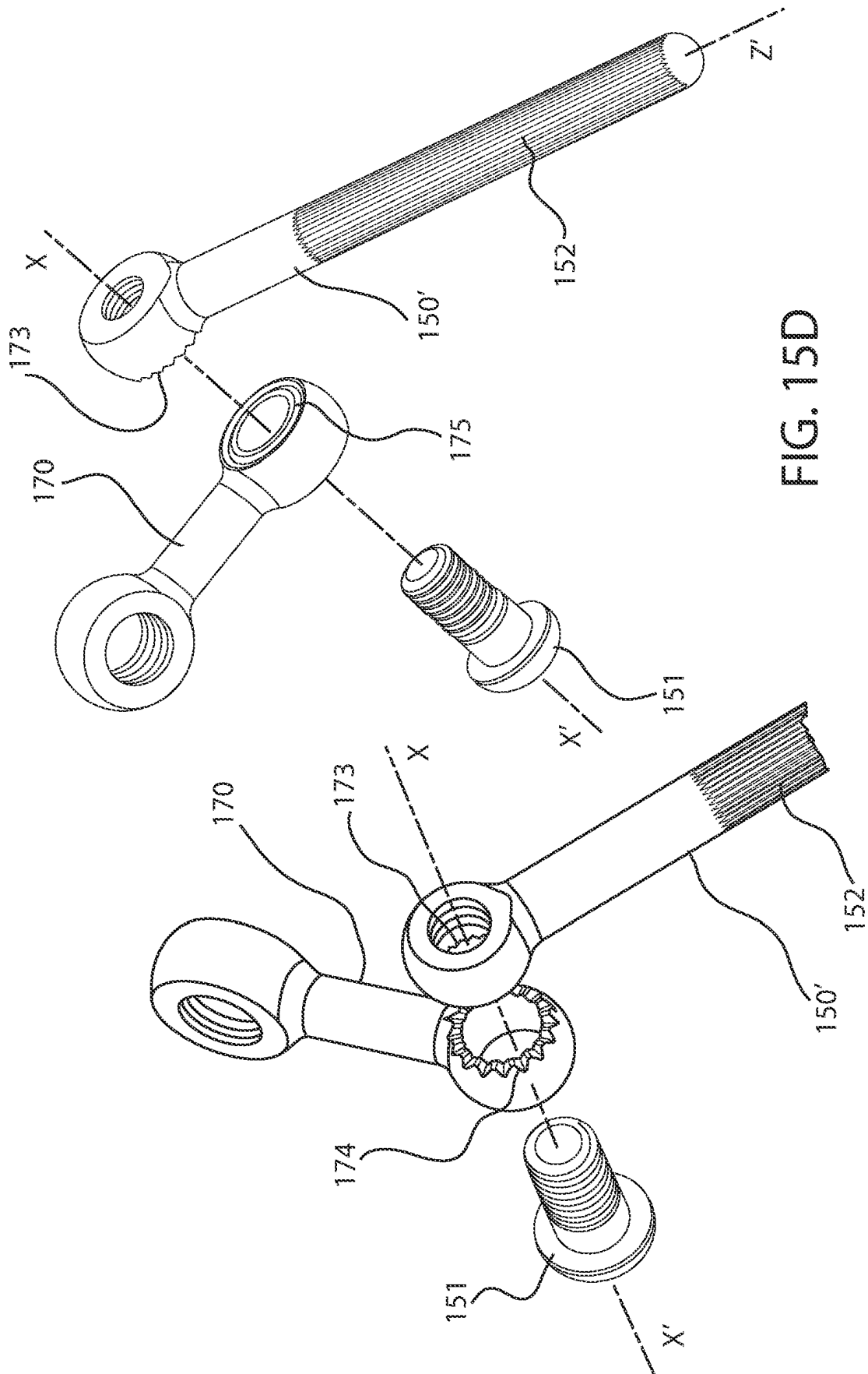


FIG. 15D

FIG. 15C

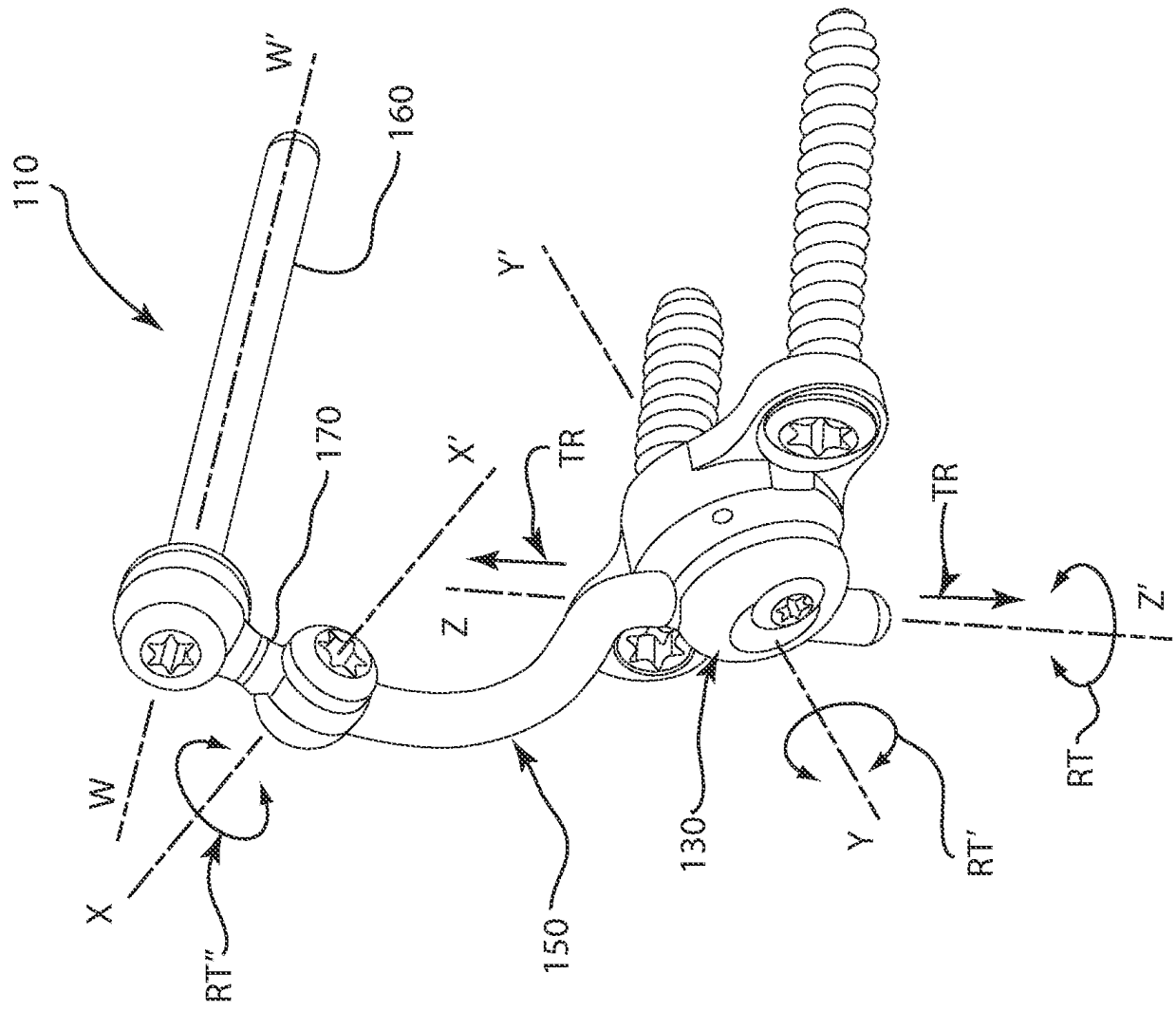
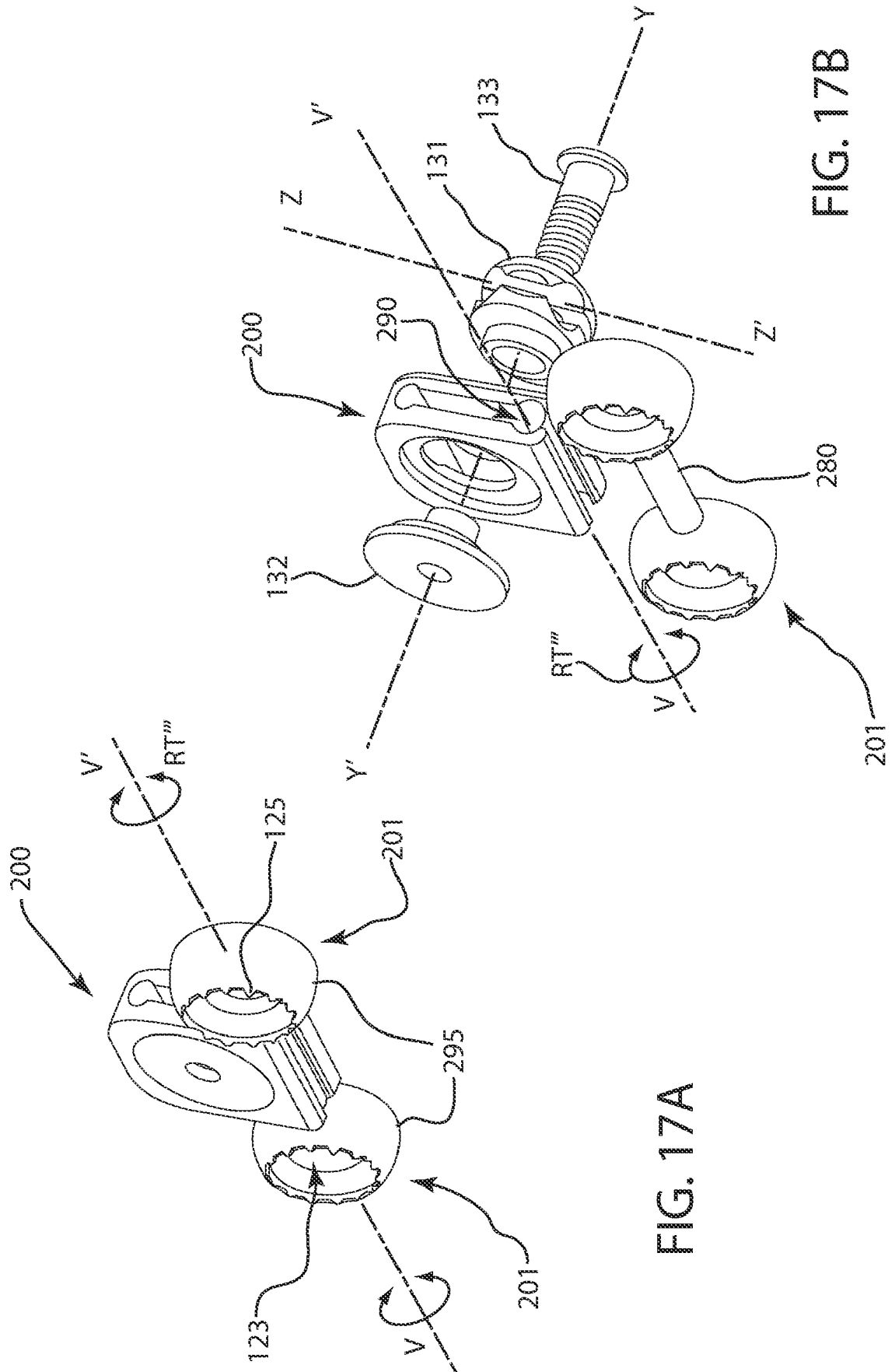
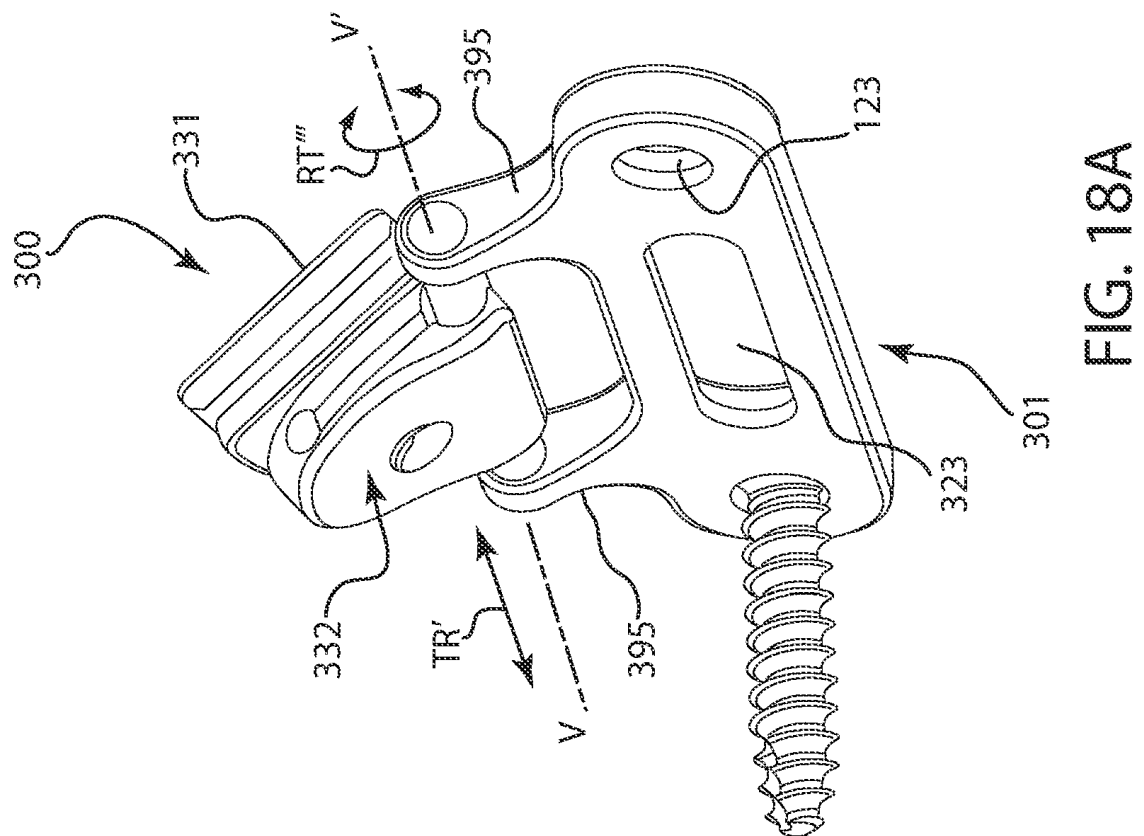
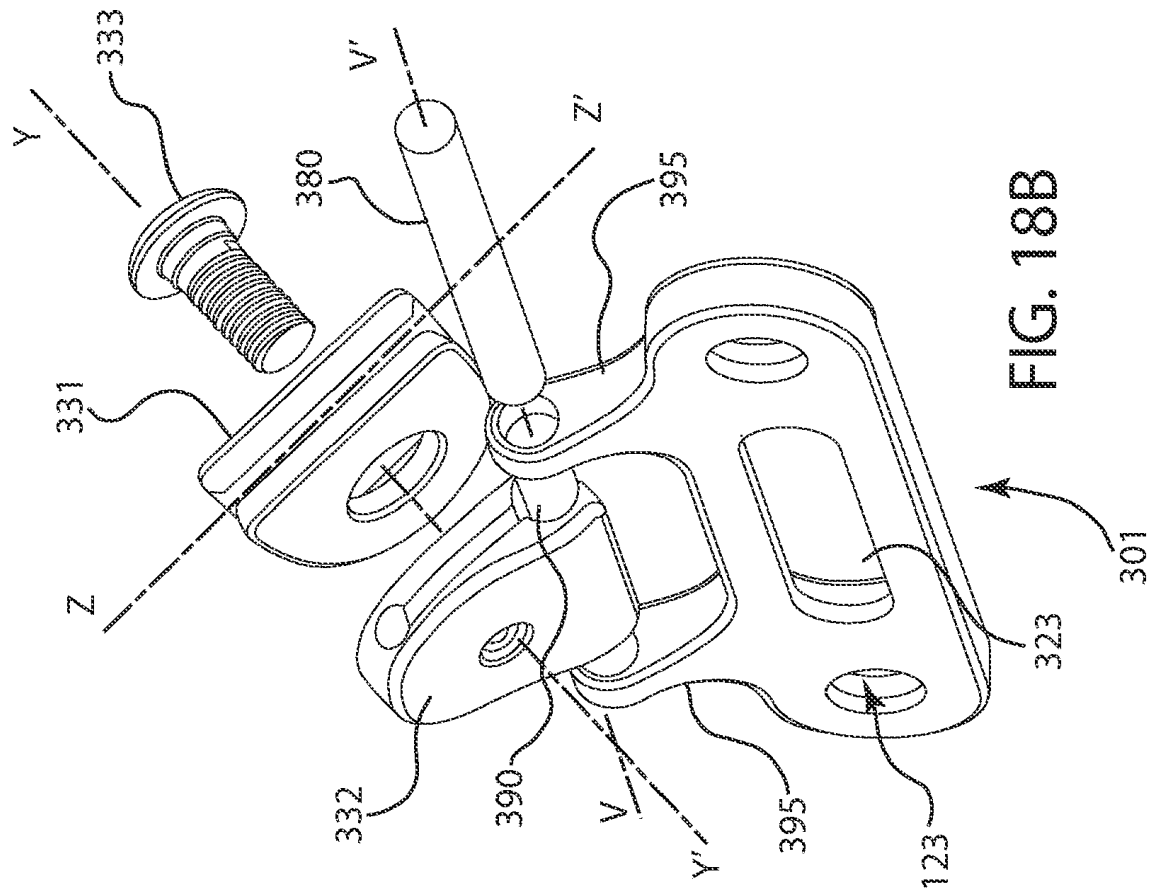
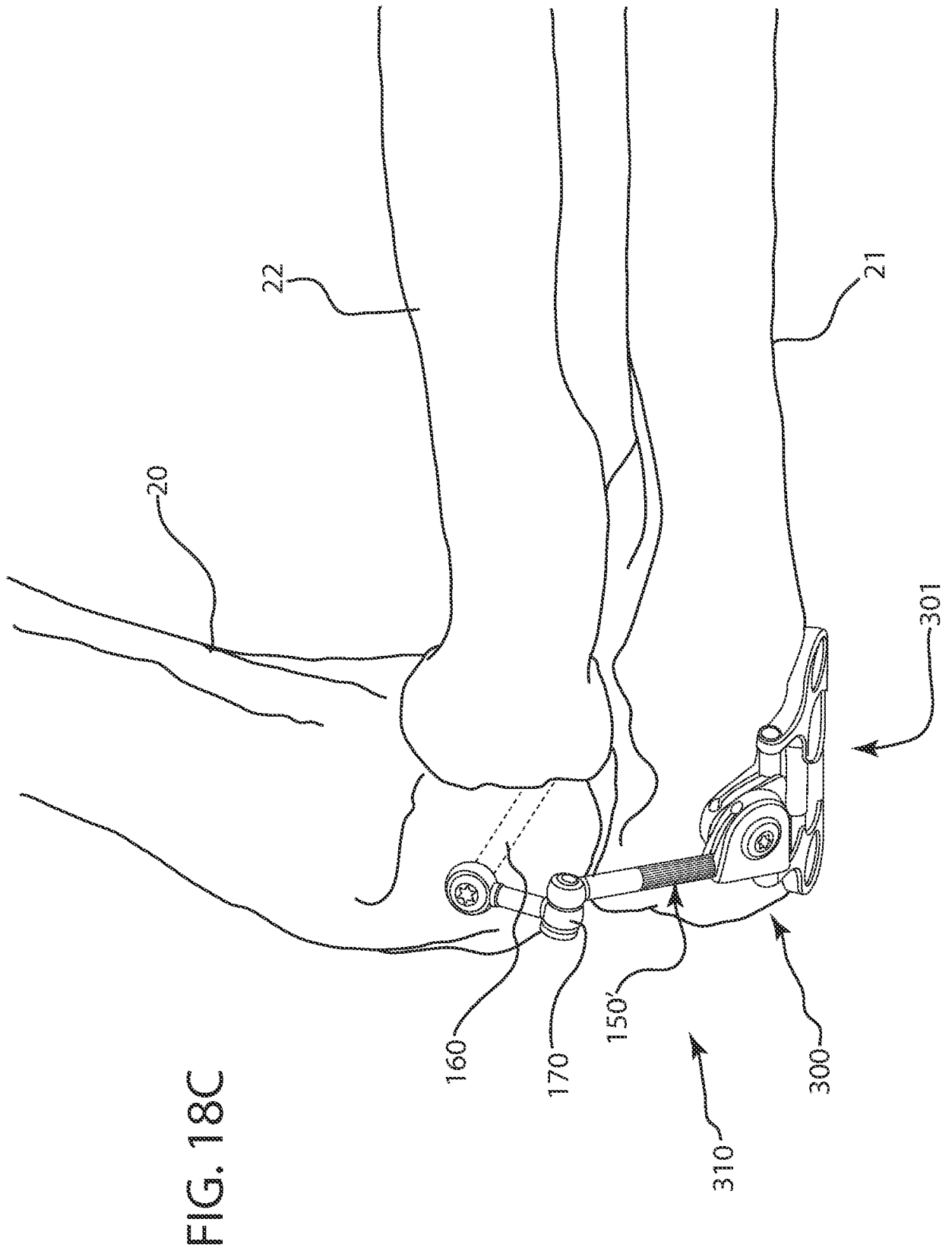


FIG. 16







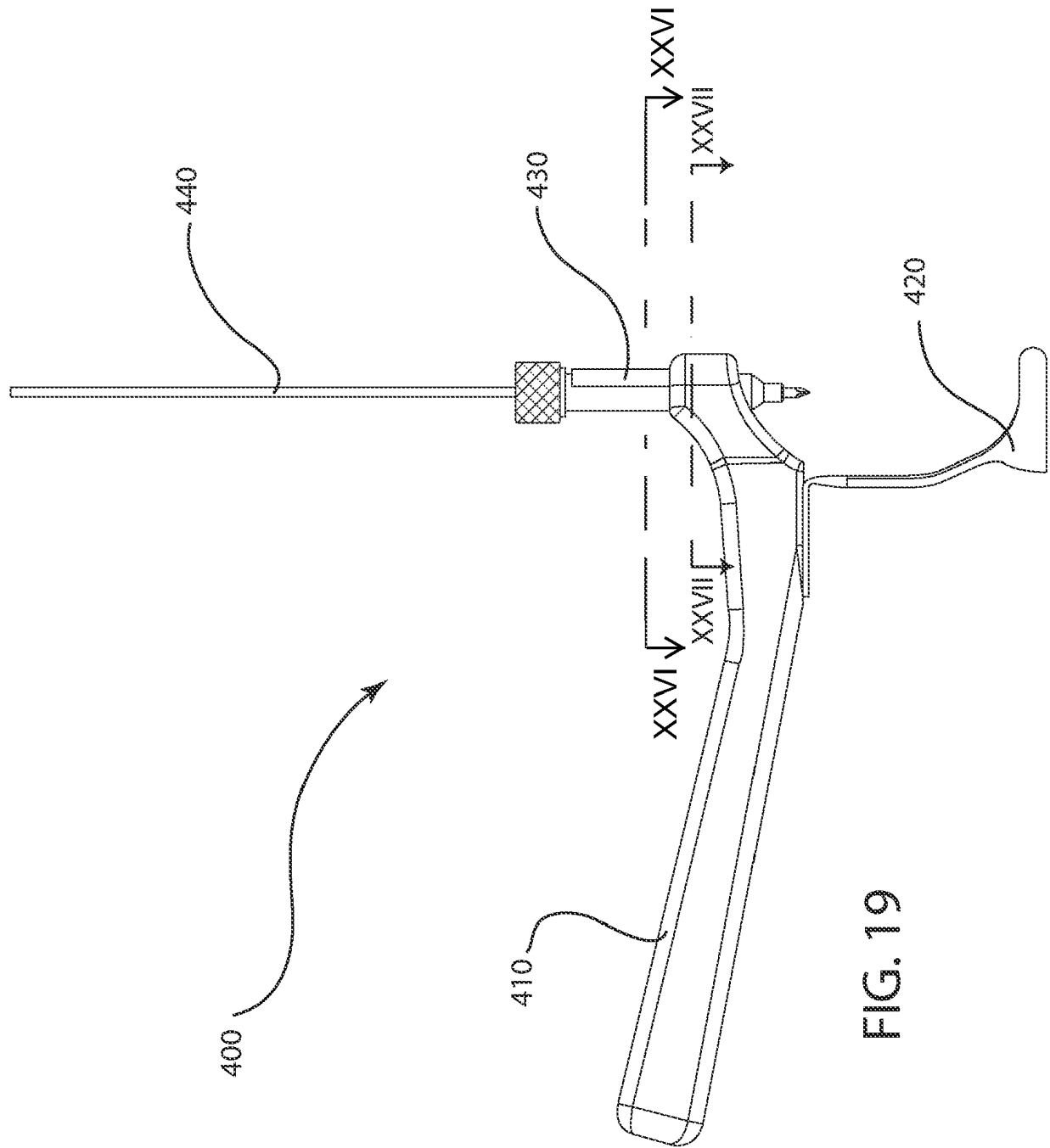
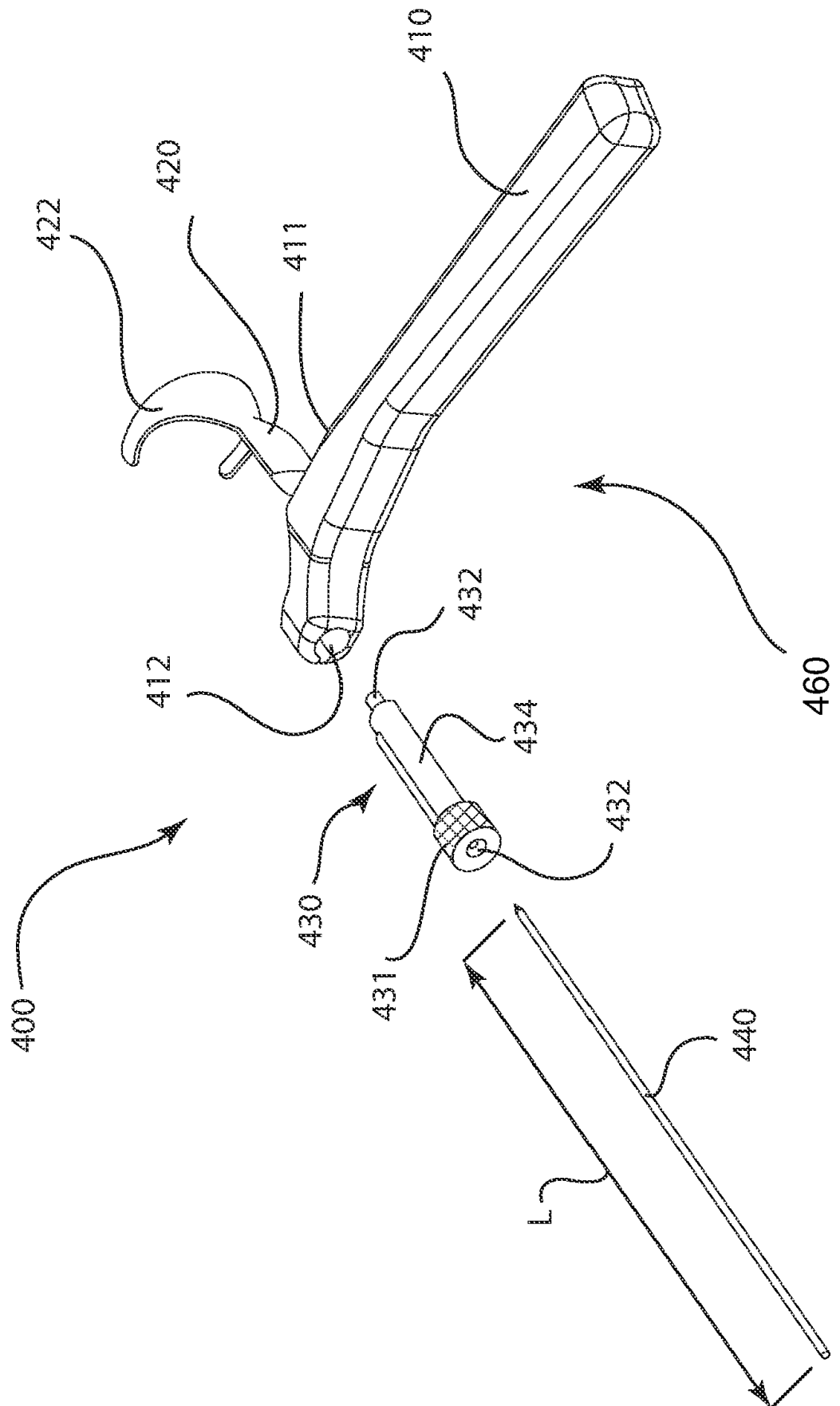
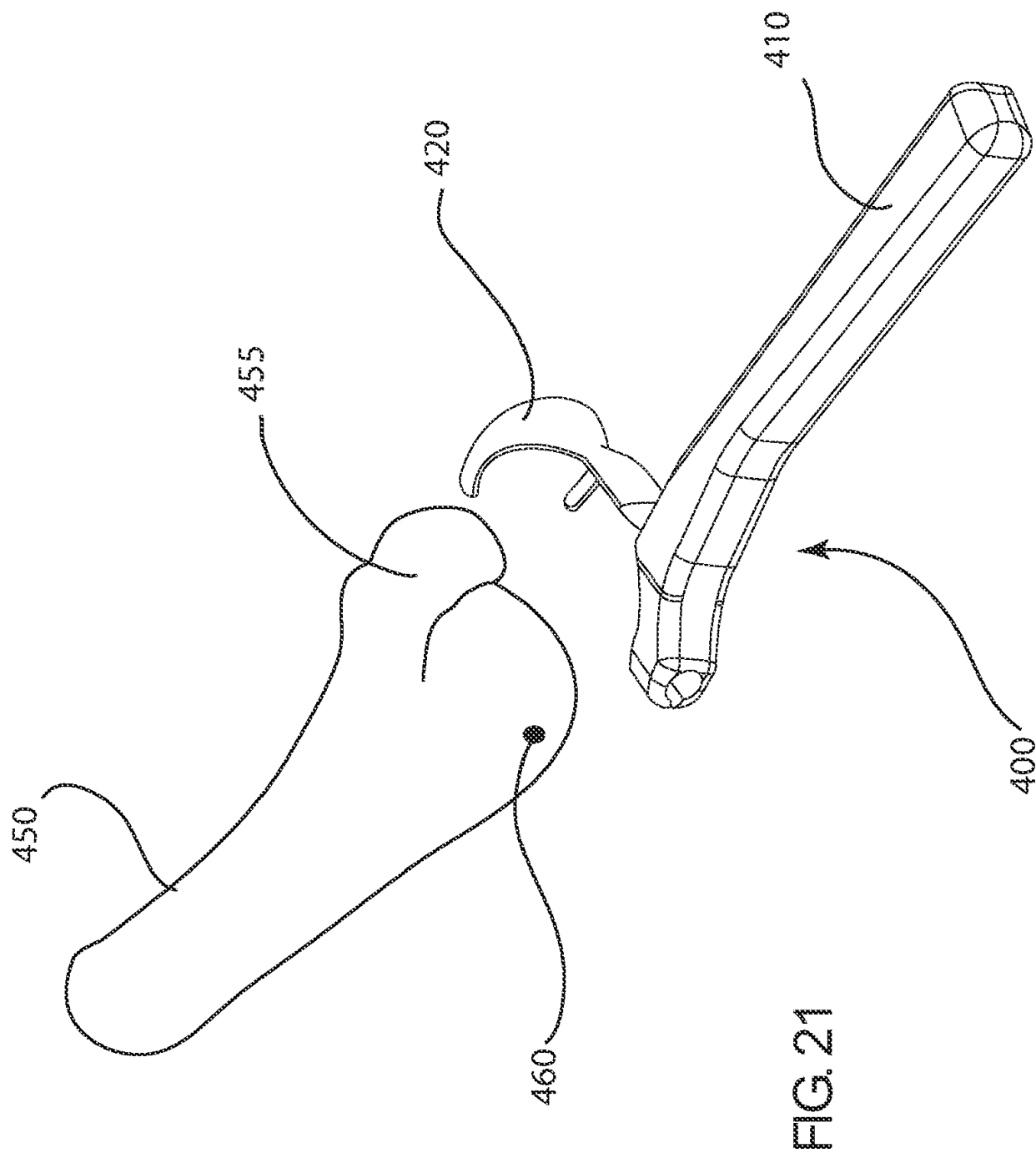


FIG. 19

FIG. 20





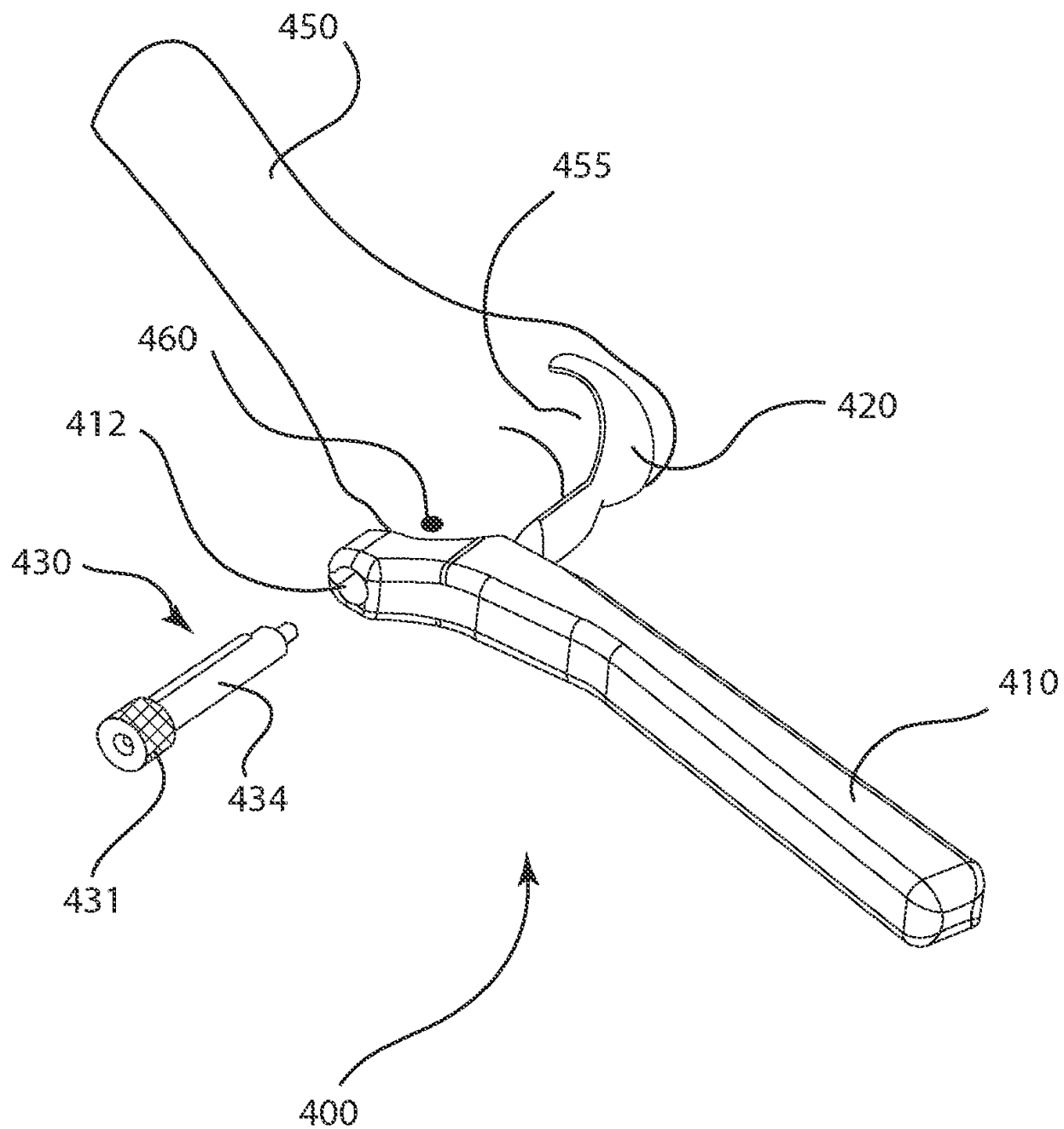
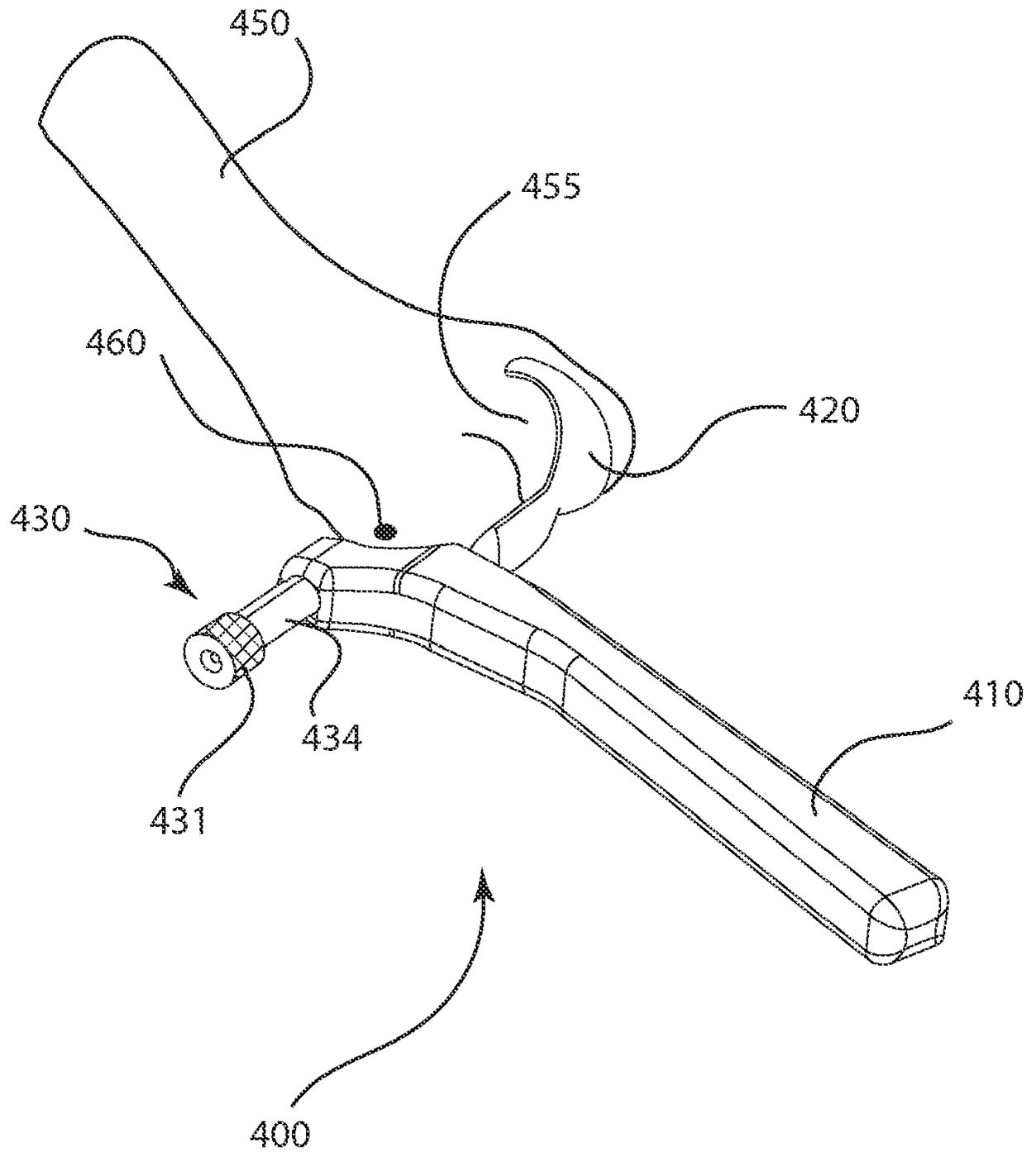


FIG. 22

FIG. 23



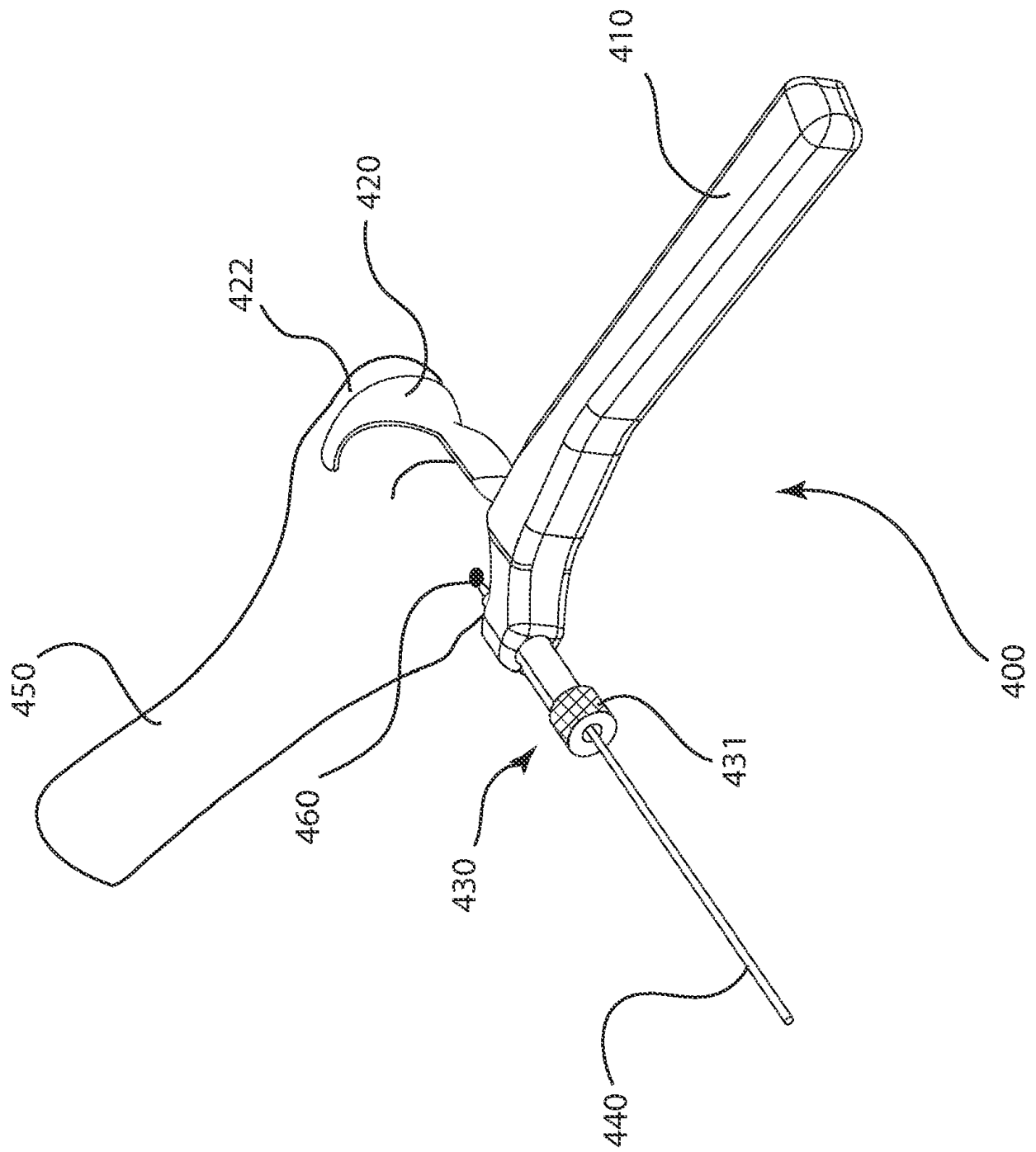


FIG. 24

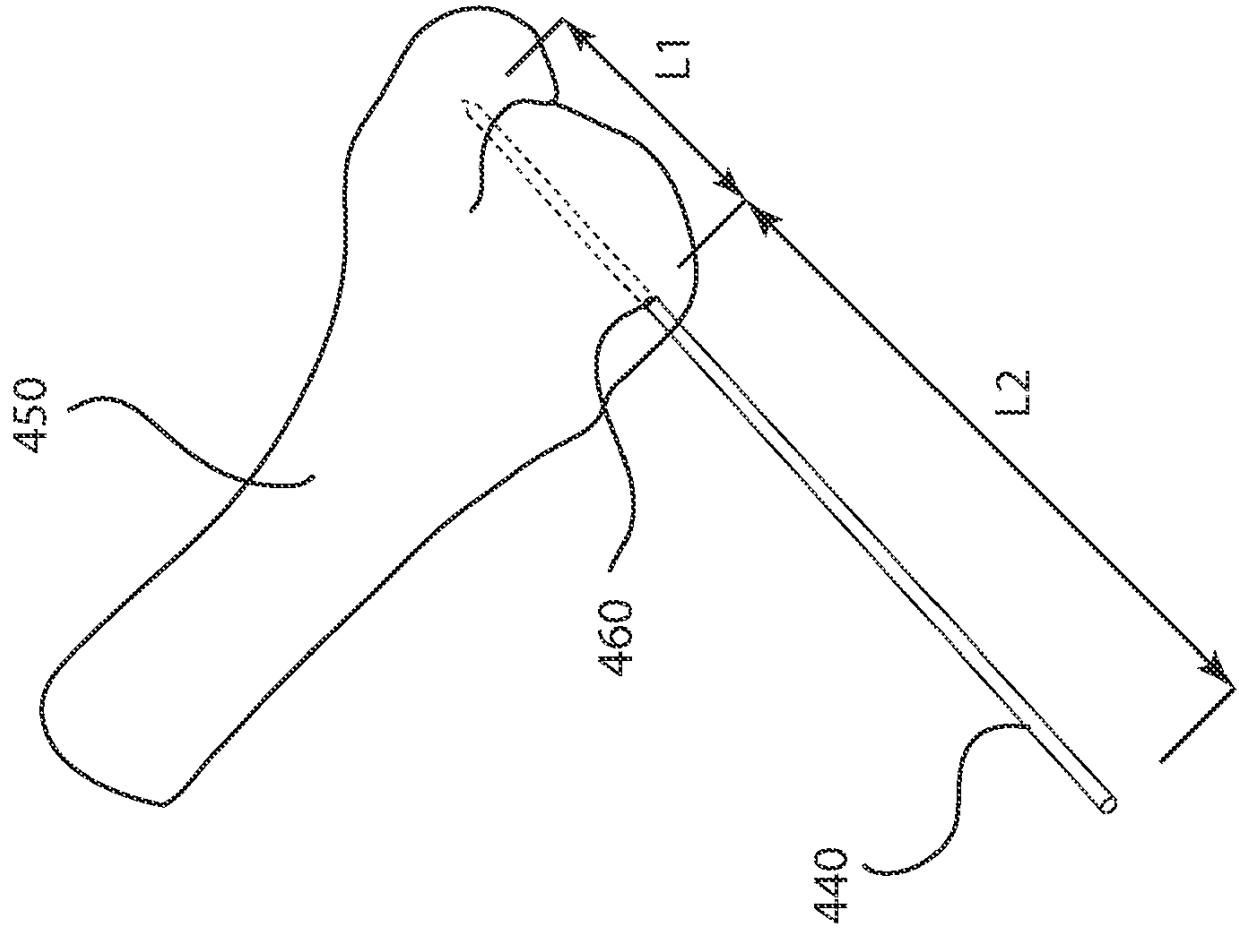


FIG. 25

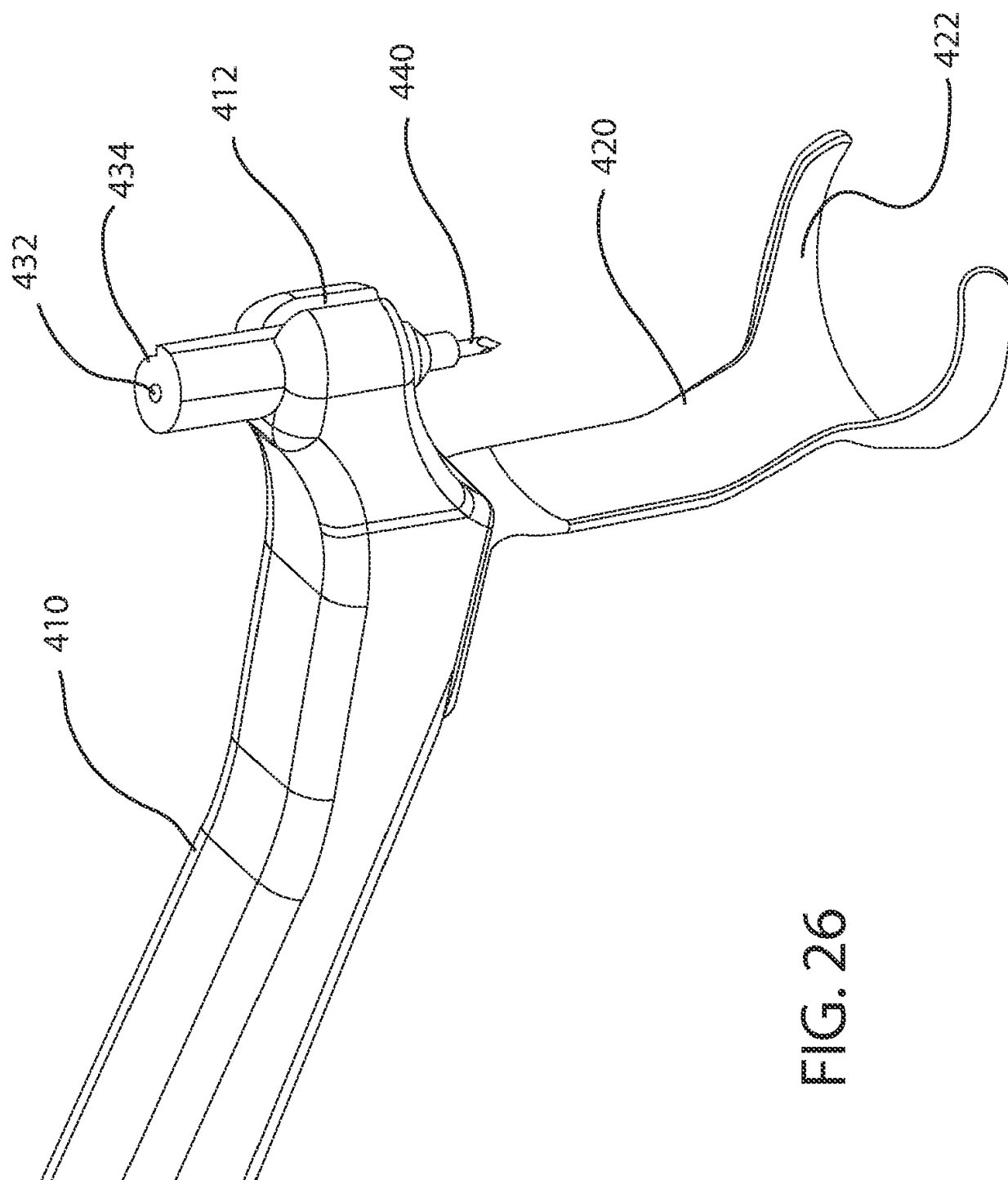


FIG. 26

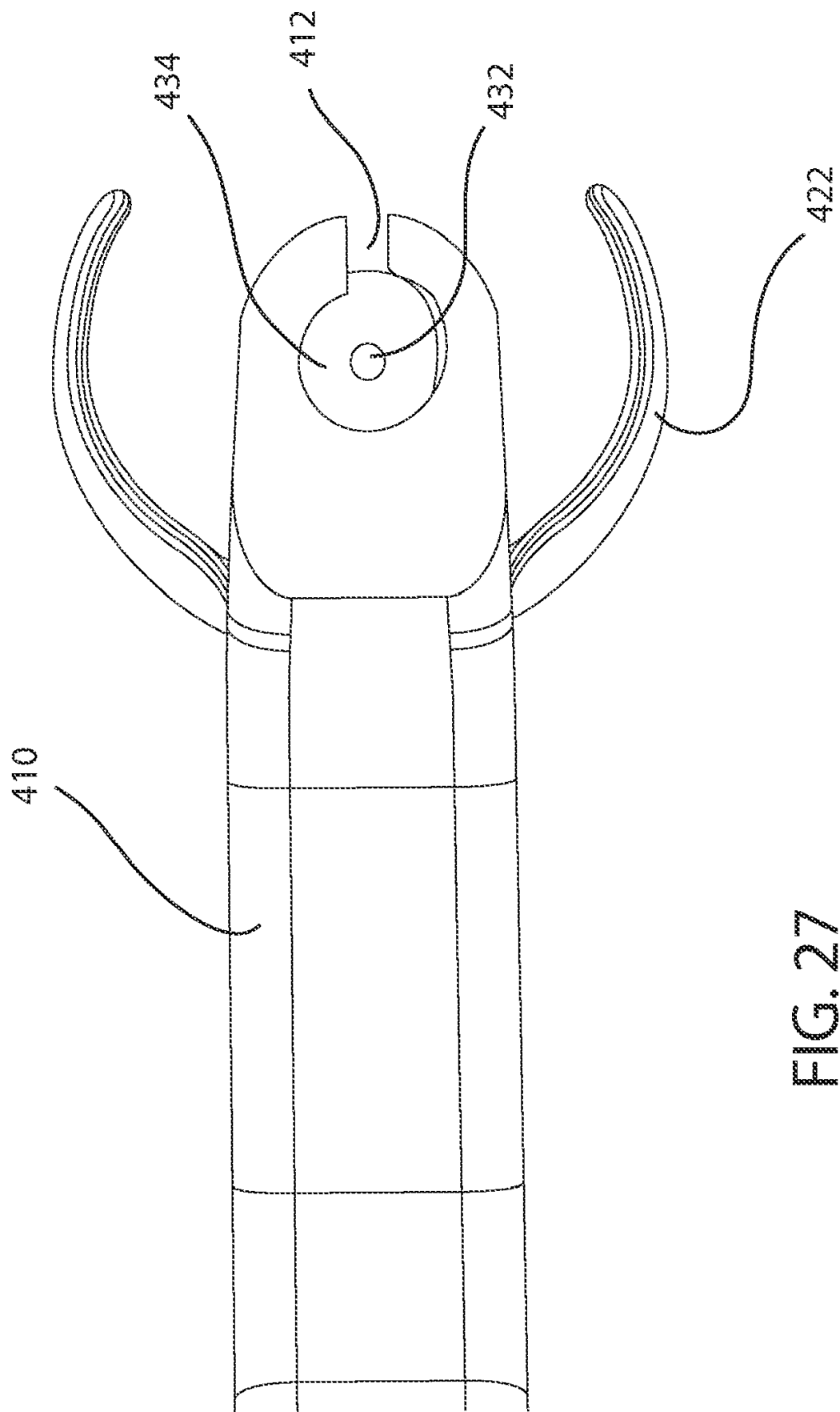


FIG. 27