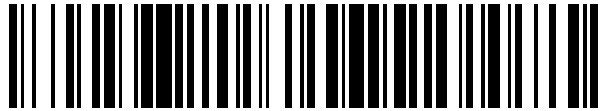


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 564 430**

51 Int. Cl.:

**A61F 2/30** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **19.02.2010 E 10744409 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **17.02.2016 EP 2403433**

54 Título: **Aparato de unión ósea**

30 Prioridad:

**19.02.2009 US 153907 P**

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

**22.03.2016**

73 Titular/es:

**NEXTREMITY SOLUTIONS, LLC (100.0%)  
167 Stone Hill Road  
Colts Neck, NJ 07722, US**

72 Inventor/es:

**WEINER, LON;  
KATCHIS, STUART D.;  
ALFARO, ARTHUR A.;  
TRUMAN, MARI S. y  
VAN IPEREN, WILLEM H. P.**

74 Agente/Representante:

**ISERN JARA, Jorge**

**ES 2 564 430 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**

Aparato de unión ósea

5 Referencia cruzada a solicitudes relacionadas

Antecedentes

(1) Campo

10

Esta solicitud se refiere a dispositivos y métodos para la unión ósea

(2) Descripción de la técnica relacionada

15

La deformidad de dedo en martillo, la deformidad más común de los dedos menores, es una deformidad en flexión de la articulación interfalángica proximal (PIP) de los dedos del pie, con hiperextensión de las articulaciones metatarsofalángicas (MTP) e interfalángicas (DIP) distales. La deformidad en flexión de la articulación PIP progresiva acciona normalmente a la hiperextensión compensatoria de las articulaciones MTP y DIP. Esto hace que la articulación de PIP sobresalga dorsalmente. El dolor se produce debido al roce de la prominencia contra el zapato del paciente. La deformidad es flexible al principio, pero por lo general se convierte en fija con el paso del tiempo. Cuando la deformidad es flexible, se pueden utilizar diversos procedimientos que implican la manipulación de los tendones implicados. Sin embargo, cuando la deformidad es fija, a menudo se requiere la fusión de PIP o el reemplazo de la articulación. Los implantes disponibles para este fin incluyen el Implante de Pie en Martillo de Weil-Carver™ (Biomet®, Inc., Warsaw, IN), el Implante Digital Flexible (Tornier, Inc. Edina, MN), Implante SHIP (Sgarlato Labs, Campbell CA), el Tornillo de Compresión Digital (BioPro®, Port Huron MI), Implante de Memoria Intramedular Smart Toe™ (Memometal Inc., Memphis TN) y el Dispositivo de Fusión Intramedular StayFuse™ (Tornier, Inc. Edina, MN). Los últimos tres implantes se utilizan cuando se desea la fusión, ya que los otros implantes permiten una cierta flexibilidad de la articulación. Con todos los implantes actuales, su colocación es crítica porque, cuando se montan, no hay capacidad de ajuste en el ángulo de flexión entre los dos huesos cortados que se van a unir.

20

25

30

35

El documento US 6.458.134 divulga un sistema conector de huesos que comprende primer y segundo miembros conectores que no permiten la flexión entre dichos dos huesos. El documento EP 1 632 200 divulga un dispositivo de unión ósea para unir juntos una primera y una segunda piezas óseas. Más específicamente, dispositivo de unión ósea comprende dos partes de ejes, una parte receptora con una copa esférica y una junta esférica para su inserción en la parte receptora. El documento US 5.417.692 divulga un sistema de fijación y fusión ósea que no controla el giro de un miembro con respecto al otro.

40

Por tanto, existe la necesidad de diseños alternativos para los implantes para unir dos piezas óseas, incluyendo implantes que fijan las dos piezas óseas, particularmente diseños que permiten el ajuste del ángulo de flexión entre los dos huesos. La presente invención aborda esa necesidad.

Breve resumen de la invención

45

Se proporciona un dispositivo de unión ósea que permite el ajuste del ángulo entre los dos huesos que se van que se van a unir.

50

En algunas realizaciones, se proporciona un dispositivo de unión ósea adecuado para unir una primera pieza ósea a una segunda pieza ósea. El dispositivo comprende un primer componente y un segundo componente, en el que el primer componente comprende

55

una primera porción de vástago alargado que comprende un primer extremo y una primera parte superior opuesta al primer extremo, la primera porción de vástago adecuada para su inserción desde el primer extremo longitudinalmente en una superficie de la primera pieza ósea, y

el segundo componente comprende

una segunda porción de vástago alargado que comprende un segundo extremo y una segunda parte superior, la segunda porción de vástago alargado adecuada para su inserción desde el segundo extremo longitudinalmente en una superficie de la segunda pieza ósea, y

un conector que se extiende desde la segunda parte superior,

en el que el conector es capaz de acoplarse con el primer componente y bloquearse con el mismo,

en el que la primera porción de vástago alargado del primer componente incluye una abertura que comprende una cavidad que comprende una pared, un extremo distal cerrado y un extremo proximal abierto, y el conector se alarga y encaja dentro de la cavidad,

60

en el que cada una de la primera porción de vástago alargado y la segunda porción de vástago alargado son cilíndricas, cónicas o una combinación de las mismas, y comprende una rosca en espiral,

en el que el conector comprende un eje conformado, en el que eje conformado comprende una pluralidad de muescas o estrías depuestas axialmente en al menos una porción del eje conformado,

65

en el que la primera porción de vástago alargado comprende:

una muesca que circunscribe al menos parcialmente la primera parte superior, con al menos un orificio que pasa a través de la primera parte superior dentro de la cavidad, y un anillo en C o junta tórica con resaltes que comprende al menos un resalte que sobresale hacia dentro, el anillo en C o junta tórica con resaltes configurado para encajar dentro de la muesca en la primera parte superior de tal manera que en el al menos un resalte encaja en del al menos un orificio y sobresale dentro de la cavidad, y

en el que, cuando el conector se inserta dentro de la cavidad en la primera porción de vástago alargado, el al menos un resalte que sobresale dentro de la cavidad se encuentra con el conector y se retrae fuera de la cavidad hasta que el conector se inserta adicionalmente en la cavidad y el al menos un resalte encuentra una muesca o una brecha entre las dos estrías del conector, permitiendo que el resalte sobresalga en la cavidad dentro de un espacio entre la pared y el conector creado por la muesca o brecha del conector.

De acuerdo con una realización, el conector se establece angularmente con respecto a la segunda parte superior. De acuerdo con una realización, el dispositivo se fabrica a partir de (a) titanio, (b) una aleación de titanio con aproximadamente 6 % de aluminio y aproximadamente 4 % de vanadio (c) nitinol, (d) acero inoxidable, o (e) poliéter éter cetona (PEEK).

De acuerdo con una realización, el conector se puede separar del primer componente después de su inserción mediante el giro del conector en relación con el primer componente haciendo que el al menos un resalte se deslice fuera de la muesca o brecha entre las dos estrías del conector, y sobre una porción del eje que no comprende ninguna muesca o estría, y haciendo deslizar después el conector fuera del primer componente mientras mantiene el al menos un resalte a lo largo de la porción del eje que no comprende ninguna muesca o estría.

De acuerdo con una realización, el anillo en C o la junta tórica con resaltes es un anillo en C con dos extremos y una parte intermedia, que comprende un resalte en la parte intermedia del anillo en C de tal manera que el resalte encuentra una pluralidad de muescas o brechas depuestas axialmente en una porción del eje cuando el conector se inserta dentro de la cavidad. De acuerdo con una realización, el anillo en C con resaltes comprende dos resaltes, de tal manera que cada resalte encuentra una pluralidad de muescas o brechas depuestas axialmente en las dos porciones del eje cuando el conector se inserta dentro de la cavidad. De acuerdo con una realización el anillo en C o junta tórica con resaltes es un anillo en C con dos extremos y una parte intermedia, y los dos resaltes están entre la parte intermedia y los extremos del anillo en C.

De acuerdo con una realización, el eje del conector comprende una pluralidad de muescas o brechas depuestas axialmente en dos porciones del eje y el anillo en C o junta tórica con resaltes es un anillo en C con dos extremos, comprendiendo un resalte en cada uno de los extremos del anillo en C, de tal manera que cada resalte se encuentra con una pluralidad de muescas o brechas depuestas axialmente en las dos porciones del eje cuando el conector se inserta dentro de la cavidad. De acuerdo con una realización, el eje cilíndrico comprende muescas o estrías depuestas axialmente sobre los dos lados opuestos del eje cilíndrico. De acuerdo con una realización, el dispositivo comprende tres muescas o cuatro estrías en cada uno de los dos lados opuestos del eje cilíndrico.

De acuerdo con una realización, cuando el conector se inserta dentro de la cavidad de tal manera que el resalte se encuentra con una muesca o brecha, la muesca o brecha se conforma de tal manera que el conector no se puede sacar fuera de la cavidad cuando el resalte se encuentre en la muesca o brecha. De acuerdo con una realización, cada una de las muescas o estrías depuestas axialmente comprende un borde distal que es sustancialmente perpendicular a la pared de la cavidad. De acuerdo con una realización, cada una de las muescas depuestas axialmente comprende un borde distal que forma un ángulo agudo con respecto al eje del conector. De acuerdo con una realización, cuando el conector se inserta dentro de la cavidad de tal manera que el resalte se encuentra con una muesca o brecha, la presencia del resalte en la cavidad limita el giro del conector dentro de la cavidad.

Breve descripción de los dibujos

La Figura 1 es una vista en perspectiva de una realización del dispositivo de unión ósea de la invención que muestra el componente hembra y el componente macho alineados para su unión.

La Figura 2 es una vista en sección de una realización del dispositivo de unión ósea de la invención que muestra el componente hembra y el componente macho alineados para su unión.

La Figura 3 es una vista en perspectiva de una realización del dispositivo de unión ósea después de la inserción parcial del conector en el componente hembra.

La Figura 4 es una vista en sección de una realización del dispositivo de unión ósea después de la inserción parcial del conector en el componente hembra.

La Figura 5 es una vista fragmentaria ampliada de una realización del dispositivo de unión ósea después de la inserción parcial del conector en el componente hembra.

- La Figura 6 es una vista fragmentaria ampliada de una realización del dispositivo de unión ósea después de la inserción parcial del conector en el componente hembra.
- 5 La Figura 7 es una vista en sección longitudinal en alzado lateral de un hueso con una realización del dispositivo de unión ósea en su lugar después de la inserción parcial del conector en el componente hembra.
- La Figura 8 es una vista en perspectiva de una realización del dispositivo de unión ósea de la invención que muestra el componente hembra y el componente macho después de la inserción completa del conector en el componente hembra.
- 10 La Figura 9 es una vista en sección de una realización del dispositivo de unión ósea de la invención que muestra el componente hembra y el componente macho después de la inserción completa del conector en el componente hembra.
- 15 La Figura 10 es una vista en sección longitudinal en alzado lateral de un hueso con una realización del dispositivo de unión ósea de la invención en su lugar después de la inserción completa del conector en el componente hembra.
- La Figura 11 es una vista en perspectiva de una realización del componente macho del dispositivo de unión ósea de la invención.
- 20 La Figura 12 es una vista en perspectiva en despiece de una realización del componente macho del dispositivo de unión ósea de la invención.
- La Figura 13 es una vista en perspectiva de una realización del componente hembra del dispositivo de unión ósea de la invención.
- 25 La Figura 14 es una vista en sección de una realización del componente hembra del dispositivo de unión ósea de la invención.
- 30 La Figura 15 es una vista en perspectiva en despiece de una realización del dispositivo de unión ósea de la invención.
- La Figura 16 es una vista en perspectiva, parcialmente a través de una realización del dispositivo de unión ósea de la invención después de la inserción parcial del conector en el componente hembra.
- 35 La Figura 17 es una vista en perspectiva, parcialmente a través de una realización del dispositivo de unión ósea de la invención después de la inserción completa del conector en el componente hembra.
- La Figura 18 es una vista en perspectiva en despiece de una realización del dispositivo de unión ósea de la invención.
- 40 La Figura 19 es una vista en perspectiva (Panel A) y en sección transversal (Panel B) de una realización de un eje de engarce del dispositivo de unión ósea de la invención.
- 45 La Figura 20 son dos vistas en perspectiva de una realización de una herramienta de bloqueo con clavo.
- La Figura 21 es una vista en perspectiva (Panel A) y en sección transversal (Panel B) de una realización de un conector del dispositivo de unión ósea de la invención.
- 50 La Figura 22 es una vista en perspectiva (Panel A) y dos en sección transversal (Paneles B y C) de una realización de un componente hembra del dispositivo de unión ósea de la invención.
- La Figura 23 son tres vistas en perspectiva de una realización del dispositivo de unión ósea de la invención.
- 55 La Figura 24 es una vista en perspectiva de un dispositivo de perforación de orificio piloto de una realización del dispositivo de unión ósea de la invención.
- La Figura 25 es una vista en perspectiva de una realización de un escariador proximal (Panel A), una vista en perspectiva del escariador proximal alineada con un componente hembra (Panel B) y una vista en perspectiva de un hueso seccionado que muestra un orificio perforado por el escariador proximal (Panel C).
- 60 La Figura 26 es una vista en perspectiva de una porción de una unidad de accionamiento proximal y un componente hembra (Panel A), y una sección de la unidad de accionamiento proximal y del componente hembra insertada en un hueso (Panel B).
- 65

La Figura 27 es una vista en perspectiva de una realización de un escariador distal (Panel A), una vista en perspectiva del escariador distal alineado con un componente macho (Panel B) y una vista en perspectiva de un hueso seccionado que muestra un orificio perforado por el escariador distal (Panel C).

5 La Figura 28 es una vista en perspectiva de una realización de una unidad de accionamiento distal alineada con un hueso (Panel A) y un hueso con un componente macho insertado en su interior.

La Figura 29 son vistas en perspectiva de las falanges proximales y medias de un dedo menor del pie alineadas como cuando el dispositivo de unión ósea de la invención se inserta en las mismas.

10 La Figura 30 es una vista en sección del dispositivo de unión ósea de la invención insertado en las falanges proximales y medias de un dedo menor del pie.

15 La Figura 31 es una vista en sección del dispositivo de unión ósea de la invención insertado en las falanges proximales y medias de un dedo menor del pie.

20 La Figura 32 es una sección transversal de la inserción de las dos partes de un dispositivo de la técnica anterior (Panel A) y del dispositivo de unión ósea de la invención (Panel B) que muestra el estiramiento comparativo de los tejidos circundantes durante la inserción de cada dispositivo.

La Figura 33 es una vista en perspectiva de una unidad de accionamiento proximal con un mango durante la inserción del dispositivo de unión ósea de la invención en una falange proximal.

25 La Figura 34 es una vista en perspectiva del dispositivo de unión ósea de la invención y de las herramientas utilizadas para instalar el dispositivo según se prepara para su envasado.

#### Descripción detallada de la invención

30 Los inventores han desarrollado un dispositivo de unión ósea que permite el ajuste del ángulo entre los dos huesos que se van a unir.

En algunas realizaciones, la aplicación se dirige a un dispositivo de unión ósea adecuado para unir una primera pieza ósea a una segunda pieza ósea. El dispositivo comprende un primer componente y un segundo componente, donde el primer componente comprende una primera porción de vástago alargado que comprende un primer extremo y una primera parte superior opuesta al primer extremo, la primera porción de vástago alargado adecuada para su inserción desde el primer extremo longitudinalmente en una superficie de la primera pieza ósea, y el segundo componente comprende una segunda porción de vástago alargado que comprende un segundo extremo y una segunda parte superior, la segunda porción de vástago alargado adecuada para su inserción desde el segundo extremo longitudinalmente en una superficie de la segunda pieza ósea. El dispositivo comprende además un conector que se extiende desde la segunda parte superior. El conector es capaz de unirse con el primer componente y bloquearse con el mismo.

45 El conector se puede unir con el primer componente por cualquier medio conocido en la técnica. Ejemplos no limitantes de tales medios de unión incluyen resaltes, abrazaderas, dientes, pegamentos, Velcro® y grapas. En algunas realizaciones, el primer componente es un componente hembra y el segundo componente es un componente macho, en el que la primera porción de vástago alargado del componente hembra comprende además una abertura que se extiende axialmente desde la primera parte superior hacia el primer extremo; y el conector comprende un eje alargado, un extremo proximal, una parte superior de eje cerca del extremo proximal y un extremo distal, en el que el conector es capaz de insertarse en la abertura en la primera porción de vástago alargado y bloquearse con el mismo. Las figuras proporcionan diversos ejemplos de estos dispositivos, como se detalla a continuación.

50 El dispositivo es generalmente útil para unir dos piezas óseas, por ejemplo dos vértebras o dos mitades de un hueso roto. En algunas realizaciones, el dispositivo es particularmente útil para la unión o fusión de superficies cortadas de los huesos, en particular, los extremos cortados de los huesos largos, especialmente los dedos o dedos de los pies, por ejemplo, para la unión o fusión de una articulación en un dedo menor del pie, por ejemplo, para tratar el dedo en martillo, dedo de garra, juanete o dedo en curva. En estas realizaciones, la primera porción de vástago es adecuada para su inserción desde el primer extremo longitudinalmente en una superficie de corte de una falange reseca, metatarso o metacarpo, o una diáfisis de corte, y la segunda porción de vástago es adecuada para su inserción desde el segundo extremo longitudinalmente en una superficie de corte de una falange reseca, metatarso o metacarpo, o una diáfisis corte. El dispositivo se puede utilizar también para fusionar un metatarso que ha sido acortado por la resección.

65 Diversas realizaciones no limitantes del dispositivo se muestran en las Figuras 1-33, donde se proporciona el dispositivo de unión ósea 10 como un componente hembra 20 y un componente macho 30. El componente hembra 20 de esta realización es un vástago alargado, y comprende un primer extremo 21, una primera parte superior 22 y

una cavidad cilíndrica 29, mejor mostrado en las Figuras 2, 13, 14 y 22, que comprende una pared cilíndrica 23, un extremo distal cerrado 27 y un extremo proximal abierto 28. El componente hembra 20 se ilustra también comprende una rosca en espiral continua 24 en el exterior del componente, adecuada para atornillar el componente en un hueso. El componente hembra 20 se refiere también en la presente memoria como la primera porción de vástago alargado ". "La cavidad y la pared pueden tener cualquier forma de sección transversal tal como se define por la pared de la cavidad, incluyendo, por ejemplo, circular, ovalada, hexagonal y octogonal rectangular.

El componente macho 30, se muestra mejor en las Figuras 1, 2, 4, 7, 10, 11,12, 15, 18 y 23, comprende una segunda porción de vástago alargado 37 que comprende un segundo extremo 31 y una segunda parte superior 32, con un conector 40 que se extiende desde la segunda parte superior 32. El componente macho 30 se refiere también en la presente memoria como la "segunda porción de vástago alargado". La segunda porción de vástago alargado 37 ilustrada comprende una rosca en espiral continua 34 en el exterior, donde la rosca es adecuada para atornillar el componente en un hueso 50.

El componente hembra 20 y el componente macho 30 pueden ser independientemente cilíndricos o cónicos, o cualquier combinación de los mismos, por ejemplo, cilíndrico en el extremo proximal, en transición a una forma cónica.

S bien las realizaciones ilustradas muestran una rosca en espiral como un medio para anclar el componente macho y el componente hembra en el hueso, cualquier medio de anclaje alternativo se puede utilizar, por ejemplo, púas, un medio de expansión de memoria de forma (por ejemplo, tal como se presenta en el implante Smart Toe™ (Memometal Inc., Memphis TN), o cualquier otro medio de anclaje conocido en la técnica.

Cuando está presente, las roscas en espiral en el dispositivo pueden ser de cualquier tipo conocido en la técnica para atornillarse en un hueso. En algunas realizaciones, la rosca en espiral es una rosca en espiral continua. En otras realizaciones, la rosca en espiral permite el auto-atornillado y/o auto-roscado de la primera porción de vástago alargado en la primera pieza ósea y de la segunda porción de vástago alargado en la segunda pieza ósea. Véase, por ejemplo, 240 de las Figuras 15-17.

En algunas realizaciones, la rosca en espiral continua 24 y 34 de los componentes hembra y macho ambas en espiral en la misma dirección, por ejemplo, en sentido horario, de modo que, cuando el dispositivo se atornilla en las superficies óseas opuestas y se une después, el paso opuesto de las roscas en el hueso evita que el dispositivo de desenrosque.

Estas realizaciones no se limitan a cualquier paso particular de un giro de la rosca en espiral continua. Por ejemplo, el paso puede ser de 5 mm o mayor, 4 mm, 3 mm, 2 mm, 1 mm, menos de 1 mm, o cualquier distancia entre estas distancias.

En algunas realizaciones, el conector 40 es como se muestra en las Figuras 1, 11 y 12. En aquellas realizaciones, el conector 40 se extiende desde la segunda parte superior 32 y comprende un extremo proximal 41, una parte superior del eje 46 cerca del extremo proximal 41, y un extremo distal 42. El extremo proximal 41 comprende un orificio del conector 47, que se muestra mejor en la Figura 12, que se une a la segunda parte superior 32 en un rebaje 35 con los clavos de engarce 33 y un eje de engarce 36. Cuando se une así, el conector 40 se puede colocar de manera ajustable en una dirección angular en relación con la segunda parte superior 32 hasta que los clavos de engarce 33 se engarcen uno hacia el otro a lo largo del eje de engarce 36, forzando las bridas exteriores 36a hacia el exterior, que acoplan el orificio del conector 47, causando el uso fricción entre las bridas exteriores 36a y el orificio del conector 47 y evitando además el posicionamiento ajustable del conector 40 en relación con la segunda parte superior 32.

El orificio del conector 47 en combinación con el eje de engarce 36 sirve como un mecanismo de bloqueo que evita el posicionamiento ajustable del conector 40 en relación con la segunda parte superior. Durante su uso, el extremo distal 42 del conector 40 se inserta en el extremo proximal abierto 28 del componente hembra 20, que penetra en la cavidad cilíndrica 29 hasta un punto determinado, por ejemplo, como en la Figura 3-7 y 16. Esta característica permite la inserción parcial del conector 40 para luego ajustarse al ángulo deseado en relación con la segunda parte superior 32 antes de insertar el dispositivo en su posición final. Los clavos de engarce 33 se engarzan después, utilizando cualquier herramienta que pueda empujar los dos clavos de engarce 33 simultáneamente en el eje de engarce 36, evitando el movimiento angular adicional en relación con la segunda parte superior. El conector 40 se inserta después adicionalmente en el eje hasta la posición final deseada.

Una realización alternativa a un eje de engarce para evitar el posicionamiento de un conector 40 en relación con una segunda parte superior 32 se ilustra en la Figura 19. Como se ilustra en la misma, el eje de engarce se sustituye con un clavo de bloqueo 360 que tiene una forma cilíndrica cónica con un extremo estrecho 362 y un extremo ancho 364. Aunque los extremos pueden tener cualquier configuración adecuada, en la realización ilustrada, tanto el extremo estrecho 362 como el extremo ancho 364 tienen muescas dirigidas hacia dentro 366, 368, que se diseñan para acomodar una herramienta que se utiliza para empujar el clavo de bloqueo 360 en el orificio del conector 47. Durante su uso, el clavo de bloqueo 360 se inserta parcialmente en el orificio del conector 47 desde el extremo

estrecho 362, donde actúa como una bisagra que conecta el extremo proximal 41 del conector 40 con la segunda parte superior 32 de la segunda porción de vástago alargado 37, lo que permite el posicionamiento angular del conector 40 en relación con la segunda parte superior 32. Cuando el conector 40 está en la posición angular deseada en relación con la segunda parte superior 32, el extremo ancho 364 del clavo de bloqueo 360 se empuja adicionalmente en el orificio del conector 47, causando el uso fricción entre el extremo ancho 364 del clavo de bloqueo 360, el orificio del conector 47, y la segunda parte superior 32 de la segunda porción de vástago alargado 37, evitando por fricción el movimiento adicional del conector 40 en relación con la segunda parte superior 32.

En estas realizaciones, el clavo de bloqueo 360 se puede empujar en el orificio del conector 47 utilizando cualquier herramienta adecuada, por ejemplo, una abrazadera de tejido modificada, unos alicates de alambre k modificados, o la herramienta de bloqueo con clavo 60 que se ilustra en la Figura 20. Como se ilustra, la herramienta de bloqueo con clavo 60 comprende un mango 62 que comprende un orificio para el pulgar y un orificio para dedos 63, 64 unidos de forma pivotante por una bisagra tipo tijera 65 para juntar los extremos distales 66, 67 cuando el orificio para el pulgar y el orificio para dedos 63, 64 son atraídos entre sí. El extremo distal 66 termina con una formación contorneada 68, que se configura para acoplarse a la segunda parte superior 32. El extremo distal 68 termina con una formación de clavo 69, que se configura para acoplarse con el extremo ancho 364 del clavo de bloqueo 360. En esa posición, cuando el cirujano tira del orificio para el pulgar y del orificio para dedos 63, 64 atrayéndolos, la formación de clavo 69 empuja el extremo ancho 364 del clavo de bloqueo 360 en el orificio del conector 47, bloqueando el conector 40 en la posición angular deseada en relación con la segunda parte superior 32. Aunque la Figura 20 muestra el acoplamiento del clavo de bloqueo 360 antes de que el conector 40 se una al componente hembra 20, el clavo de bloqueo 360 se puede acoplar así también después de que el conector 40 se una de esta forma, por ejemplo, después de que el conector 40 se inserta parcialmente en el componente hembra 20, como se ilustra en las Figuras 3-7. Adicionalmente, la herramienta de bloqueo con clavo 60 se puede utilizar con los clavos de engarce 33 y con un eje de engarce 36 descrito anteriormente e ilustrado en la Figura 12, o con cualquier otro componente adecuado.

En algunas realizaciones, el ángulo del conector 40 no está bloqueado en relación con la segunda parte superior 32, por ejemplo, cuando la fijación no se desea, permitiendo la flexión entre las piezas óseas de tal manera que el conector 40 - segunda parte superior 32 forma una articulación, por ejemplo, una articulación PIP, DIP o MTP. En estas realizaciones, el clavo de bloqueo 360 o clavo de engarce 33/eje de engarce 36 no se empuja en el orificio del conector 47, o se empuja solamente en parte, para permitir el grado deseado de flexión. Como alternativa, un clavo simple o cualquier otro componente se puede insertar en el orificio de conector en lugar del clavo de bloqueo 360 o clavo de engarce 33/eje de engarce 36, para proporcionar una bisagra para la articulación.

El orificio de conector 47 y/o eje de engarce 36 se pueden diseñar de modo que el conector 40 se limita en su movimiento angular en relación con la segunda parte superior 32. En algunas realizaciones, el conector 40 es capaz de situarse de modo ajustable en un ángulo de al menos 10° en cada una de una dirección hacia delante y una dirección inversa en relación con la segunda parte superior 32. En otras realizaciones, el conector 40 es capaz de situarse de modo ajustable a un ángulo de al menos 90° en cada una de una dirección hacia delante y una dirección inversa en relación con la segunda parte superior 32. Véase Figura 6. En las realizaciones adicionales, el conector 40 es capaz de situarse de modo ajustable en un ángulo de al menos 120° en cada una de una dirección hacia delante y una dirección inversa en relación con la segunda parte superior 32. En otras realizaciones adicionales, el conector 40 es capaz de situarse de modo ajustable en un ángulo de al menos 150° en cada una de una dirección hacia delante y una dirección inversa en relación con la segunda parte superior 32.

En las realizaciones alternativas, el conector 40 se acopla a la segunda parte superior 32 mediante un cierre a presión, donde el conector 40 se puede bloquear en la primera porción de vástago alargado 20 sin la inserción adicional del conector 40 dentro de la primera porción de vástago alargado 32.

En algunas realizaciones, la cavidad cilíndrica 29 del componente hembra 20 se diseña para recibir el conector 40 a través del extremo proximal 28 de la cavidad 29 (Figuras 13 y 14). En estas realizaciones, el conector 40 es alargado y cilíndrico. El conector comprende además un anillo 44 formado alrededor del extremo distal 42, donde el anillo 44 tiene un diámetro mayor que el diámetro de la cavidad cilíndrica 23 y hendiduras transversales 43 dirigidas axialmente desde el extremo distal 42 hacia el extremo proximal 41 del conector 40, formando de este modo una pinza de resorte 45 (que se muestra en las Figuras 1, 2, 4, 9, 11 y 12).

Para acomodar el conector 40 en estas realizaciones, la cavidad cilíndrica 29 comprende además al menos un primer rebaje en forma de anillo 25 que circunscribe la pared cilíndrica 23 cerca del extremo distal de tal manera que, cuando el conector 40 se inserta en la cavidad cilíndrica 29, la pinza de resorte 45 se comprime hasta que el anillo 44 se encuentra con el primer rebaje 25a, donde el primer rebaje 25a acomoda un diámetro menos comprimido del anillo 44 y la pinza de resorte 45 cambia a un estado menos comprimido. Las Figuras 3-7 muestran la realización ilustrada en esa posición.

Para evitar que el conector 40 salga de la cavidad cilíndrica 29, el anillo 44 puede comprender un borde 48 en el lado más próximo al extremo proximal 41 del conector 40, donde el borde se diseña para evitar el movimiento del conector 40 en la dirección proximal después de encontrarse con el rebaje en forma de anillo 25a. En la realización

ilustrada, el borde 48 es sustancialmente perpendicular a la pared 23 de la cavidad cilíndrica 29. En otras realizaciones, el borde 48 forma un ángulo agudo con el perímetro del conector 40.

5 En la realización ilustrada, la pared 23 de la cavidad cilíndrica 29 comprende además un segundo rebaje en forma de anillo 25b que circunscribe la pared cilíndrica 23 más cerca del extremo distal 27 que el primer rebaje 25a, donde el conector 40 se puede insertar más allá del primer rebaje 25a, comprimiendo la pinza de resorte 45 hasta que el anillo 44 se encuentra con el segundo rebaje 25b, donde el segundo rebaje 25b acomoda un diámetro menos comprimido del anillo 44 y la pinza de resorte 45 cambia a un estado menos comprimido.

10 La distancia entre los rebajes 25 a y 25b en la pared 23 de la cavidad cilíndrica 29 puede ser cualquier distancia apropiada para la aplicación particular. La distancia puede ser 5 mm o más, 4 mm, 3 mm, 2 mm, 1 mm, menos de 1 mm, o cualquier distancia entre estos valores. En algunas realizaciones, la distancia es cualquiera de 0,2 mm a 1 mm, por ejemplo aproximadamente 0,6 mm.

15 En la realización ilustrada, la pared 23 de la cavidad cilíndrica 29 comprende además un tercer rebaje en forma de anillo 25c que circunscribe la pared cilíndrica 23 más próxima al extremo distal 27 que el segundo rebaje 25b, donde el conector 40 se puede insertar más allá de la segunda cavidad 25b, comprimiendo la pinza de resorte 45 hasta que el anillo 44 se encuentra con el tercer rebaje 25c, donde el tercer rebaje 25c acomoda un diámetro menos comprimido del anillo 44 y la pinza de resorte 45 cambia a un estado menos comprimido.

20 En la realización ilustrada, la pared 23 de la cavidad cilíndrica 29 comprende adicionalmente un cuarto y quinto rebajes en forma de anillo 25d y 25e que circunscriben la pared cilíndrica 23 más cerca del extremo distal 27 que el tercer rebaje 25c, donde el conector 40 se puede insertar más allá del tercer rebaje 25c, comprimiendo la pinza de resorte 45 hasta que el anillo 44 se encuentra con el cuarto rebaje 25d o quinto rebaje 25e, donde el cuarto y quinto rebajes 25d y 25e acomodan un diámetro menos comprimido del anillo 44 y la pinza de resorte 45 cambia a un estado menos comprimido. Las Figuras 8-10 muestran la realización ilustrada en esa posición.

25 En la operación de la realización ilustrada, cuando el conector 40 se inserta en la cavidad cilíndrica 29 y la pinza de resorte 45 se acopla con el primer rebaje, el conector 40 sigue siendo capaz de situarse de modo ajustable en relación con la segunda parte superior 32. Esto se ilustra mejor en las Figuras 3, 4 y 6, que muestran también que cuando la pinza de resorte 45 se acopla al primer rebaje 25a, existe una brecha entre la segunda parte superior 32 y la primera parte superior 22, de tal manera que la parte superior del eje 46 del conector 40 queda expuesta. La brecha proporciona espacio para que la segunda parte superior sitúe de manera ajustable la segunda porción de vástago alargado 37 en cualquier ángulo deseado. La Figura 7 ilustra el dispositivo en un dígito, que muestra la brecha entre la segunda parte superior 32 y la primera parte superior 22. La Figura 7 ilustra también que, cuando la pinza de resorte 45 se acopla con el primer rebaje 25a, el dispositivo proporciona un ajuste continuo del componente macho 30 en relación con el conector 40 en la flexión de la articulación. Por lo tanto, mediante el uso del dispositivo de la invención, la articulación se puede flexionar en un grado necesario. Si se desea la fusión, dicha fusión se puede realizar en el ángulo deseado de flexión.

30 En algunas realizaciones, cuando el componente hembra 20 y el componente macho 30 se atornillan en las piezas óseas 50, estos dos componentes se deben alinear giratoriamente entre sí de modo que la parte superior del eje 46 puede encajar dentro del extremo proximal de la cavidad cilíndrica 29. Además, cuando se utiliza el dispositivo para fusionar un dígito, como en, por ejemplo, el tratamiento del dedo en martillo, el posicionamiento del conector 40 en una dirección angular se debe hacer en el plano de giro adecuado, de tal manera que el conector 40 se puede situar a lo largo de un ángulo que sigue la flexión natural del dígito. La identidad de la alineación correcta de los componentes hembra y macho se puede lograr por cualquier medio, por ejemplo, proporcionando marcas en la primera parte superior 22 y cerca del extremo proximal 41 del conector 40, donde las marcas se alinean en la posición deseada del componente macho 30 y componente hembra 20 cuando el anillo 44 se encuentra en el primer rebaje 25a. Además, cuando el anillo 44 se encuentra en el primer rebaje 25a, el conector 40 se puede ajustar en el ángulo deseado en relación con la segunda parte superior 32 y los clavos de engarce 33 se engarzan, evitando el movimiento angular adicional del conector 40 en relación con la segunda parte superior 32.

35 El dispositivo puede comprender, además, cualquier medio para evitar el giro del conector 40 en relación con la primera porción de vástago alargado 20, y para asegurar que el componente macho 30 y el componente hembra 20 estén correctamente alineados giratoriamente. En algunas realizaciones, como se ilustra en las Figuras 15-18, el conector 40 comprende un surco 401 a lo largo de la longitud del conector, y la primera porción de vástago alargado 20 comprende además un orificio del clavo 231 a través del lado de la primera porción de vástago alargado 20, comprendiendo además el orificio del clavo 231 un clavo anti-giro 201 capaz de encajar en el surco 401 del conector 40 cuando el conector 40 se inserta en el extremo proximal de la cavidad 29 de la primera porción de vástago alargado 20. El clavo anti-giro 201 impide el giro del conector 40 en relación con la primera porción de vástago alargado 20 cuando el clavo anti-giro es en el surco 401 del conector 40.

40 En las realizaciones ilustradas en las Figuras 15-18 de, el conector 40 comprende además al menos dos anillos ejes 441 que rodean y que sobresalen del eje. Cada anillo eje 441 varía con respecto a otro anillo o anillos ejes en su proximidad al extremo distal del eje. La circunferencia de los anillos ejes 441 es ligeramente menor que la



circunferencia de la cavidad cilíndrica 29 en la primera porción de vástago alargado 20 del componente hembra. Seis anillos ejes están en el dispositivo mostrado en las Figuras 15-17, y tres en el dispositivo mostrado en la Figura 18. La cavidad cilíndrica 29 en la primera porción de vástago alargado del componente hembra comprende además una ranura 221 que circunscribe la pared cilíndrica 23 cerca del extremo proximal 28 de la cavidad 29. La ranura 221 incluye además un anillo en C 211 que se ajusta en su interior.

En estas realizaciones, el anillo en C 211 sobresale en la cavidad 29 cuando está relajado. Sin embargo, el anillo en C 221 se expande y retrocede en la ranura 221 cuando el conector 40 se inserta en la cavidad 29 y un anillo eje 441 se encuentra con el anillo en C 221 y se empuja contra el mismo. Esto permite que el anillo eje 441 pase en el anillo en C 221. Después de que el anillo eje 441 pasa en el anillo en C 221, proporcionando espacio en la cavidad 29 para acomodar el anillo en C relajado, el anillo en C 221 se relaja y se contrae de nuevo, volviendo a sobresalir en la cavidad 29. Se prevé que, después de que el conector 40 se inserta en la cavidad 29 de tal manera que el anillo eje más distal (o segundo o tercero más distal) 441 pasa el anillo en C 221, como en la Figura 16, el conector 40 de se ajusta giratoriamente de forma manual en relación con el componente macho 30 en la posición final deseada (por ejemplo, el ángulo deseado de flexión de una articulación que va a fusionarse, o en una posición correctamente alineada de las dos partes de un hueso roto o fusión vertebral). El clavo de engarce 33 se engarza después, para evitar un mayor movimiento de giro. El conector 40 puede insertar después el resto en la cavidad 29, como en la Figura 17, alineando las dos piezas óseas. Se observa que, en la Figura 17, los seis anillos ejes 441 han pasado en el anillo en C 221. En el diseño alternativo se ilustra en la Figura 18, hay tres anillos ejes 441.

En las realizaciones ilustradas, la parte superior del eje 46 del conector 40 comprende una formación hexagonal 49 y la primera parte superior 22 comprende un rebaje hexagonal 26, donde la formación hexagonal 49 encaja en el rebaje hexagonal 26 cuando el conector 40 se inserta en la cavidad cilíndrica 29. En otras realizaciones, la formación y el rebaje pueden ser circulares, pentagonales, cuadradas o de cualquier otra forma.

En algunas realizaciones, la primera parte superior 22 es cóncava y la segunda parte superior 32 es convexa, como se muestra, por ejemplo, en la Figura 5, de manera que, cuando se atornillan en los huesos, la primera parte superior 22 y la segunda parte superior 32 hacen coincidir los cortes de osteotomía común donde un hueso se corta en una forma cóncava y el otro hueso se corta en una forma convexa.

En algunas realizaciones, al menos uno del rebaje hexagonal 26 y de la formación hexagonal 49 se suavizan cuando el conector 40 encuentra primero el rebaje hexagonal 26 de tal manera que la formación hexagonal 49 se ajusta en el rebaje hexagonal 46, incluso si las marcas están se alinean completamente alineado en la posición deseada.

Una configuración alternativa del dispositivo de fijación de huesos se ilustra en las Figuras 21-23. Como en las realizaciones descritas anteriormente e ilustradas en la Figura 21, el conector 40 de esta configuración comprende un extremo proximal 41 que tiene un orificio del conector 47, una parte superior del eje 46 cerca del extremo proximal 41, y un extremo distal 42. En esta configuración alternativa, el eje 70 del conector 40 es cilíndrico, con una pluralidad (en este caso, tres) muescas depuestas axialmente 250a-c, 252a-c en al menos un lado del eje 70. En diversas realizaciones, el conector 40 puede ser alargado pero no cilíndrico, por ejemplo, en forma de llave, teniendo una pluralidad de estrías depuestas axialmente, tales como, por ejemplo, estrías semicirculares o arqueadas. Para las realizaciones ilustradas en las Figuras 21-23, el eje cilíndrico 70 del conector 40 comprende un segundo conjunto de tres muescas depuestas axialmente 250a-c, 252a-c en lados opuestos del eje.

Como se muestra en la Figura 22, el componente hembra 20 de esta realización es un vástago alargado, que comprende un primer extremo 21, una primera parte superior 22, un extremo proximal abierto 28 y una cavidad cilíndrica 29. La cavidad cilíndrica 29 comprende una pared cilíndrica 23, un extremo distal cerrado 27 y un extremo proximal abierto 28. El componente hembra 20 ilustrado comprende también una rosca en espiral 24 en el exterior del componente, adecuada para atornillar el componente en un hueso.

El componente hembra 20 comprende también una muesca 72 que circunscribe al menos parcialmente la primera parte superior 22, con al menos un (aquí, dos) orificio 74, 76 que pasa a través de la primera parte superior 22 en la cavidad cilíndrica 29.

El componente hembra 20 comprende adicionalmente un anillo en C con resaltes 80, que comprende al menos un (aquí, dos) resalte que sobresale hacia el interior 82, 84. El anillo en C con resaltes 80 se configura para encajar en la muesca 72 en la primera parte superior 22 del componente hembra 20, de tal manera que los resaltes se ajustan en los orificios 74, 76 y sobresalen en la cavidad cilíndrica 29.

Durante su uso (Figura 23), el conector 40 se une al componente macho 30 en el orificio del conector 47 mediante la inserción del extremo estrecho 362 del clavo de bloqueo 360 (como se ilustra en la Figura 23) o el eje de engarce 36 y los clavos de engarce 33 (como se ilustra en la Figura 12) a través del orificio en un lado de la segunda parte superior y 32 en el orificio del conector 47. El eje 70 del conector 40 se inserta en el extremo proximal abierto 28 y en la cavidad cilíndrica 29 del componente hembra 20, donde el extremo distal 42 del eje 70 encuentra los resaltes 82, 84 del anillo en C con resaltes 80, que sobresalen en la cavidad cilíndrica 29. A medida que el eje 70 del conector 40 se empuja más en la cavidad cilíndrica 29, el extremo distal 42 del eje 70 empuja los resaltes 82, 84,

expandingo el anillo en C con resaltes 80 de tal manera que los resaltes 82, 84 se empujan hacia fuera de la cavidad cilíndrica 29 para acomodar el eje 70, hasta que los resaltes 82, 84 encuentran las primeras muescas 250c, f, permitiendo que los resaltes se muevan de nuevo en la cavidad cilíndrica 29 en el espacio creado por las muescas, de manera que el anillo en C con resaltes 80 se comprime de nuevo a su forma original. Para evitar que el conector 40 salga de la cavidad cilíndrica 29, las muescas 250 pueden comprender un borde 480 en el lado más próximo al extremo distal 42 del conector 40, donde el borde se diseña para evitar el movimiento del conector 40 en la dirección proximal después de encontrarse con la muesca 250. En la realización ilustrada, el borde 480 es sustancialmente perpendicular a la pared 23 de la cavidad cilíndrica 29. En otras realizaciones, el borde 480 forma un ángulo agudo con el perímetro del eje 70. Cuando el eje 70 del conector 40 continúa siendo empujado más lejos en la cavidad cilíndrica 29, el anillo en C con resaltes 80 se expande de nuevo a medida que el área entre las primeras muescas 250c, f y las segundas muescas 250b, e empuja los resaltes 82, 84 fuera de la cavidad cilíndrica 29, hasta que los resaltes 82, 84 encuentren segundas muescas 250b, e. Esto continúa hasta que los resaltes 82, 84 encuentren las muescas más proximales al componente macho 30, cuando el dispositivo se asienta en su posición final. En algún momento antes de que el dispositivo se encuentre en su posición final, el ángulo deseado de flexión entre el conector 40 y el componente macho 30 se establece y fija, por ejemplo, acoplado completamente el clavo de bloqueo 360 con la herramienta de bloqueo con clavo 60, o engarzando los clavos de engarce 33 en el eje de engarce 36 (Figura 12), según corresponda.

Las diversas etapas descritas anteriormente se pueden realizar en cualquier orden, es decir, antes o después de la inserción en una o ambas piezas óseas. También se debe entenderse que las realizaciones descritas son ejemplares, y las modificaciones apropiadas se pueden hacer en los dispositivos descritos anteriormente. Por ejemplo, el anillo en C con resaltes puede en cambio ser una junta tórica, y/o puede comprender uno, o cualquier número de resaltes junto con un número correspondiente de conjuntos de alineación de muescas depuestas axialmente. Además, el resalte o resaltes se pueden deponer en cualquier lugar a lo largo del anillo en C, por ejemplo, en la parte intermedia del anillo en C, en uno o ambos extremos, o entre el centro y uno o ambos extremos. Además, el anillo en C con resaltes o junta tórica se puede utilizar junto con los conectores descritos en cualquiera de las Figuras 16-18, o cualquier conector similar, en lugar del anillo en C 211 y el clavo anti-giro 201 descrito anteriormente.

En las realizaciones en que las muescas o estrías no circunscriben sustancialmente el conector, la presencia del resalte en la cavidad o la brecha entre las estrías tiene la ventaja de limitar el giro del conector en la cavidad o la brecha entre las estrías, puesto que la presencia del resalte en la cavidad o la brecha entre las estrías limita cualquier giro a la anchura de la muesca o brecha entre las estrías, a menos que se aplique una fuerza adicional en giro del conector para obligar al resalte o resaltes a salir de la muesca o la brecha entre las estrías, como se describe en el siguiente párrafo.

La realización ilustrada en las Figuras 21-23 tiene la ventaja de ser separable. Por ejemplo, el conector 40 se puede separar de la componente hembra 20 mediante el giro del conector 40 en relación con el componente hembra 20 (que se puede conseguir después de la implantación mediante el giro de una sola pieza ósea en relación con la otra). Esto hace que los resaltes 82, 84 se deslicen fuera de la muesca o la brecha entre estrías (por ejemplo, 250a y 250d si están totalmente implantados) y sobre la porción del eje 70 entre las muescas opuestas o la brecha entre estrías (por ejemplo, 250a y 250d). El conector 40 se puede deslizar después fuera del componente hembra 20 a lo largo de la porción del eje 70.

Como se puede observar a partir de descripción inmediatamente anterior, la presencia del resalte en la muesca o la brecha entre las estrías limita sustancialmente el giro del conector en la cavidad. Sin embargo, girar el conector en relación con la cavidad es un medio para desconectar los componentes macho y hembra del dispositivo. Como tal, la forma y la composición de la muesca o la brecha entre las estrías, el anillo en C o junta tórica, y el resalte o resaltes se pueden diseñar para tener un equilibrio entre la facilidad con la que los componentes macho y hembra se pueden desconectar y la fuerza necesaria para superar la capacidad del resalte en la cavidad para evitar el giro del conector en relación con la cavidad. Por ejemplo, el revestimiento de la muesca o la brecha entre las estrías con, por ejemplo, silicona o teflón para reducir la fricción entre el resalte y el lado de la muesca o la brecha entre las estrías, o el suavizado o inclinación del borde de la muesca o la brecha entre estrías donde el resalte se encuentra con la pared de la muesca o la brecha entre las estrías cuando se hace girar el conector, hace que la separación de los componentes macho y hembra sea más fácil y también hace que sea más fácil que el conector pueda girar para superar la resistencia al giro causada por la presencia del resalte en la muesca o la brecha entre estrías. A la inversa, tener un resalte relativamente sobresaliendo en la muesca o en la brecha entre las estrías hace más difícil la separación de los componentes macho y hembra y también hace que el giro del conector para superar la resistencia al giro sea más difícil. El número y la ubicación o ubicaciones del resalte o resaltes afectan también a la facilidad con la que el giro del conector para superar la resistencia al giro se puede lograr. Por ejemplo, mediante el uso de un anillo en C con un solo resalte (correspondiente a un solo conjunto de muescas o brechas depuestas axialmente entre las estrías) hace que dicho giro sea más fácil que mediante el uso de un anillo en C con dos resaltes (correspondientes a dos conjuntos de muescas o brechas entre estrías). También, deponer los resaltes en el extremo del anillo en C hace que la superación de la resistencia al giro sea más fácil que al deponer los resaltes hacia el centro del anillo en C, puesto que el anillo en C requiere mayor distancia y fuerza de flexión cuando los resaltes se deponen hacia la parte intermedia a fin de empujarse fuera de la cavidad cilíndrica. Además, el uso de un

anillo en C fabricado de un material más flexible hace que la superación de la resistencia al giro sea más fácil que al utilizar un anillo en C fabricado de un material menos flexible.

Los dispositivos descritos en la presente memoria pueden tener cualquier diámetro apropiado para los huesos concretos que se unen, como se define por el diámetro más ancho de la rosca en espiral 24, 34 del componente hembra 20 o del componente macho 30. En algunas realizaciones, el diámetro de cualquiera de los componentes es más de 5 mm. En otras realizaciones, el diámetro de cualquiera de los componentes es de aproximadamente 5 mm, aproximadamente 4 mm, aproximadamente 3 mm, aproximadamente 2 mm, aproximadamente 1 mm, menos de 1 mm, o cualquier diámetro en la parte intermedia, por ejemplo, aproximadamente 2,2 mm.

El dispositivo de fijación de huesos se puede fabricar de cualquier material apropiado. En algunas realizaciones, el dispositivo no es bioabsorbible, puesto que se prevé que el dispositivo proporcione estabilidad al sitio de fusión. Además, en caso de que los dos huesos unidos por el dispositivo dejarán de fusionar, el dispositivo podría proporcionar soporte estructural esencial para mantener los dos huesos juntos. Ejemplos no limitativos de materiales que podrían utilizarse para fabricar el dispositivo incluyen (a) titanio, (b) una aleación de titanio con aproximadamente 6 % de aluminio y aproximadamente 4 % de vanadio, (c) nitinol, (d) acero inoxidable, y (e) un polímero tal como poliéter éter cetona (PEEK).

Esta aplicación se refiere también a un método de unión de una primera pieza ósea con una segunda pieza ósea en un vertebrado vivo. El método comprende insertar el dispositivo de fijación de huesos antes descrito entre la primera pieza ósea y la segunda pieza ósea de tal manera que las dos piezas óseas se unan de forma segura.

El método se puede utilizar en cualquier especie de vertebrado. En algunas realizaciones, el vertebrado es un mamífero, por ejemplo, un ser humano.

En algunas realizaciones, el método comprende la preparación de las dos piezas óseas para proporcionar una superficie de corte en cada pieza que se unirá con otra; la inserción de la primera porción de vástago alargado longitudinalmente en la superficie de corte de la primera pieza ósea de tal manera que el primer extremo se inserta primero y la primera parte superior está en o ligeramente por debajo de la superficie de corte de la primera pieza ósea; la inserción de la segunda porción de vástago alargado longitudinalmente en la superficie de corte de la segunda pieza ósea de tal manera que el extremo proximal del conector está justo por encima de la superficie de corte de la segunda pieza ósea; y la inserción del conector en la abertura en la primera porción de vástago alargado.

En diversas realizaciones, el conector se acopla a la segunda parte superior en el extremo proximal mediante un acoplamiento que permite el posicionamiento ajustable del conector en una dirección angular en relación con la segunda parte superior. En estas realizaciones, el método comprende además ajustar la posición del conector en relación con la segunda parte superior para formar un ángulo de flexión preferido entre las dos piezas óseas; y la inserción adicional del conector en la primera porción de vástago alargado.

En algunas realizaciones, la posición del conector en relación con la segunda parte superior ya no se puede ajustar después de que el conector se inserta adicionalmente en la primera porción de vástago alargado. Como se ha descrito anteriormente, esto se puede lograr proporcionando un mecanismo de clavo de engarce, según lo dispuesto en las realizaciones ilustradas.

Estos métodos se pueden utilizar para unir o fusionar dos piezas óseas, por ejemplo dos vértebras o dos mitades de un hueso roto. En algunas realizaciones, las piezas óseas son (a) dos falanges adyacentes; (b) una falange y un metacarpo adyacente; (c) una falange y un metatarso adyacente; o (d) piezas óseas separadas por una fractura u osteotomía de una diáfisis ósea. Cuando el sujeto es un humano, estos huesos pueden estar en la mano o el pie.

En diversas realizaciones, las piezas óseas se encuentran en el pie del mamífero. El pie puede tener cualquier condición para la que el tratamiento implique la unión ósea de dos piezas óseas. Ejemplos de tales condiciones incluyen dedo en martillo, juanete, dedo en curva o dedo de garra. En algunas realizaciones, se fusiona la articulación interfalángica, metatarsofalángica o metacarpofalángica.

En otras realizaciones, las piezas óseas se separan por una osteotomía que acorta el hueso, por ejemplo un metatarso menor. Un ejemplo de un procedimiento de este tipo que puede utilizar el método instantáneo es una osteotomía de Weil, que acorta un metatarso para proporcionar una mejora de la parábola metatarsiana. En aquellas realizaciones, las dos piezas óseas son de un solo hueso metatarsiano que se somete a una osteotomía de la diáfisis.

En los métodos que utilizan la realización ilustrada, el primer hueso se corta en una forma convexa y el segundo hueso se corta en una forma cóncava. Se da cabida a estas realizaciones, particularmente, cuando la primera parte superior 22 del dispositivo es cóncava y la segunda parte superior 32 es convexa, como se muestra, por ejemplo, en la Figura 5.

Mediante el uso de la realización ilustrada, estos métodos pueden comprender además procedimientos en los que la primera pieza ósea y la segunda pieza ósea se cortan; el dispositivo de fijación del hueso 10 se inserta entre la

primera pieza ósea 50 y la segunda pieza ósea 50; el conector 40 se inserta en la cavidad cilíndrica 29 hasta el primer rebaje 25a antes de bloquear el conector 40, donde el conector queda bloqueado mediante el engarce de los clavos de engarce 33. La Figura 7 muestra el dispositivo de la realización ilustrada después de esta etapa. En estos métodos, el conector 40 se inserta adicionalmente en la cavidad cilíndrica 29 al menos hasta el segundo rebaje 25b, hasta que la superficie de corte en la primera pieza ósea y la segunda pieza ósea se unen entre sí. La Figura 10 muestra el dispositivo de la realización ilustrada después de esta etapa.

En estos métodos, el dispositivo puede comprender, además, marcas en la primera parte superior 22 y cerca del extremo proximal 41 del conector 40, alineándose las marcas en la posición deseada del componente macho 30 y del componente hembra 20 cuando el conector 40 se inserta en la primera parte alargada del vástago (es decir, el componente hembra) 20. En estas realizaciones, la primera porción de vástago alargado 20 se inserta en la superficie de corte de la primera pieza ósea 50 atornillando la primera porción de vástago alargado 20 longitudinalmente en la superficie de corte de la primera pieza ósea 50, y la segunda porción de vástago alargado 37 se inserta en la superficie de corte de la segunda pieza ósea 50 atornillando la segunda porción de vástago alargado 37 longitudinalmente en la superficie de corte de la segunda pieza ósea, donde la marca en la primera parte superior 22 y la marca cerca del extremo proximal 41 del conector 40 son adyacentes entre sí después de la inserción de la segunda porción de vástago alargado 37.

En realizaciones adicionales de estos métodos, el extremo proximal 41 del conector 40 comprende una formación hexagonal 49 y la primera parte superior 22 comprende un rebaje hexagonal 26, donde la formación hexagonal 49 encaja en el rebaje hexagonal 26 cuando el conector 41 se inserta en la primera porción de vástago 20, donde al menos uno de la formación hexagonal 49 y del rebaje hexagonal 26 se suavizan cuando la formación hexagonal 49 encuentra primero el rebaje hexagonal 26 de tal manera que la formación hexagonal 49 se ajusta en el rebaje hexagonal 26 incluso si el marcas no están completamente alineadas en la posición deseada; y la superficie de corte del primer hueso comprende una muesca para alojar la formación hexagonal 49.

Las diversas realizaciones descritas anteriormente se pueden implantar utilizando las herramientas apropiadas conocidas en la técnica. Herramientas alternativas, especialmente adecuadas para las realizaciones anteriores, y los métodos de implantación de los dispositivos de fijación de huesos descritos anteriormente en un dígito, ejemplificados en las falanges proximales y medias de un dedo menor del pie, se describen a continuación y se ilustran en las Figuras 24- 33.

En algunas realizaciones, para fusionar las falanges proximales y medias, la articulación interfalángica se expone y el extremo distal de la falange proximal y el extremo proximal de la falange media se cortan perpendiculares al eje largo de cada hueso. Esto crea una brecha de aproximadamente 3 mm entre los huesos. A continuación, se perfora un orificio piloto de, por ejemplo, aproximadamente 18 mm de profundidad, en la falange proximal a través del canal intramedular.

El orificio piloto se puede perforar utilizando cualquier broca piloto apropiada conocida en la técnica. En algunas realizaciones, el orificio piloto se perfora con una herramienta diseñada especialmente para el dispositivo descrito anteriormente, por ejemplo, la broca piloto 90 que se muestra en la Figura 24. Una broca de este tipo comprende un vástago alargado 91 que tiene un extremo proximal 92 y un extremo distal 93. El extremo proximal puede comprender un mango o se puede configurar para unirse a un mango separado, por ejemplo el mango 160 de conexión rápida que se ilustra en la Figura 34. El extremo distal 93 termina en una punta de broca 94 que comprende al menos una flauta depuesta en espiral 95 que tiene un borde cortante hacia el exterior y que termina en un punto 96. En algunas realizaciones, como en la Figura 24, hay dos flautas depuestas en espiral 95. La superficie de corte definida por el borde exterior afilado tiene el mismo diámetro que el vástago 91. El diámetro debe ser menor que el diámetro de la rosca en espiral 24 del componente hembra 20, que se va a implantar en su interior. En algunas realizaciones, la rosca en espiral del componente hembra 20 es 2,2 mm y el diámetro de la espiga 91 y el de la flauta depuesta en espiral 94 es de 2,0 mm. Algunas realizaciones de la broca piloto 90 comprenden además una marca o marcas (por ejemplo, marcas de láser) que indican una distancia desde el punto 96 para proporcionar una guía para determinar la profundidad del orificio a perforar. Por ejemplo, la broca piloto 90 que se ilustra en la Figura 24 tiene marcas 97, 98 a 9 mm y 18 mm.

Un orificio piloto de 2,0 mm se puede perforar aproximadamente 18 mm de profundidad en la falange proximal a través del canal intramedular. Esto puede seguirse con un escariador para dar forma al orificio para acomodar el componente hembra 20. En algunas realizaciones, el escariador prepara un orificio con una broca ensanchada en la parte superior para acomodar la parte superior 22 del componente hembra, por ejemplo, como se ilustra en la Figura 25C. Un escariador adecuado se ilustra en la Figura 25A. El escariador proximal 100 comprende un primer vástago alargado 101 tiene un primer extremo proximal 102 y un primer extremo distal 103. El primer extremo proximal puede comprender un mango o se puede configurar para unirse a un mango separado, por ejemplo el mango 160 de conexión rápida que se ilustra en la Figura 34. El primer extremo distal 103 termina en un primer extremo de broca de conformación 104 que termina en un primer punto 106. Justo proximal al primer punto 106 hay una pluralidad de primeras estrías 105 que tienen bordes afilados diseñados para cortar el orificio ilustrado en la Figura 25C. Proximal a las primeras estrías hay un primer eje corto 104 y proximal al primer eje corto 104 hay un primer saliente, más ancho que el primer eje corto 104 y que tiene el diámetro aproximado de la primera espiga 101. Proximal al primer

saliente 107, hay un primer faldón 108, más ancho que el primer saliente y tiene una primera superficie distal convexa 109. El escariador proximal 100 comprende también un primer recorte 110, que se extiende desde la pluralidad de primeras estrías 105, a través del primer eje corto 104, el primer saliente 107, y el primer faldón 108. El primer recorte 110 tiene bordes laterales afilados 111 diseñados para cortar a través del hueso a medida que el escariador proximal 100 se hace girar y se acciona en el mismo.

El orificio cortado por el escariador proximal 100, representado en la Figura 25C, tiene preferentemente un diámetro menor que el diámetro de la rosca en espiral 24 del componente hembra 20, de tal manera que cuando el componente hembra 20 se enrosca en el orificio, la rosca en espiral 24 se conducirá a través del canal intramedular de la falange. La Figura 25B muestra un ejemplo de la alineación del componente hembra 20 con un escariador proximal adecuado 100, donde las primeras estrías 105 y el primer eje corto 104 tienen un diámetro de 2,0 mm, mientras que la rosca en espiral 24 del componente hembra 20 tiene un diámetro de 2,2 mm. El escariador proximal 100 escaria también una superficie cóncava 112 en la cara del hueso, para permitir que el componente hembra 20 encaje con el componente macho 30 como se representa en la Figura 29. La perforación ancha 113 cortada por el primer saliente 107 permite que la primera parte superior 22 se "entierre" en el hueso, como se muestra en las Figuras 30 y 31. El diámetro de la superficie cóncava 112 en este ejemplo es de aproximadamente 15 mm.

Una vez que se prepara el orificio en el extremo distal de la falange proximal, por ejemplo, mediante el escariador proximal 100, el componente hembra 20 se puede insertar. Tal inserción se puede preparar mediante el uso de cualquier herramienta adecuada. Una herramienta adecuada para este fin es la unidad de accionamiento proximal 120, ilustrada parcialmente en la Figura 26. La unidad de accionamiento proximal 120 comprende un primer vástago alargado 121 tiene un primer extremo proximal (no mostrado) y un primer extremo distal 122. El primer extremo proximal puede comprender un mango o se puede configurar para unirse a un mango separado, por ejemplo el mango 160 de conexión rápida que se ilustra en la Figura 34. El primer vástago 121 comprende una primera bobina 123 deslizable. El extremo distal 122 de la unidad de accionamiento proximal 120 comprende dos primeras medias secciones (no mostradas) unidas operativamente a la primera bobina 123 de tal forma que el deslizamiento de la primera bobina 123 hacia delante obliga a estas dos primeras medias secciones juntas a retener la primera parte superior 22 del componente hembra 20 de forma segura. En algunas realizaciones, el primer extremo distal 122 de la unidad de accionamiento proximal 120 comprende una primera marca 124 (por ejemplo, marca de láser) que se alinea con una primera marca 125 en la primera parte superior 22 del componente hembra 20 para alinear fácilmente la unidad de accionamiento proximal 120 con el componente hembra 20.

La primera parte superior 22 del componente hembra 20 se coloca en la unidad de accionamiento proximal 120 y la primera bobina 123 se desliza hacia delante para sujetar firmemente la primera parte superior 22. La primera parte superior 22 se coloca en la unidad de accionamiento de tal manera que la primera marca 124 en la unidad de accionamiento proximal 120 de alinea con la primera marca 125 en la primera parte superior 22. El componente hembra se atornilla después en la falange proximal hasta que el extremo distal 122 de la unidad de accionamiento proximal 120 esté a ras con el orificio y la primera marca se oriente hacia arriba. Esto coloca la superficie cóncava 112 en la posición adecuada para acoplarse con una forma convexa (descrita a continuación) en el extremo proximal de la falange media, lo que permite la flexión hacia abajo de la falange media a través del movimiento del conector 40 en relación con la segunda parte superior 32 del componente macho 30.

En algunas realizaciones, la preparación del extremo proximal de la falange media y la inserción del componente macho 30 en su interior proceden de manera similar a la inserción del componente hembra 20 en el extremo distal de la falange proximal descrita anteriormente.

Después de la resección del extremo proximal de la falange media, se perfora un orificio piloto de aproximadamente 9 mm de profundidad en el canal intramedular del hueso, utilizando cualquier herramienta adecuada, por ejemplo, la broca piloto 90 que se muestra en la Figura 24. El orificio para el componente macho 30 se puede preparar después utilizando cualquier herramienta adecuada, por ejemplo, el escariador distal 130 ilustrado en la Figura 27A. Ese escariador distal 130 comprende un segundo vástago alargado 131 que tiene un segundo extremo proximal 132 y un segundo extremo distal 133. El segundo extremo proximal puede comprender un mango o se puede configurar para unirse a un mango separado, por ejemplo, el mango 160 de conexión rápida que se ilustra en la Figura 34. El segundo extremo distal 133 comprende un segundo extremo de broca de conformación 134 que termina en un segundo punto 136. Justo proximal al segundo punto 136 hay una pluralidad de segundas estrías 135 que tienen bordes afilados diseñados para cortar el orificio ilustrado en la Figura 27C. Proximal a las estrías hay un segundo eje corto 134 y proximal al segundo eje corto 134 hay un segundo saliente 137, más ancho que el segundo eje corto 134 pero que tiene un diámetro más pequeño que el segundo vástago 131. Proximal al segundo saliente 137, hay un segundo faldón 138, más ancho que el segundo saliente y con una segunda superficie distal cóncava 139. El escariador distal 130 comprende también un segundo recorte 140, que se extiende desde la pluralidad de segundas estrías 135, a través del segundo eje corto 134, el segundo saliente 137, y el segundo faldón 138. El segundo recorte 140 tiene bordes lateral afilados 141 diseñados para cortar a través del hueso a medida que el escariador distal 130 se hace girar y se acciona en su interior.

En la realización ilustrada, el segundo eje corto 134, el segundo saliente 137, y el segundo faldón 138 son más cortos que los homólogos en el escariador proximal 100 debido a que el componente macho 30, que se acciona en

el orificio 143 (Figura 27) realizado por el escariador distal 130, es más corto que el componente hembra 40, que se acciona en el orificio realizado por el escariador proximal 100.

El orificio 143 cortado por el escariador distal 130 (Figura 27C), tiene preferentemente un diámetro menor que el diámetro de la rosca en espiral 34 del componente macho 30, de tal manera que cuando el componente macho 30 se atornilla en el orificio, la rosca en espiral 34 se conducirá a través del canal intramedular de la falange. La Figura 27B muestra un ejemplo de la alineación del componente macho 30 con un escariador distal adecuado 130, donde las segundas estrías 135 y el segundo eje corto 134 tienen un diámetro de 2,0 mm, mientras que la rosca en espiral 34 del componente macho 30 tiene un diámetro de 2,2 mm. El escariador distal 130 escaria también una superficie convexa 144 (Figura 28) en la cara del hueso. En estas realizaciones, el radio de la superficie convexa es de 6 mm y por lo tanto un radio significativamente menor que el radio cóncavo de 15 mm del hueso proximal. Esto permite la articulación del dedo incluso con una ligera desalineación.

Una vez que se prepara el orificio en el extremo proximal de la falange media, por ejemplo, por el escariador distal 130, el componente macho 30 se puede insertar. Tal inserción se puede preparar mediante el uso de cualquier herramienta adecuada. Una herramienta adecuada para este fin es la unidad de accionamiento distal 150, parcialmente ilustrada en la Figura 28A. La unidad de accionamiento proximal 150 comprende un segundo vástago alargado 151 que tiene un segundo extremo proximal (no mostrado) y un segundo extremo distal 152. El segundo extremo proximal puede comprender un mango o se puede configurar para unirse a un mango separado, por ejemplo, el mango 160 de conexión rápida que se ilustra en la Figura 34. El segundo vástago 151 comprende una segunda bobina deslizable 153. El segundo extremo distal 152 de la unidad de accionamiento distal 150 comprende dos segundas medias secciones (no mostradas) unidas operativamente a la segunda bobina 153 de tal forma que el deslizamiento de la segunda bobina 153 hacia delante obliga a estas dos segundas medias secciones juntas a sujetar la segunda parte superior 32 del componente macho 30 de forma segura. En algunas realizaciones, el segundo extremo distal 152 de la unidad de accionamiento distal 150 comprende una segunda marca 154 (por ejemplo, una marca de láser) que se alinea con una marca en la primera parte superior 32 del componente macho 30 para alinear fácilmente la unidad de accionamiento distal 150 con el componente macho 30.

La primera parte superior 32 del componente hembra 30 se coloca en la unidad de accionamiento distal 150, preferentemente con el conector 40 que ya está fijado, y la segunda bobina 153 se desliza hacia delante para sujetar firmemente la primera parte superior 32. La primera parte superior 32 se coloca en la unidad de accionamiento distal 150 de tal manera que la segunda marca 154 en la unidad de accionamiento distal 150 se alinea con la marca de la primera parte superior 32. El componente macho 30 se atornilla después en la falange media hasta que el clavo de bloqueo 360 o clavo de engarce 33 (cualquiera que se utilice) esté a ras con el orificio y la segunda marca se orienta hacia arriba.

El conector 40 se puede ajustar en el ángulo deseado en relación con la segunda parte superior 32 en este punto y el clavo de bloqueo 360 o clavo de engarce 33 se puede acoplar. Como alternativa, el conector 40 se puede empujar parcialmente dentro del componente hembra 20 antes de que el clavo de bloqueo 360 o clavo de engarce 33 se active. Si el cirujano decide no acoplar el clavo de bloqueo 360 o un clavo de engarce 33, permitiendo así el movimiento articular, el conector 40 se puede insertar completamente en el componente hembra 20.

La Figura 29 muestra la alineación de los dos huesos después de la inserción del dispositivo. La Figura 30 muestra el dispositivo en sección transversal cuando se acciona parcialmente; la Figura 31 muestra el dispositivo completamente acoplado en sección transversal.

La capacidad del conector 40 para girar en relación con la segunda parte superior 32 proporciona una ventaja en la inserción de los dispositivos descritos en la presente memoria a través de dispositivos similares de la técnica anterior que no tienen esa capacidad, como se muestra en la Figura 32. Con los dispositivos similares de la técnica anterior, los dos huesos que se van a unir (por ejemplo, las falanges proximales y medias) se deben separar lo suficiente para que la porción central 42a (análoga al conector 40 del dispositivo instantáneo) se inserte en la porción hembra 20a (Figura 32A). El tejido que conecta los dos huesos, por ejemplo, un vaso sanguíneo 155, se debe estirar cuando los huesos se separan, lo que puede causar daños en el tejido. Con los dispositivos descritos en la presente memoria, sin embargo, antes de que el conector 40 se inserte en la porción hembra 20 de la primera parte superior 22, el conector 40 se puede girar en relación con la segunda parte superior 32, como se muestra en la Figura 32B. Los dos huesos no necesitan, por tanto, separarse tanto como con los dispositivos de la técnica anterior. La distancia d en la Figura 32B muestra la reducción en este estiramiento potencialmente perjudicial que se ahorra en el dispositivo de la técnica anterior cuando se utilizan los presentes dispositivos, minimizando el daño tisular y haciendo que la inserción del conector 40 en el componente hembra 20 sea más fácil.

Como se ha descrito anteriormente, el escariador proximal 100, la unidad de accionamiento proximal 120, el escariador distal 130 y la unidad de accionamiento distal 150 pueden tener cada uno su propio mango o pueden utilizar un mango común, por ejemplo el mango 160 de conexión rápida ilustrado en la Figura 34. Medios de conexión para dichos mangos son conocidos en la técnica. La Figura 33 muestra el mango de conexión rápida durante su uso con la unidad de accionamiento 120 proximal. En algunas realizaciones, el vástago alargado de cualquiera de estas herramientas puede comprender elementos de agarre, por ejemplo, una empuñadura de goma,

para permitir que el cirujano utilice la herramienta sin un mango mientras se mantiene un agarre firme en la herramienta.

En algunas realizaciones, cualquiera de los extremos proximal o distal o la unidad de accionamiento de escariador proximal o distal puede comprender, en su extremo proximal la porción de corte de un escariador proximal o distal o la unidad de accionamiento proximal o distal. Por ejemplo, el escariador proximal (que comprende un extremo de broca de conformación con una primera superficie distal convexa 109 en su extremo distal) puede comprender el extremo de broca de conformación del escariador distal (que comprende un extremo de broca de conformación con una segunda superficie distal cóncava 139) en su extremo proximal. Como alternativa, el escariador proximal puede comprender en su extremo proximal la bobina deslizante 123 y las dos primeras medias secciones unidas operativamente a la bobina de la unidad de accionamiento proximal. Cualquier herramienta de combinación que tiene de forma independiente, en sus extremos proximal y distal, cualquiera del extremo de broca de conformación del escariador distal o proximal o la bobina y dos medias secciones de la unidad de accionamiento distal o proximal se prevé con la misma. Por lo tanto, múltiples herramientas se pueden combinar en una sola herramienta, por ejemplo, con un extremo para el escariado y el otro extremo para el accionamiento. La porción del mango entre las dos herramientas puede tener ranuras, eclosión en cruz, o un material de agarre para proporcionar capacidades de agarre para la persona que utiliza las herramientas.

Cada una, alguna o todas las diversas herramientas descritas en la presente memoria, incluyendo la herramienta de bloqueo con clavo 60, se pueden proporcionar también esterilizadas en un envase, tal como una bandeja de esterilización moldeada. Además, el dispositivo de fijación ósea 10, en cualquier realización descrita anteriormente, se puede envasar en un envase estéril según sea apropiado, por ejemplo, en una bolsa de Chevron 170, como se muestra en la Figura 34.

Además, los diversos dispositivos unión ósea descritos anteriormente pueden incluir plantillas para su uso cuando se perfora, escaria, acciona e inserta el dispositivo o cuando se cortan los huesos. Las plantillas son útiles para asegurar que la instalación del dispositivo se realiza con precisión y exactitud. Por ejemplo, una plantilla se puede utilizar para alinear el escariador proximal o distal con el hueso, de tal manera que el orificio preparado por el escariador queda paralelo al eje largo del hueso. Una plantilla de este tipo podría comprender un componente que se une (por ejemplo, por medio de tornillos) al extremo del hueso y se extiende hacia el exterior del hueso y proporcionar un orificio para proporcionar una guía recta para la punta de corte del escariador. El diseño y la preparación de tales plantillas se conocen en la técnica.

#### Referencias

El documento US 7.291.175 B1  
 El documento US 7.041.106 B1  
 El documento US 6.454.808 B1  
 El documento US 6.383.223 B1  
 El documento US 6.099.571  
 El documento US 5.919.193  
 El documento US 5.810.591  
 El documento US 5.443.467  
 El documento US 5.290.314  
 El documento US 5.207.712  
 El documento US 5.062.851  
 El documento US 5.037.440  
 El documento US 4.908.031  
 El documento US 4.304.011  
 El documento US 4.246.662  
 El documento US 3.991.425  
 El documento US Des. 277.784  
 El documento US 2006/0074492 A1  
 El documento US 2006/0052878 A1  
 El documento US 2004/0220678 A1  
 El documento EP 831757 B1  
 El documento WO 1997/016137 A1  
 El documento WO 1996/005784 A1  
 El documento WO 1993/009728  
 El documento JP 2005-073740 A  
 El documento DE 19949890 A1  
 El documento GB 2126097 A  
 El documento GB 1582974 A

Hetherington VJ 2000, Metatarsalgia y Cirugía Metatarsiana Menor, pág. 429-451 en el libro de texto de Hallux Valgus y Forefront Surgery, Vincent J. Hetherington, Ed.

Murray PM, 2007, Artroplastia de Reemplazo Superficial de la Articulación Interfalángica Proximal, The Journal of Hands Surgery 32: 899-904.

5 Sokolow C, 2006, Une Prothese de l'articulation interphalangienne proximale osteo-integree: IPP 2. Premiers resultantes - resultados a corto plazo de la prótesis articular interfalángica proximal IPP 2, Chirurgie de la Main 25: 280-285.

10 Iselin F, G Pradet, Gouet O 1988, Désarthrodèses-arthroplasties interphalangiennes proximales - Conversión a artroplastia a partir de Artrodesis de Articulación Interfalángica Proximal, Annales de Chirurgie de la Main 7: 115-119.

15 Konkel KF, Menger AG, Retzlaff SA 2007, Corrección de dedo en martillo utilizando un clavo intramedular absorbible, Foot & Ankle International 28: 916-920.

Caterini R, Farsetti P, Tarantino U, V Potenza, Ippolito E 2005, Artrodesis de las articulaciones de los dedos con un tornillo intramedular canulado para la corrección de la deformidad de dedo en martillo, Foot & Ankle International 25: 256-261.

20 Edwards WH, Beischer AD 2002, Artrodesis articular interfalángica de los dedos menores, Foot & Ankle Clinics North America 7: 43-48.

[www.sgarlatolabs.com/products/ship/implant.shtml](http://www.sgarlatolabs.com/products/ship/implant.shtml)

25 [www.bioproimplants.com/extremities/lower.asp](http://www.bioproimplants.com/extremities/lower.asp)

[www.medcompare.com/details/32380/Flexible-Dig](http://www.medcompare.com/details/32380/Flexible-Dig)

30 En vista de lo anterior, se observará que diversas ventajas de la aplicación se logran y otras ventajas se alcanzan.



REIVINDICACIONES

- 5 1. Un dispositivo de unión ósea (10) adecuado para unir una primera pieza ósea (50) a una segunda pieza ósea (50), comprendiendo el dispositivo (10) un primer componente (20) y un segundo componente (30), en el que
- el primer componente (20) comprende
- 10 una primera porción de vástago alargado que comprende un primer extremo (21) y una primera parte superior (22) opuesta al primer extremo (21), la primera porción de vástago adecuada para su inserción desde el primer extremo longitudinalmente en una superficie de la primera pieza ósea (50), y
- el segundo componente (30) comprende
- 15 una segunda porción de vástago alargado que comprende un segundo extremo (31) y una segunda parte superior (32), la segunda porción de vástago alargado adecuada para su inserción desde el segundo extremo (31) longitudinalmente en una superficie de la segunda pieza ósea (50), y un conector que se extiende desde la segunda parte superior (32),
- 20 en el que el conector es capaz de acoplarse con el primer componente y bloquearse con el mismo, en el que la primera porción de vástago alargado del primer componente (20) incluye una abertura que comprende una cavidad (29) que comprende una pared (23), un extremo distal cerrado (27) y un extremo proximal abierto (28), y el conector (40) se alarga y encaja dentro de la cavidad (29),
- 25 en el que cada una de la primera porción de vástago alargado y la segunda porción de vástago alargado son cilíndricas, cónicas o una combinación de las mismas, y comprende una rosca en espiral (24), caracterizado por que conector (40) comprende un eje conformado (46/70), en el que eje conformado (46/70) comprende una pluralidad de muescas o estrías (250) depuestas axialmente en al menos una porción del eje conformado (46/70),
- 30 en el que la primera porción de vástago alargado comprende:
- una muesca (72) que circunscribe al menos parcialmente la primera parte superior (22), con al menos un orificio (74, 76) que pasa a través de la primera parte superior dentro de la cavidad (29), y
- 35 un anillo en C o junta tórica (80) con resaltes que comprende al menos un resalte (82, 84) que sobresale hacia dentro, el anillo en C o junta tórica (80) con resaltes configurado para encajar dentro de la muesca (72) en la primera parte superior (22) de tal manera que en el al menos un resalte (82, 84) encaja en el al menos un orificio (74, 76) y sobresale dentro de la cavidad (29), y
- 40 en el que, cuando el conector (40) se inserta dentro de la cavidad (29) en la primera porción de vástago alargado, el al menos un resalte (82, 84) que sobresale dentro de la cavidad (29) se encuentra con el conector (40) y se retrae fuera de la cavidad (20) hasta que el conector (40) se inserta adicionalmente en la cavidad (29) y el al menos un resalte (82, 84) encuentra una muesca (250) o una brecha entre las dos estrías (250) del conector (40), permitiendo que el resalte (82, 84) sobresalga en la cavidad (29) dentro de un espacio entre la pared (23) y el conector (40) creado por la muesca o brecha (250) del conector (50).
- 45
2. El dispositivo (10) de la reivindicación 1, en el que el conector (40) se establece angularmente con respecto a la segunda parte superior (32).
- 50
3. El dispositivo (10) de la reivindicación 1 o 2, fabricado a partir de (a) titanio, (b) una aleación de titanio con aproximadamente 6 % de aluminio y aproximadamente 4 % de vanadio (c) nitinol, (d) acero inoxidable, o (e) poliéter éter cetona (PEEK).
- 55
4. El dispositivo (10) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el conector (40) se puede separar del primer componente (20) después de su inserción mediante el giro del conector (40) en relación con el primer componente (20) haciendo que el al menos un resalte (82, 84) se deslice fuera de la muesca (250) o brecha entre las dos estrías (250) del conector (40), y sobre una porción del eje (46/70) que no comprende ninguna muesca o estría, y haciendo deslizar después el conector (40) fuera del primer componente (20) mientras mantiene el al menos un resalte (82, 84) a lo largo de la porción del eje (46/70) que no comprende ninguna muesca o estría.
- 60
5. El dispositivo (10) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el anillo en C o la junta tórica con resaltes es un anillo en C (80) con dos extremos y una parte intermedia, que comprende un resalte (82, 84) en la parte intermedia del anillo en C (80) de tal manera que el resalte (82, 84) encuentra una pluralidad de muescas o brechas (250) depuestas axialmente en una porción del eje (46/70) cuando el conector (40) se inserta dentro de la cavidad (29).
- 65

6. El dispositivo (10) de la reivindicación 1, en el que el anillo en C (80) con resaltes comprende dos resaltes (82, 84), de tal manera que cada resalte (82, 84) encuentra una pluralidad de muescas o brechas (250) depuestas axialmente en las dos porciones del eje (46/70) cuando el conector (40) se inserta dentro de la cavidad (29).
- 5 7. El dispositivo (10) de la reivindicación 6, en el que el anillo en C o junta tórica con resaltes es un anillo en C (80) con dos extremos y una parte intermedia, y los dos resaltes (82, 84) están entre la parte intermedia y los extremos del anillo en C (80).
- 10 8. El dispositivo (10) de la reivindicación 1, en el que el eje (46/70) del conector (40) comprende una pluralidad de muescas o brechas (250) depuestas axialmente en dos porciones del eje (46/70) y el anillo en C o junta tórica con resaltes es un anillo en C (80) con dos extremos, comprendiendo un resalte (82, 84) en cada uno de los extremos del anillo en C (80), de tal manera que cada resalte (82, 84) se encuentra con una pluralidad de muescas o brechas (250) depuestas axialmente en las dos porciones del eje (46/70) cuando el conector (40) se inserta dentro de la cavidad (29).
- 15 9. El dispositivo (10) de la reivindicación 8, en el que el eje cilíndrico (46/70) comprende muescas o estrías (250) depuestas axialmente sobre los dos lados opuestos del eje cilíndrico (46/70).
- 20 10. El dispositivo (10) de la reivindicación 9, que comprende tres muescas o cuatro estrías (250a-c) en cada uno de los dos lados opuestos del eje (46/70).
- 25 11. El dispositivo (10) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que cuando el conector (40) se inserta dentro de la cavidad (29) de tal manera que el resalte (82, 84) se encuentra con una muesca o brecha (250), la muesca o brecha (250) se conforma de tal manera que el conector (40) no se puede sacar fuera de la cavidad (29) cuando el resalte (82, 84) se encuentre en la muesca o brecha (250).
- 30 12. El dispositivo (10) de la reivindicación 11, en el que cada una de las muescas o estrías (250) depuestas axialmente comprende un borde distal (48/480) que es sustancialmente perpendicular a la pared de la cavidad (29).
- 35 13. El dispositivo (10) de la reivindicación 11, en el que cada de las muescas depuestas axialmente comprende un borde distal que forma un ángulo agudo con respecto al eje (46/70) del conector.
14. El dispositivo (10) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que cuando el conector (40) se inserta dentro de la cavidad (29) de tal manera que el resalte se encuentra con una muesca o brecha, la presencia del resalte en la cavidad (29) limita el giro del conector (40) dentro de la cavidad (29).

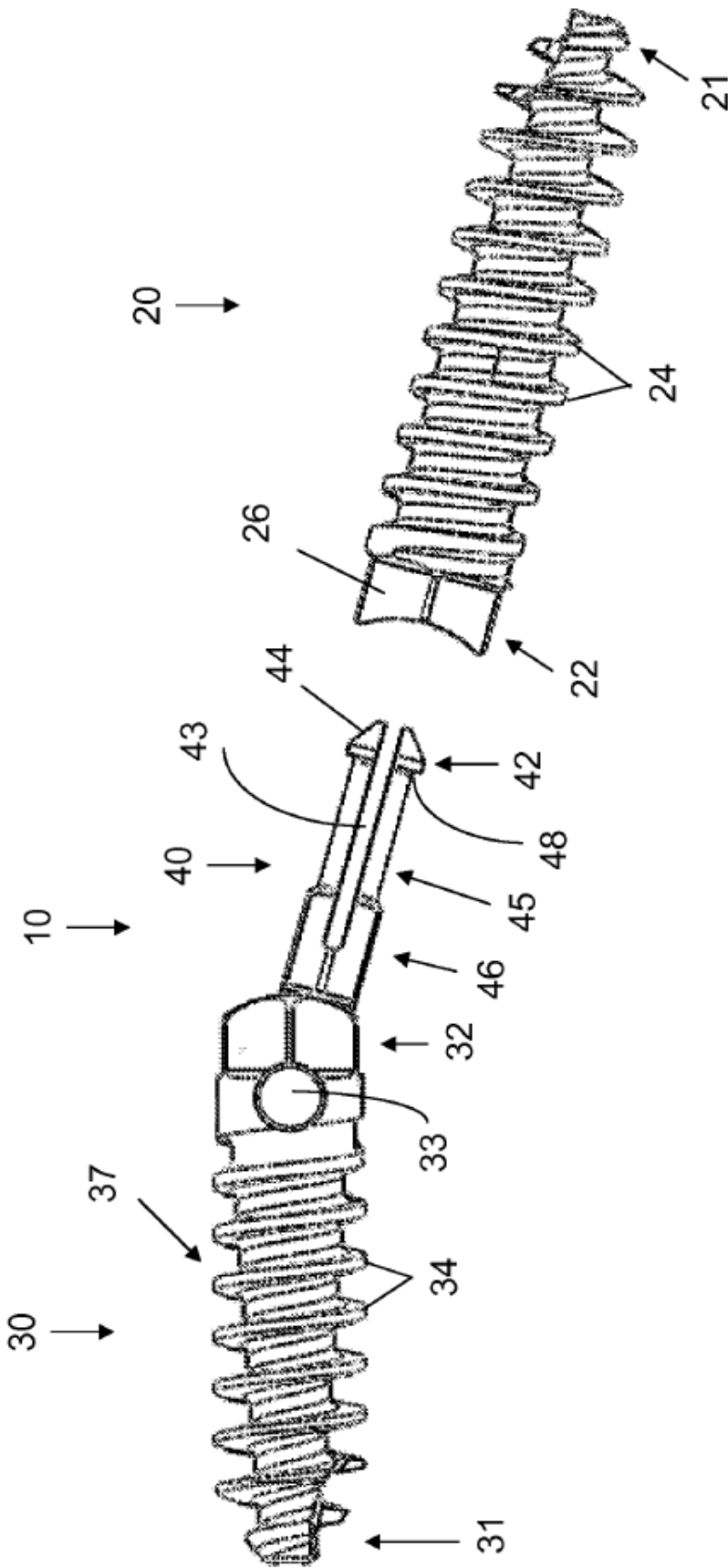


FIG. 1

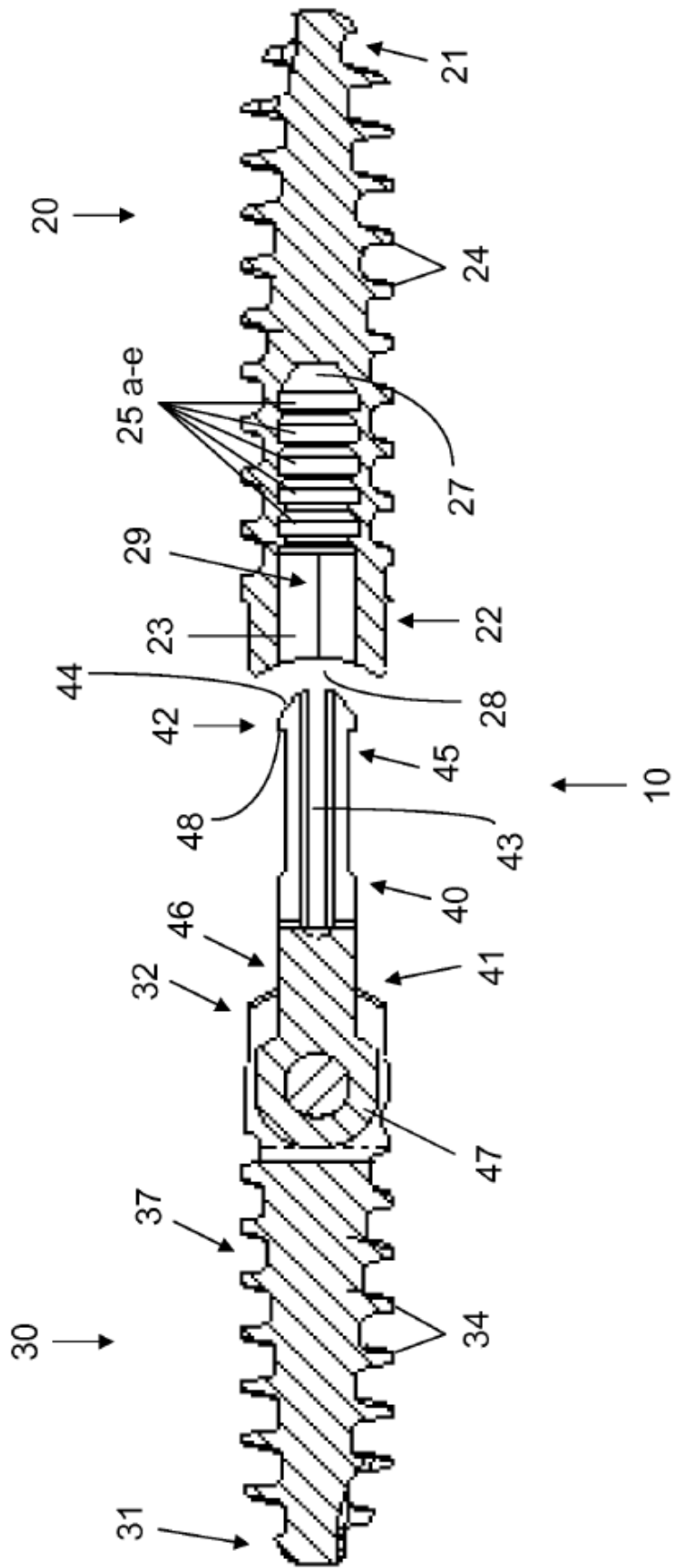


FIG. 2

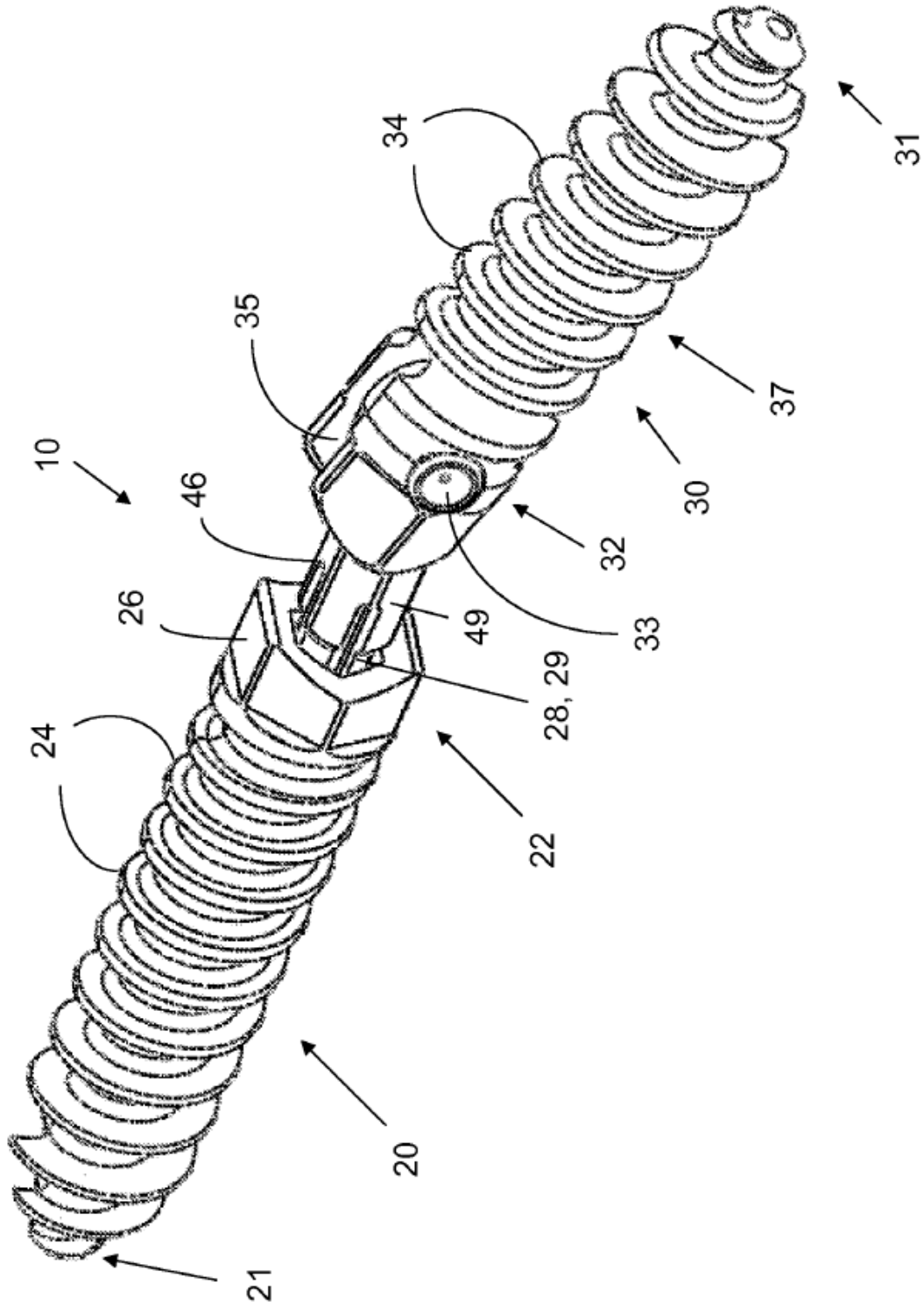


FIG. 3

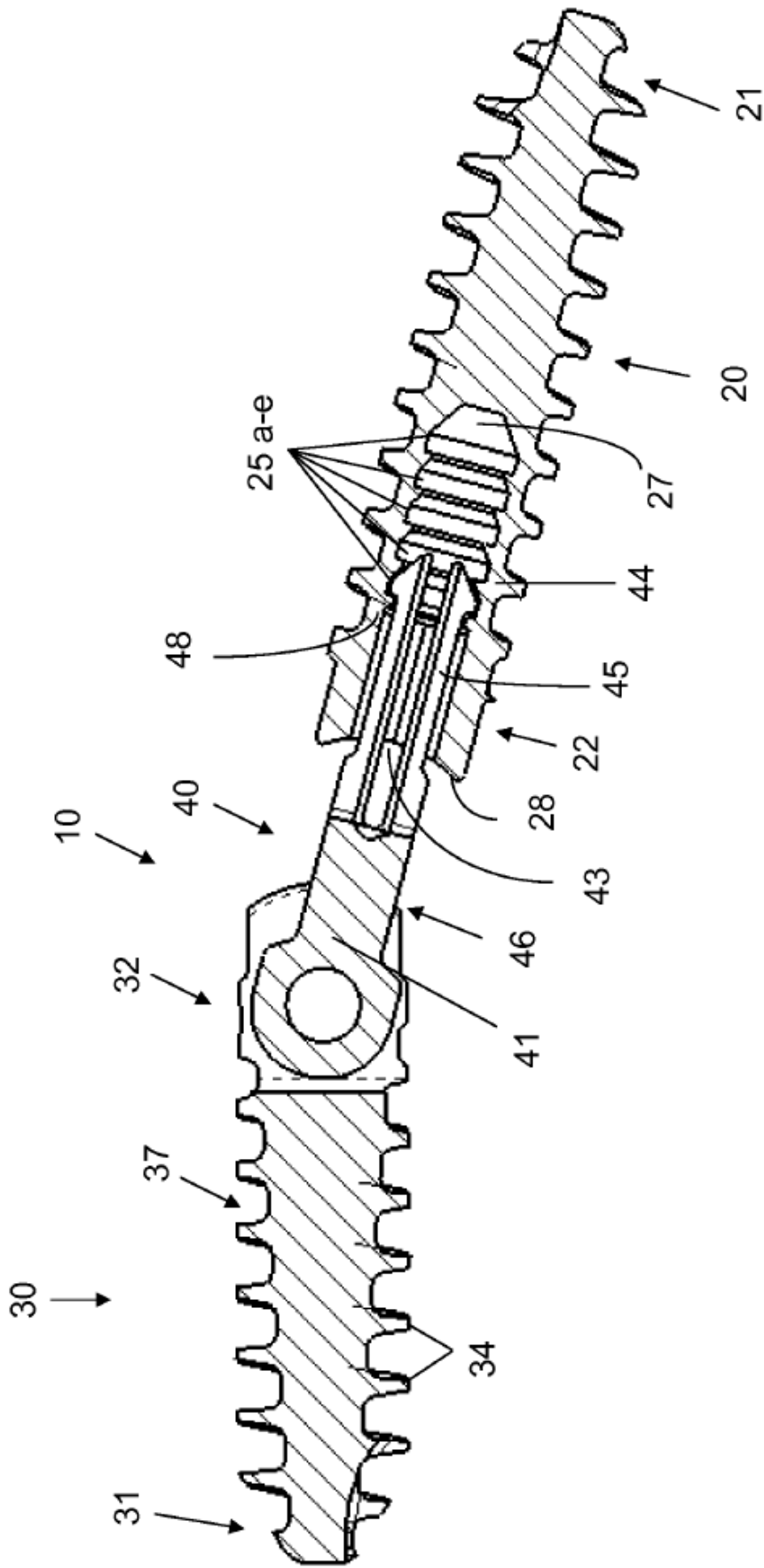


FIG. 4

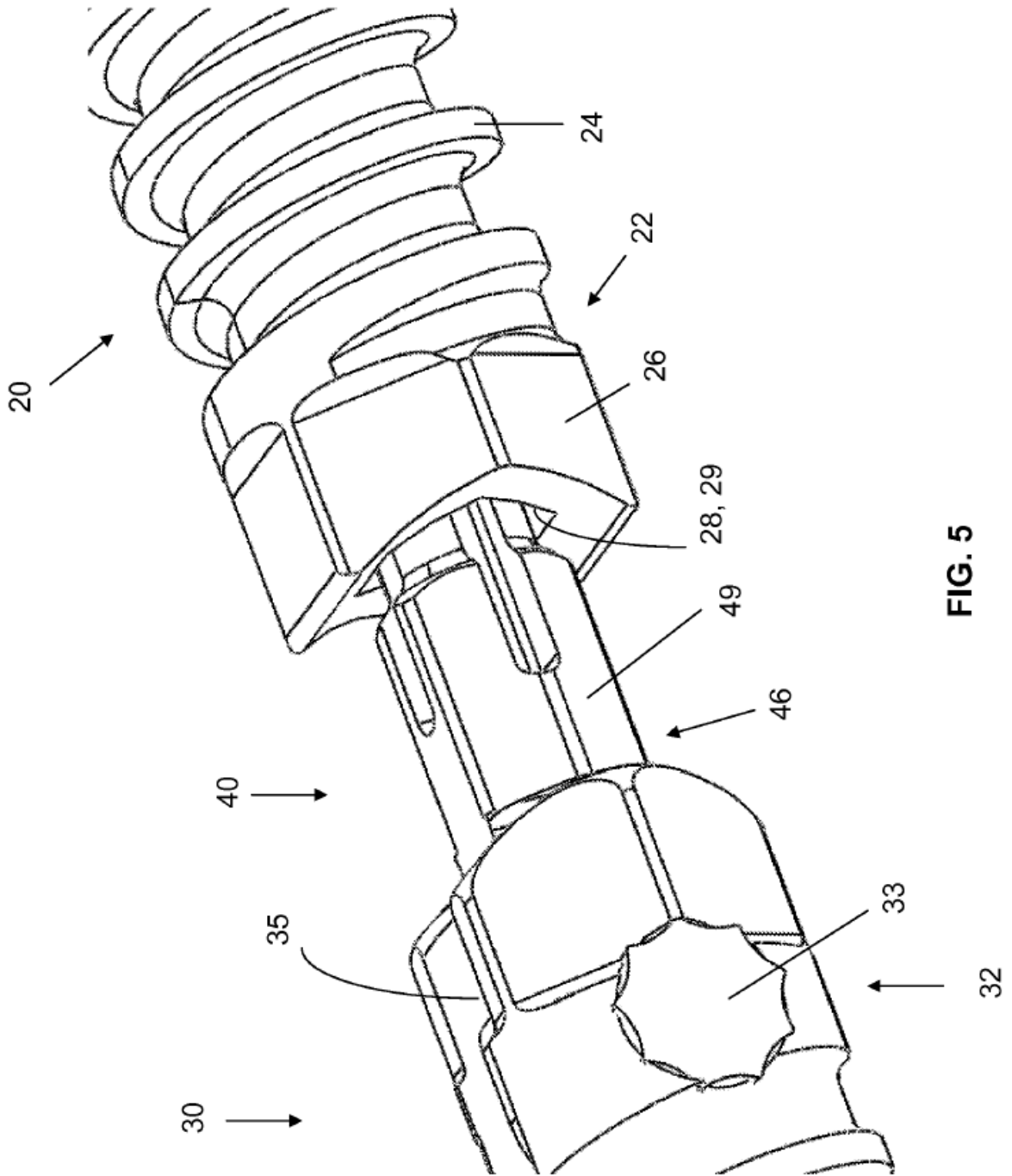


FIG. 5

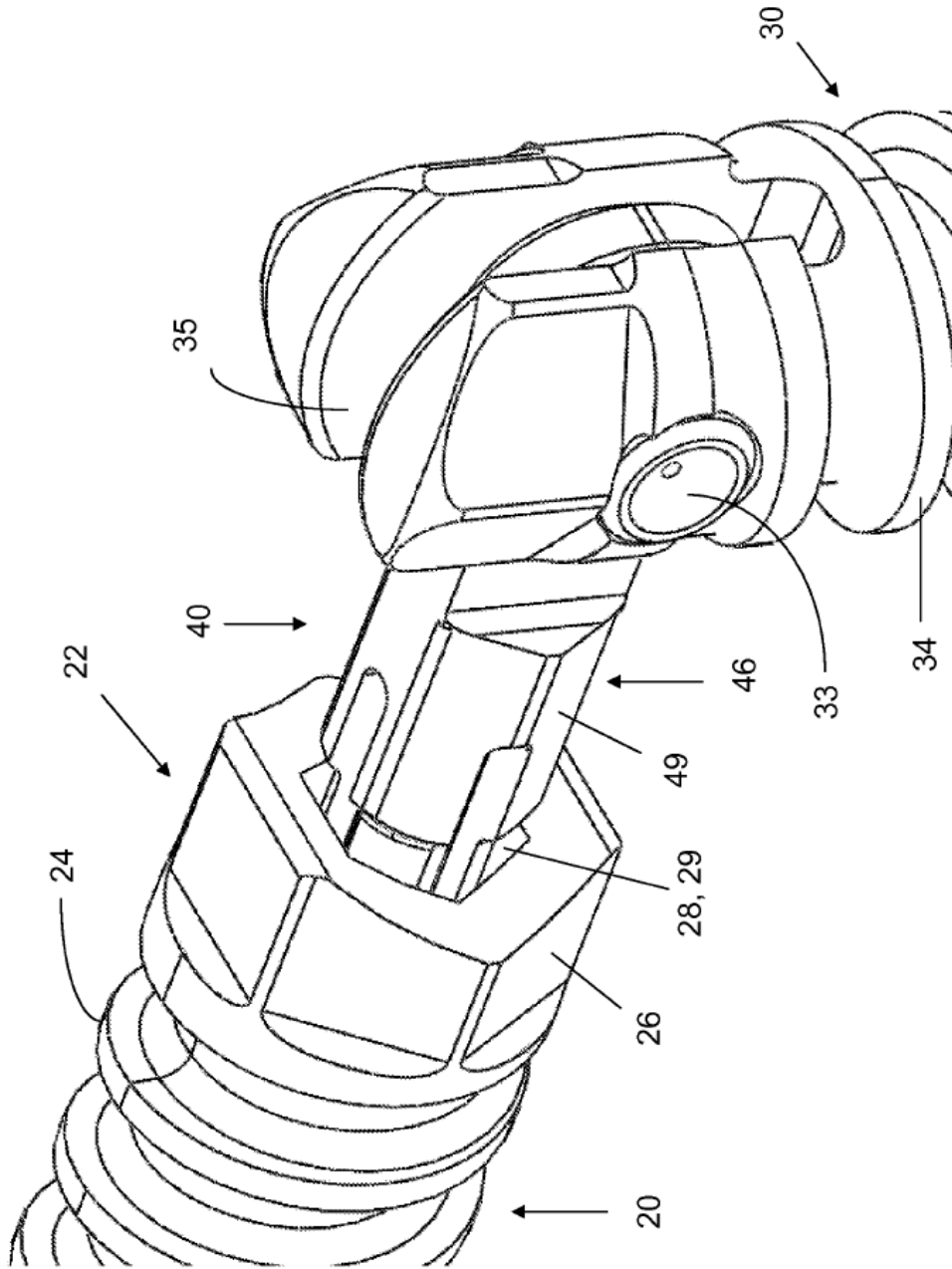


FIG. 6



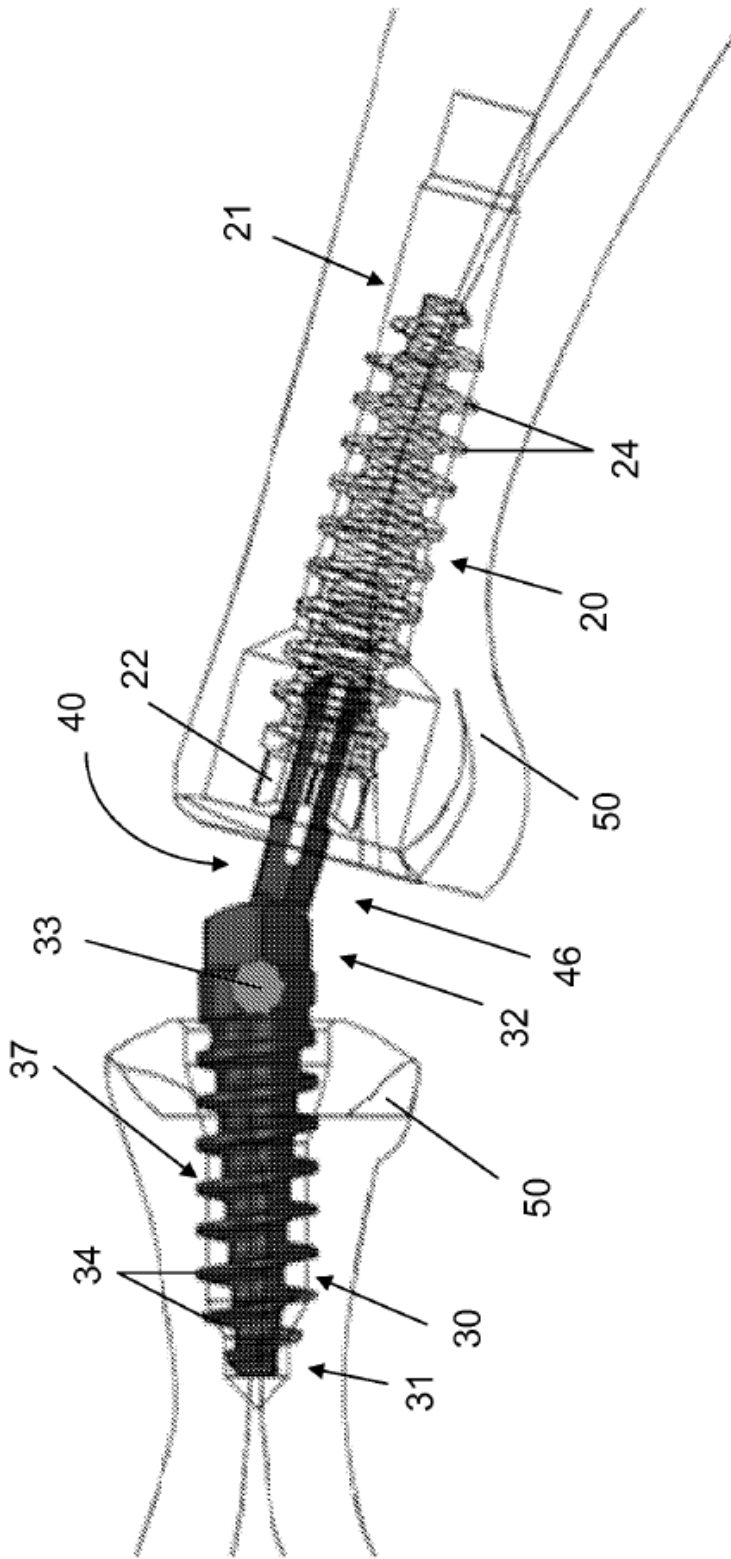


FIG. 7

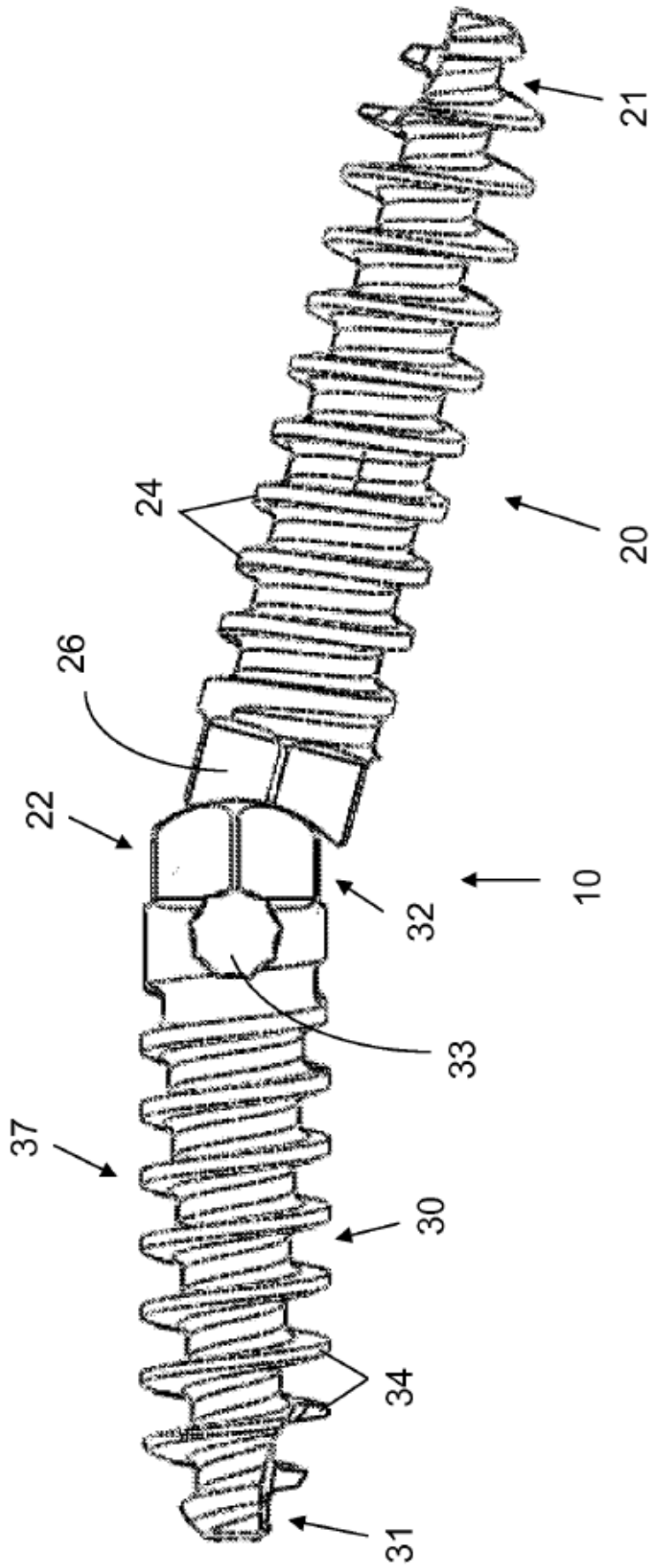


FIG. 8

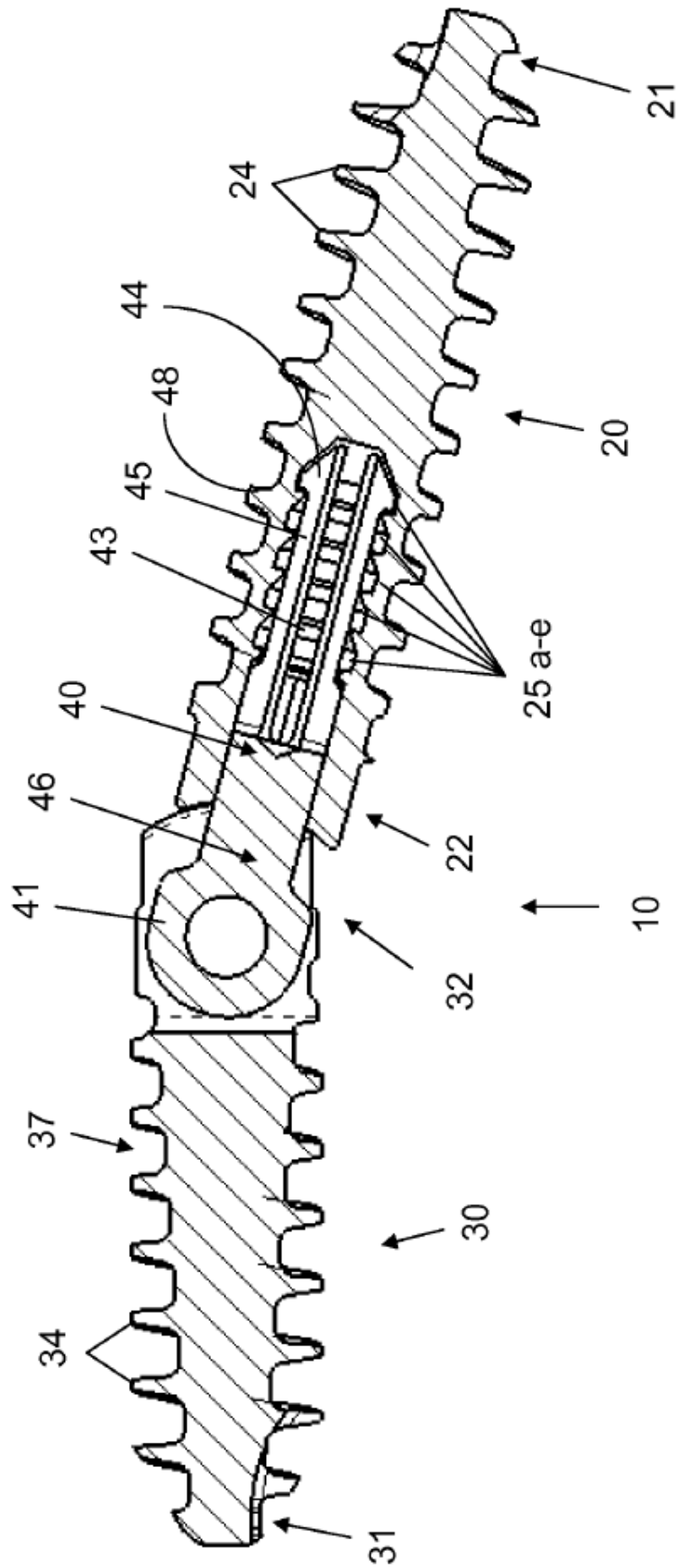


FIG. 9



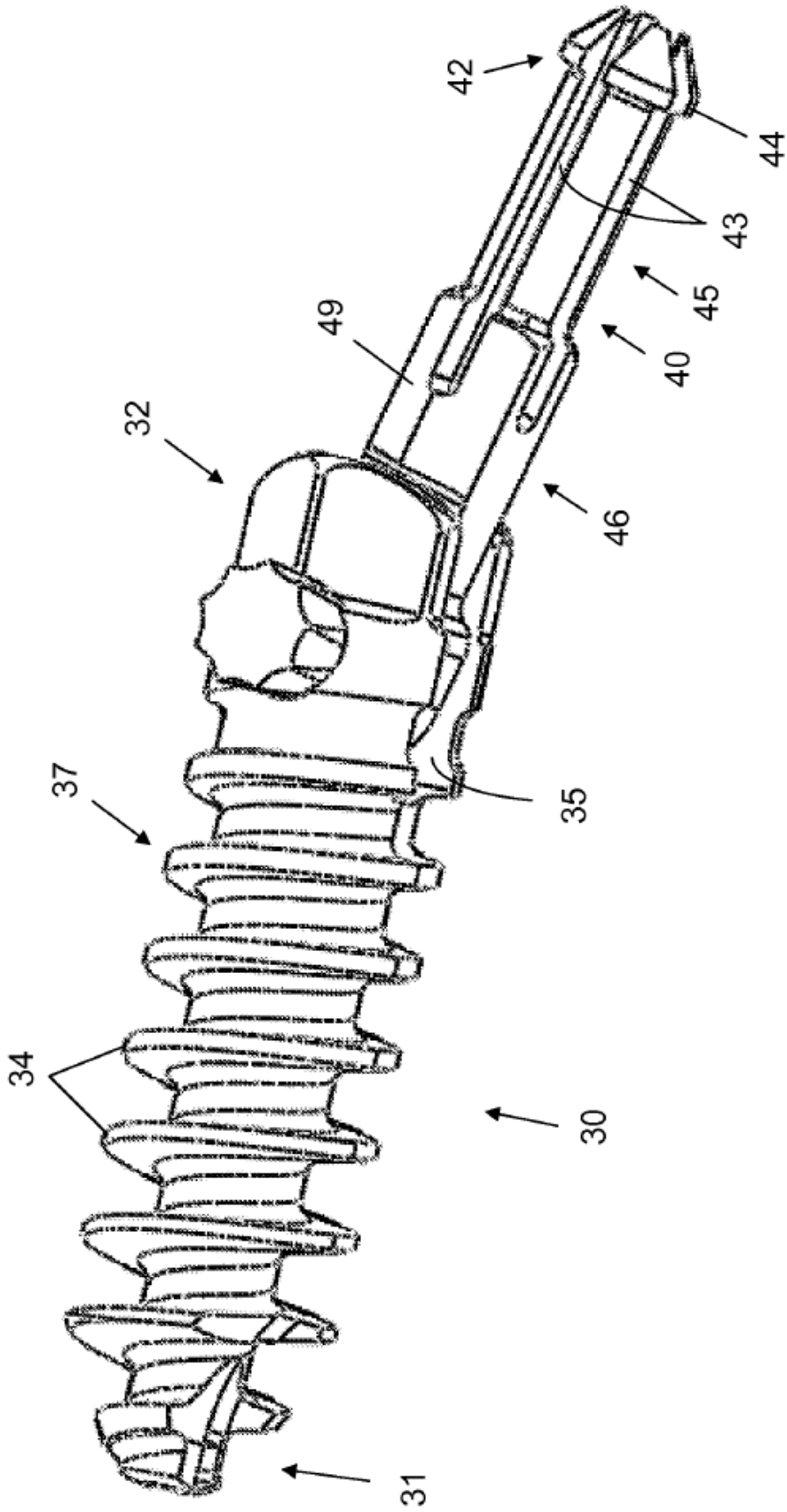


FIG. 11

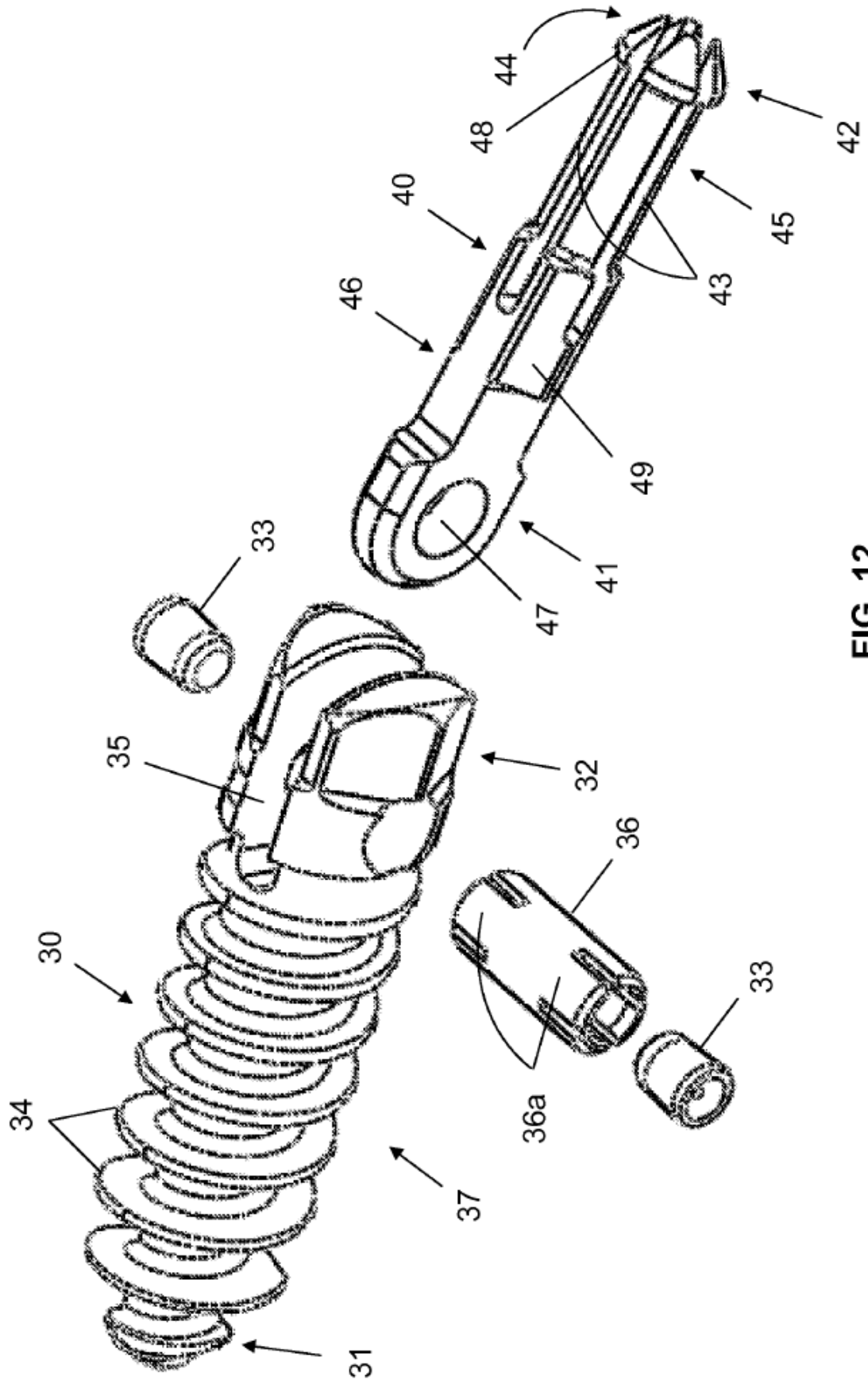


FIG. 12

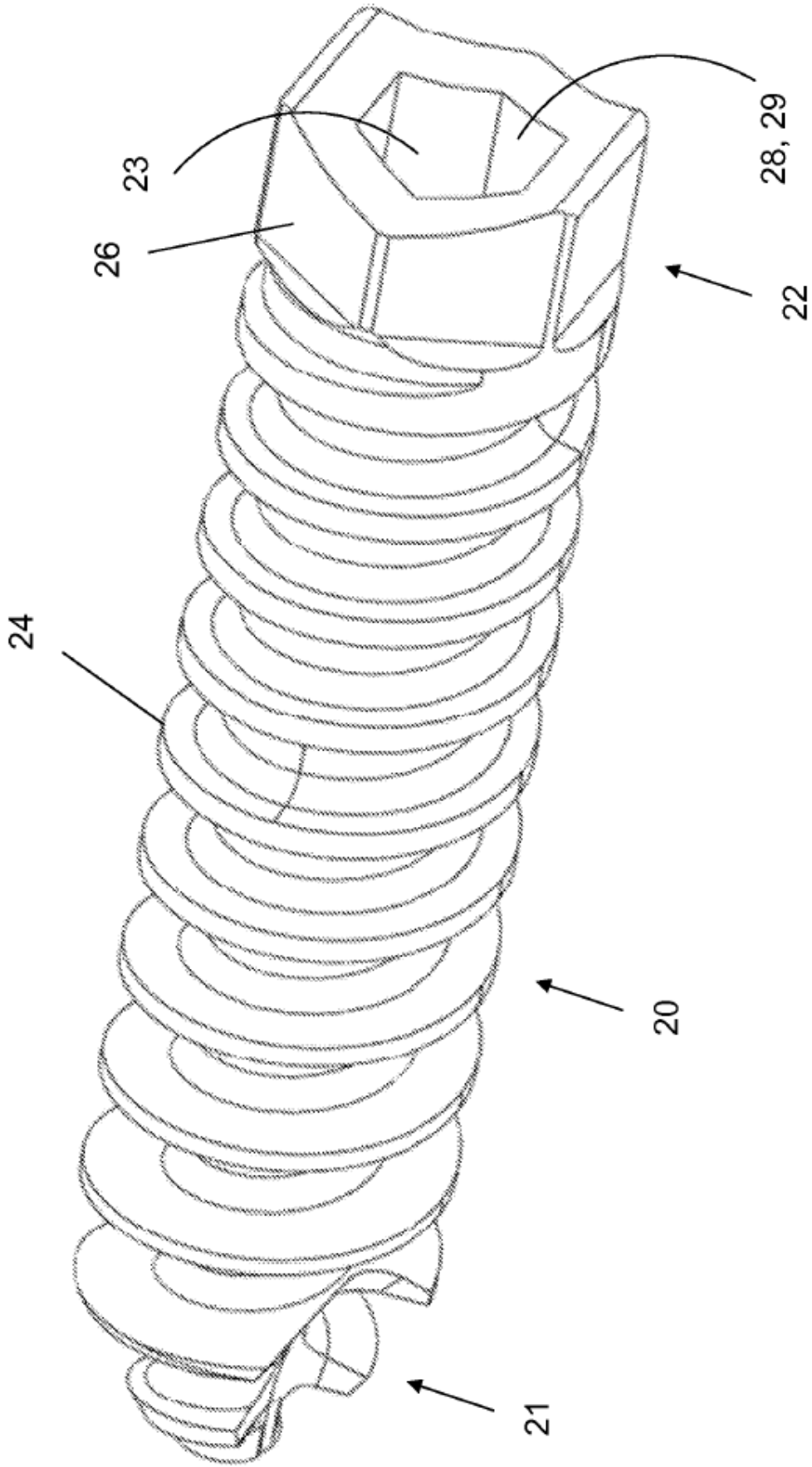


FIG. 13

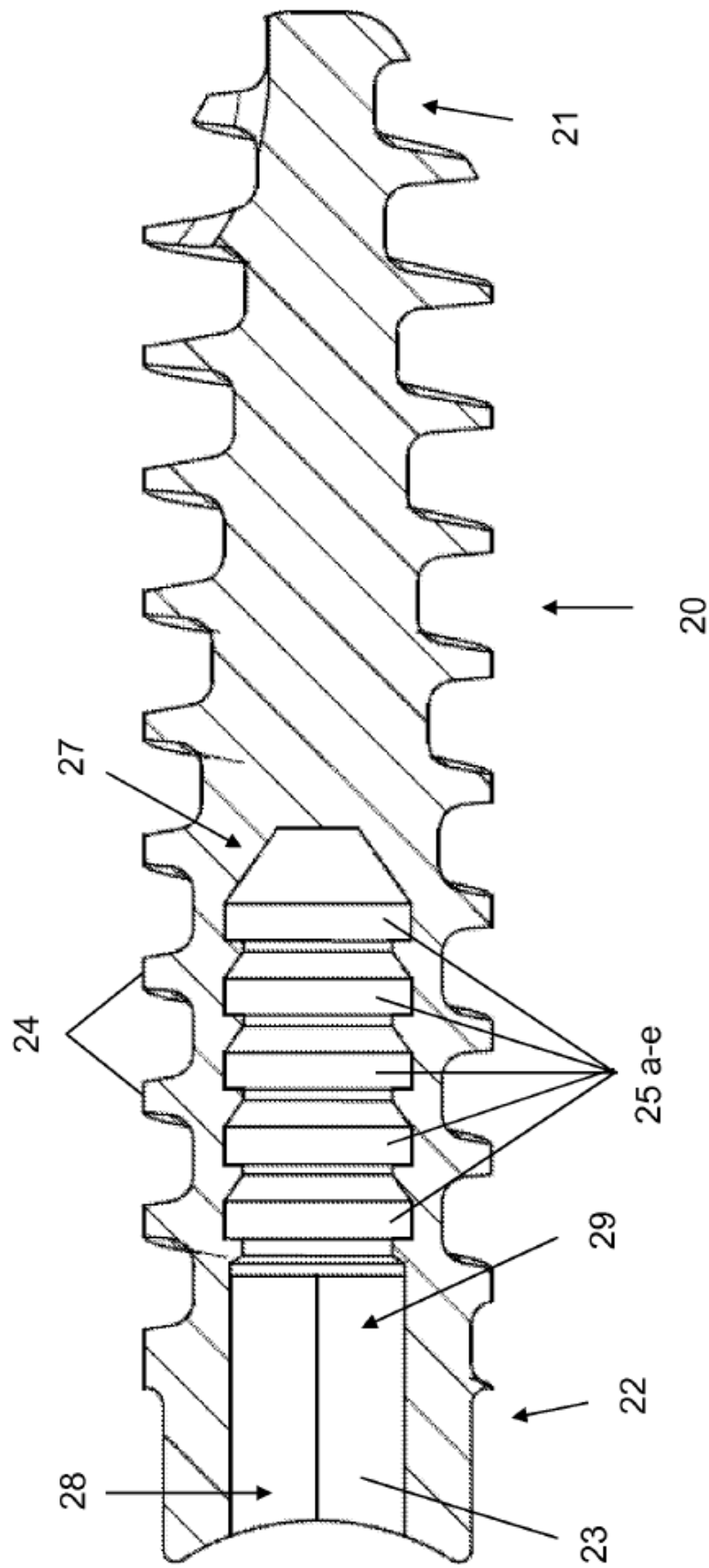


FIG. 14



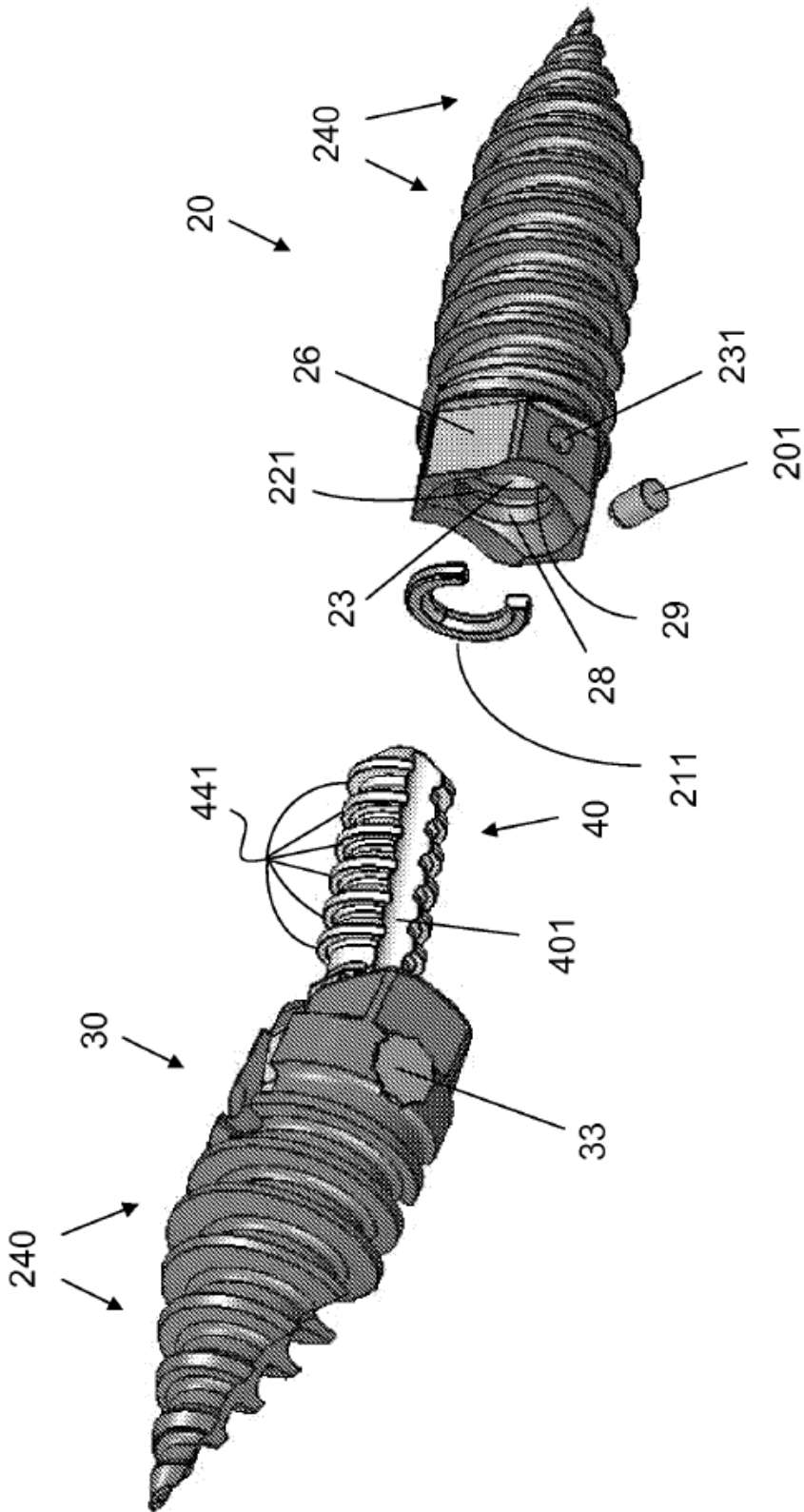


FIG. 15

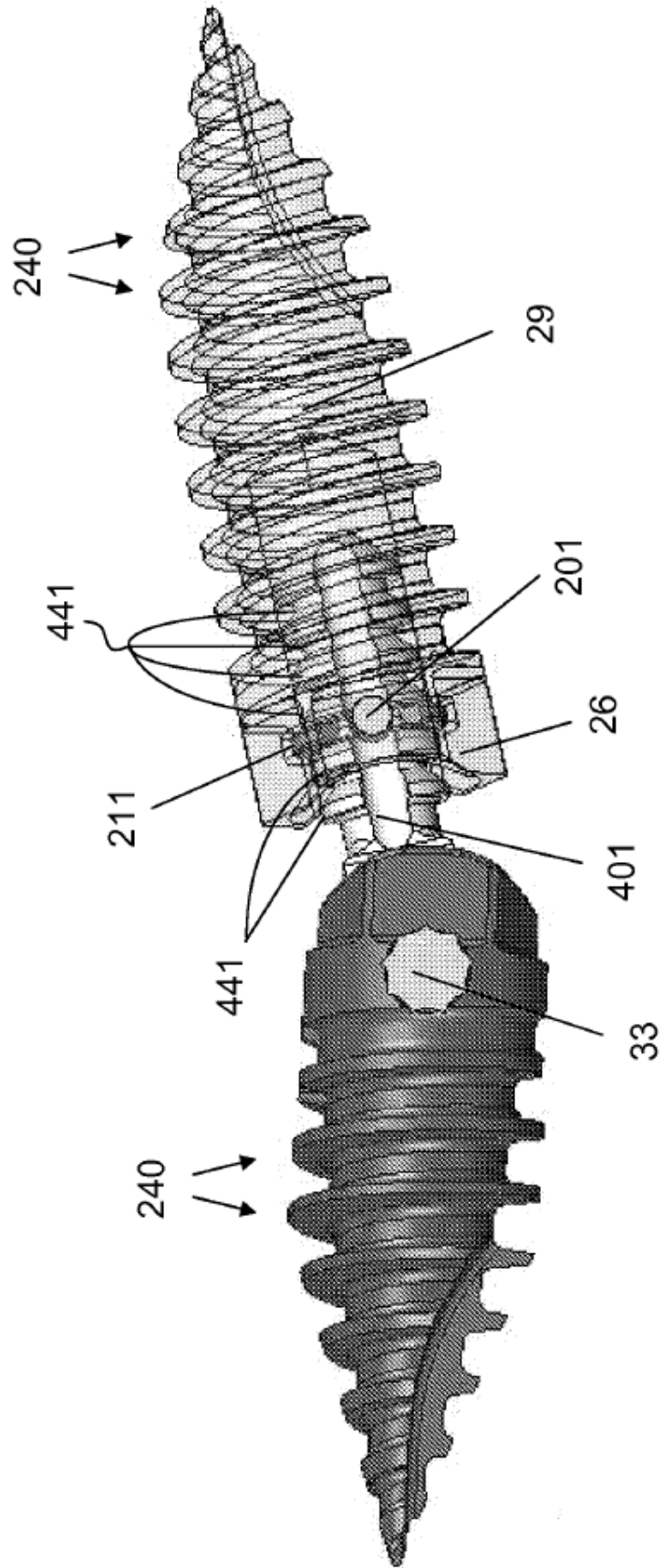


FIG. 16

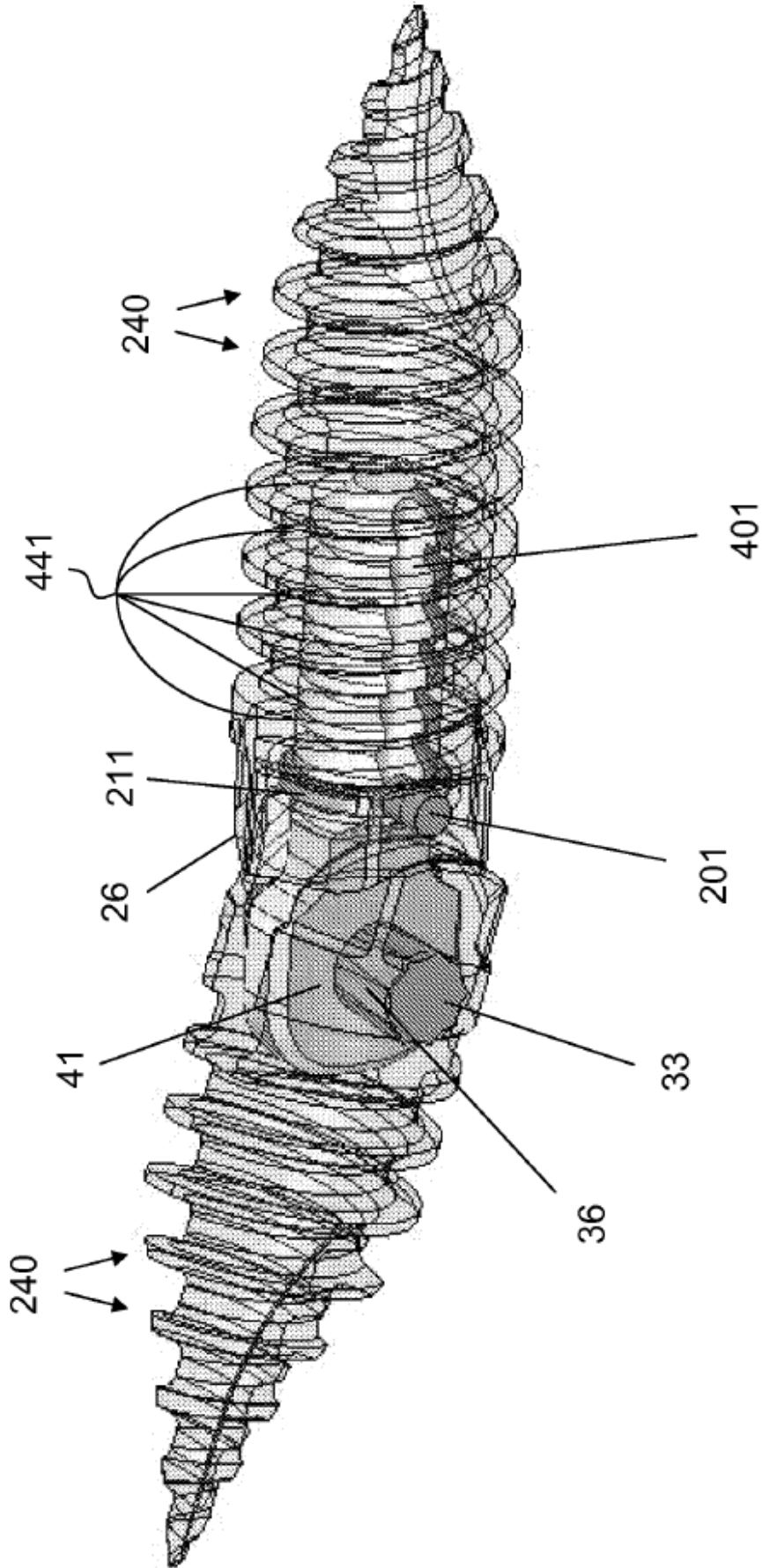


FIG. 17

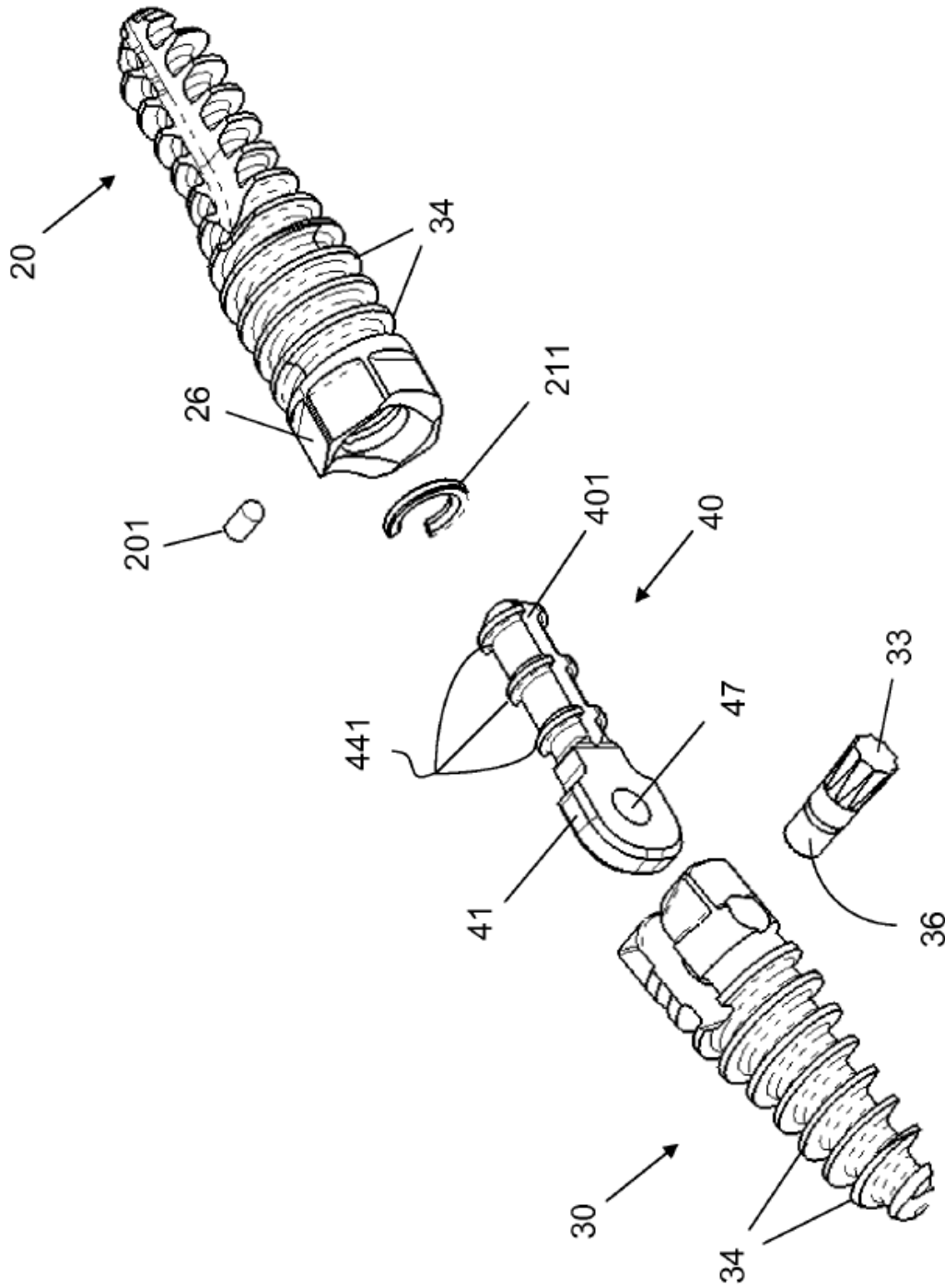
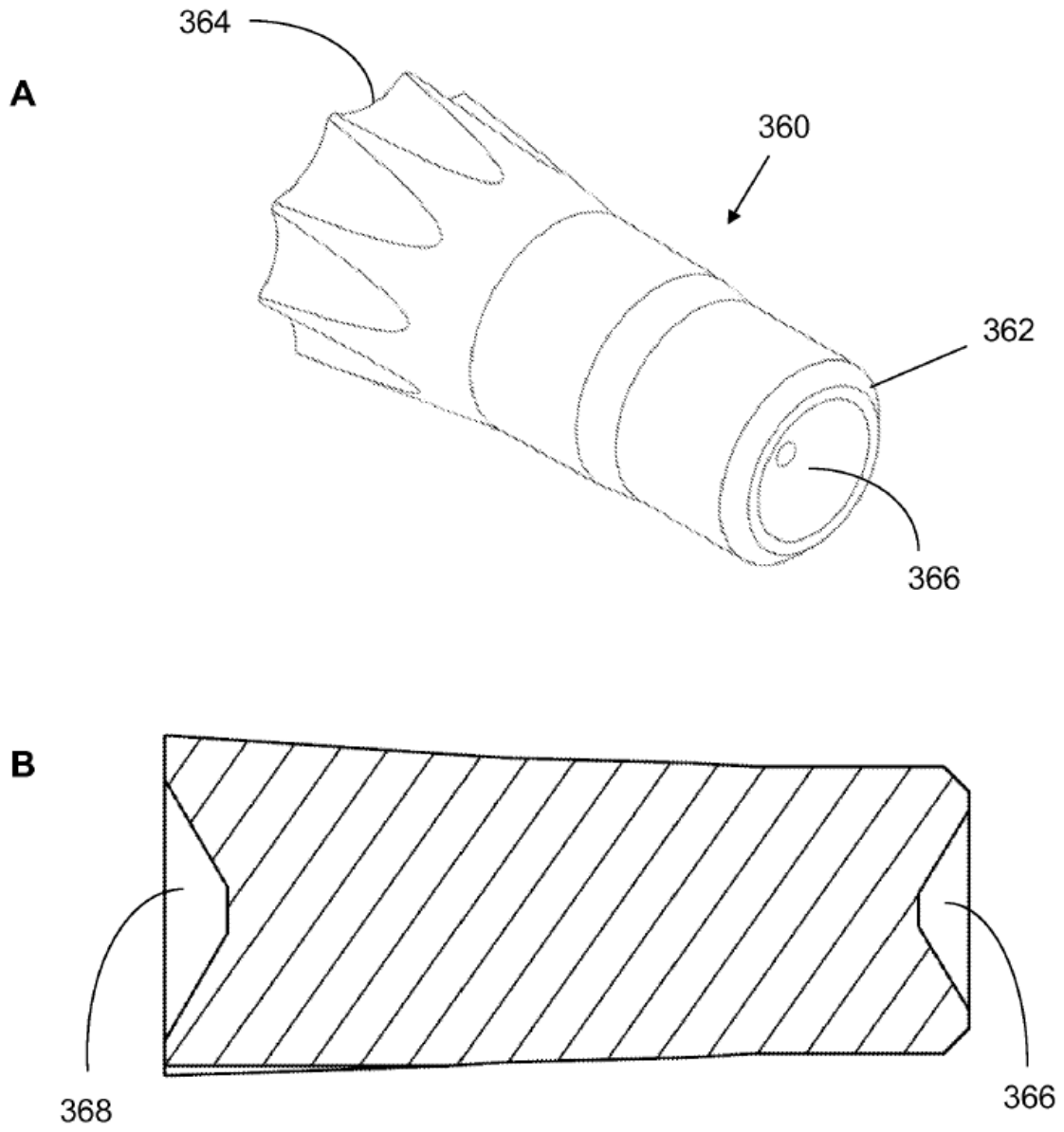
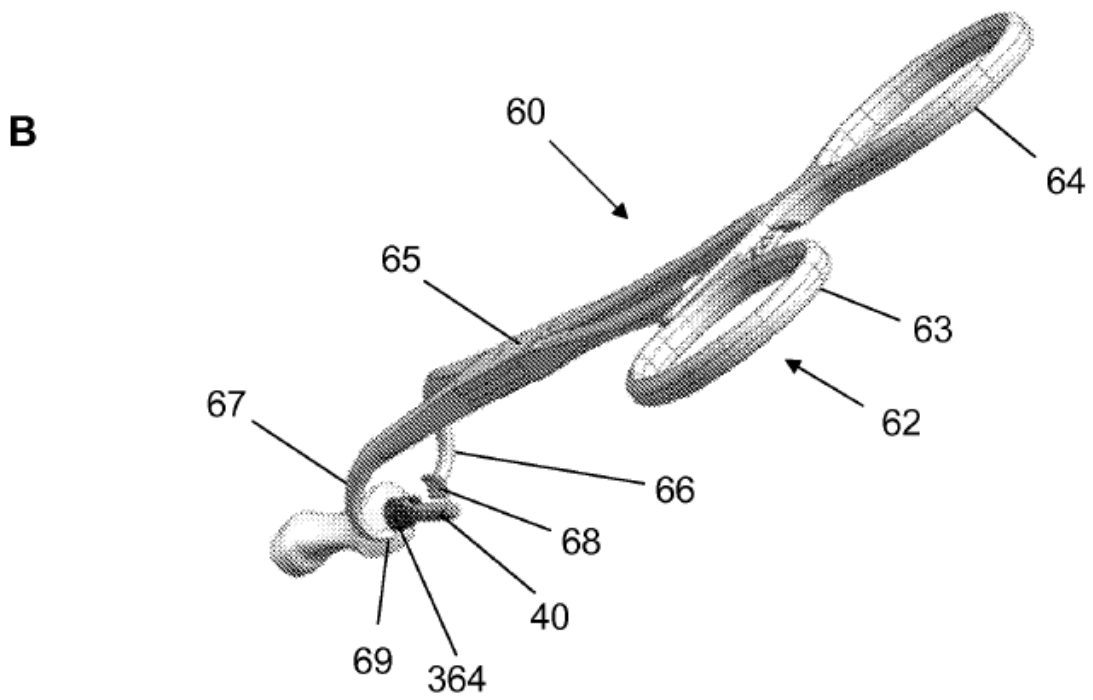
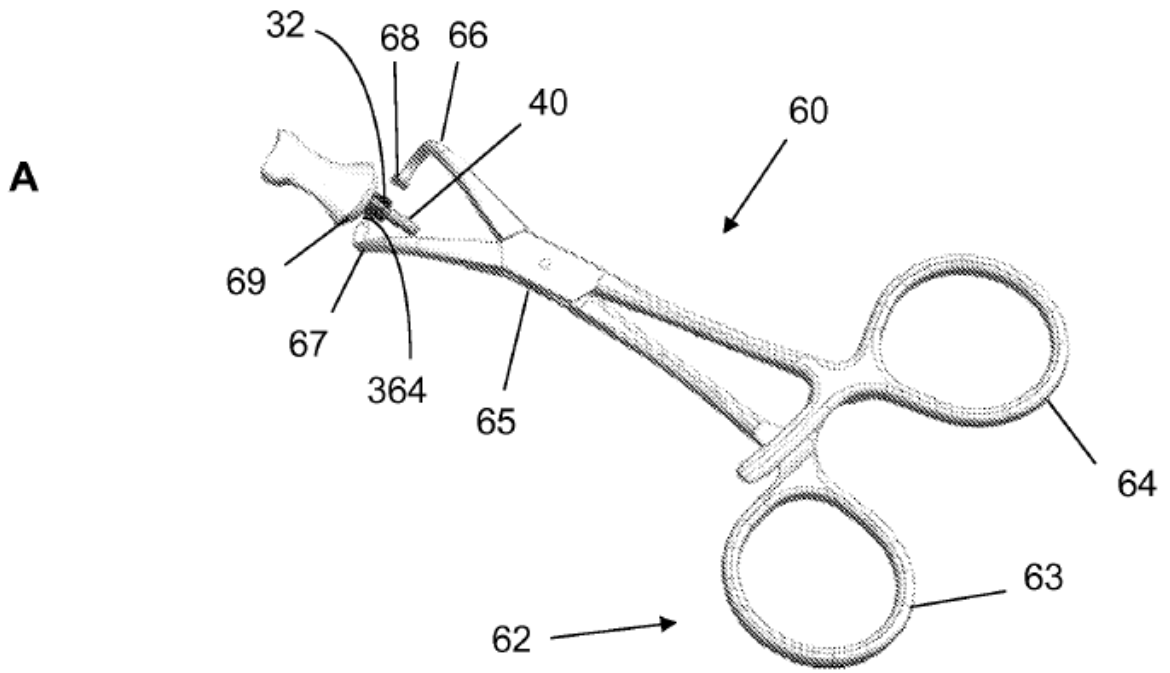


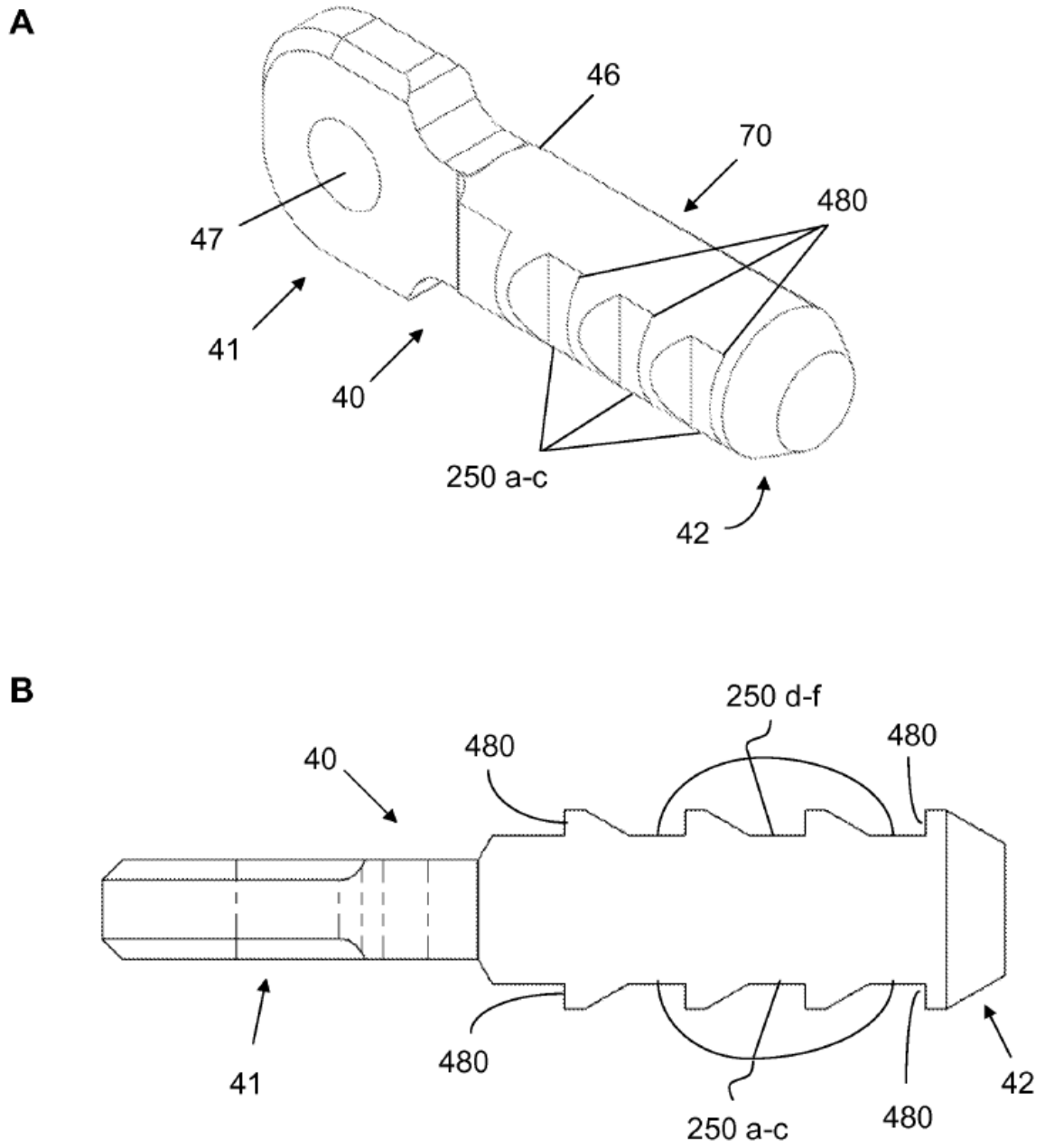
FIG. 18



**FIG. 19**



**FIG. 20**



**FIG. 21**

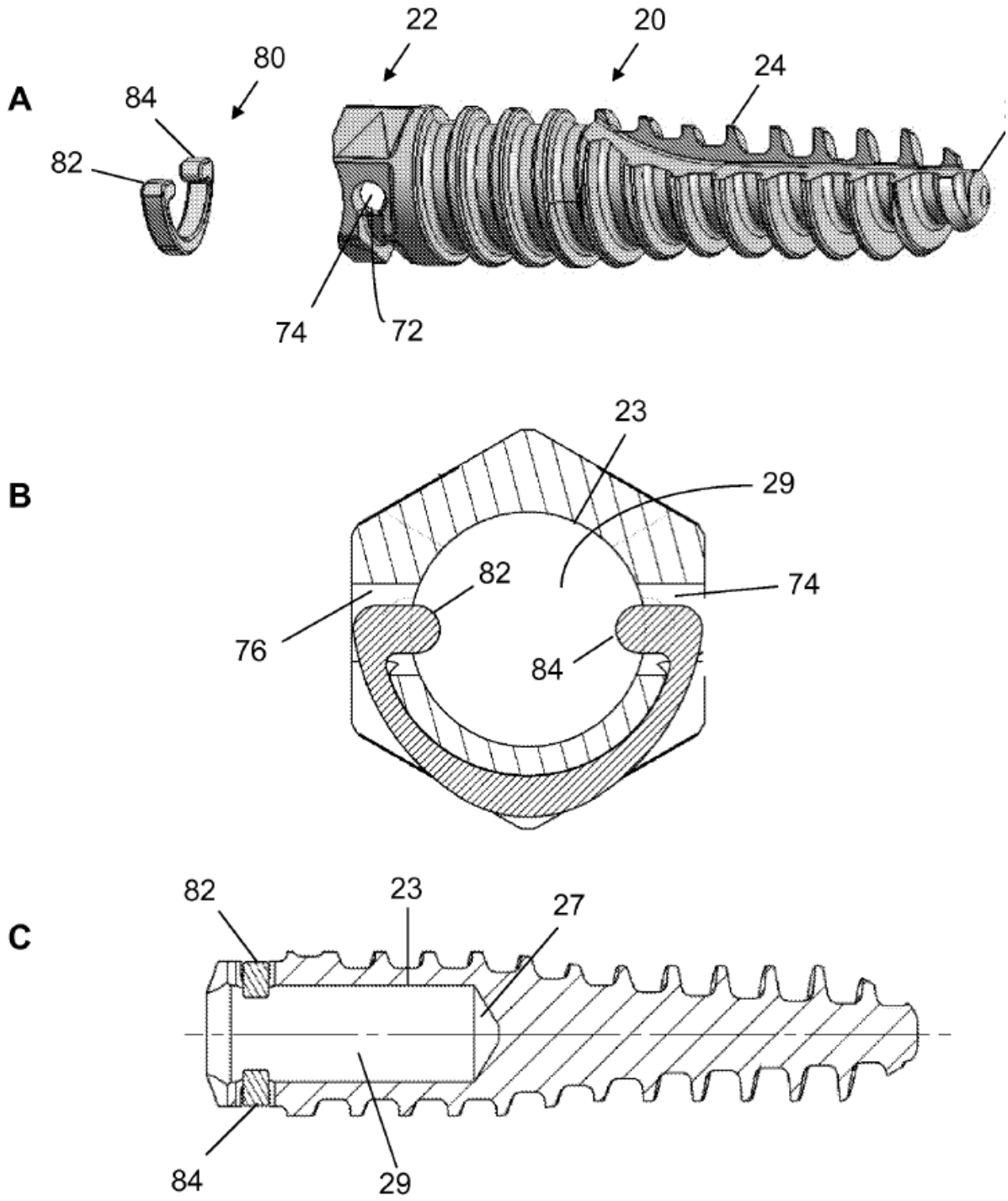


FIG. 22



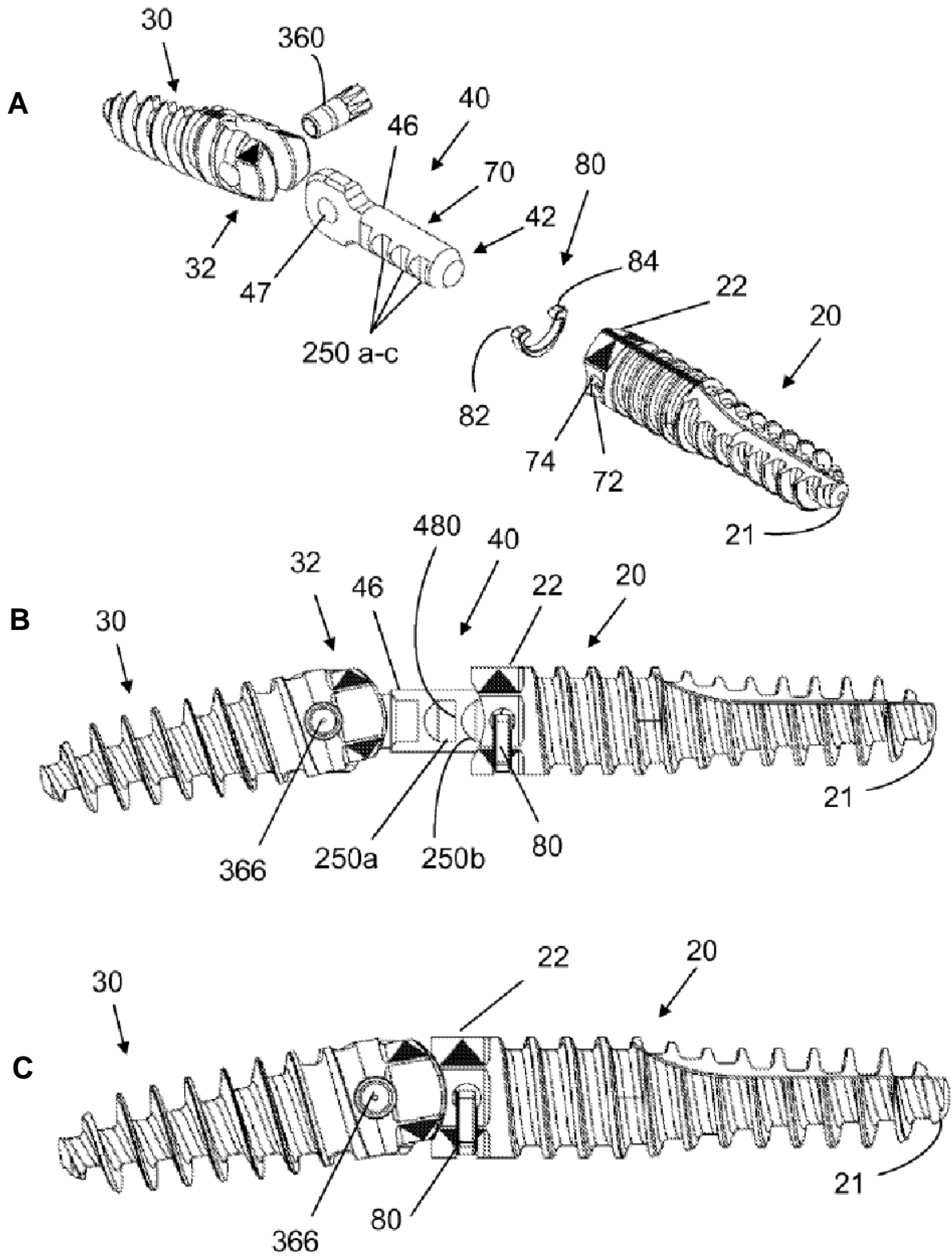


FIG. 23

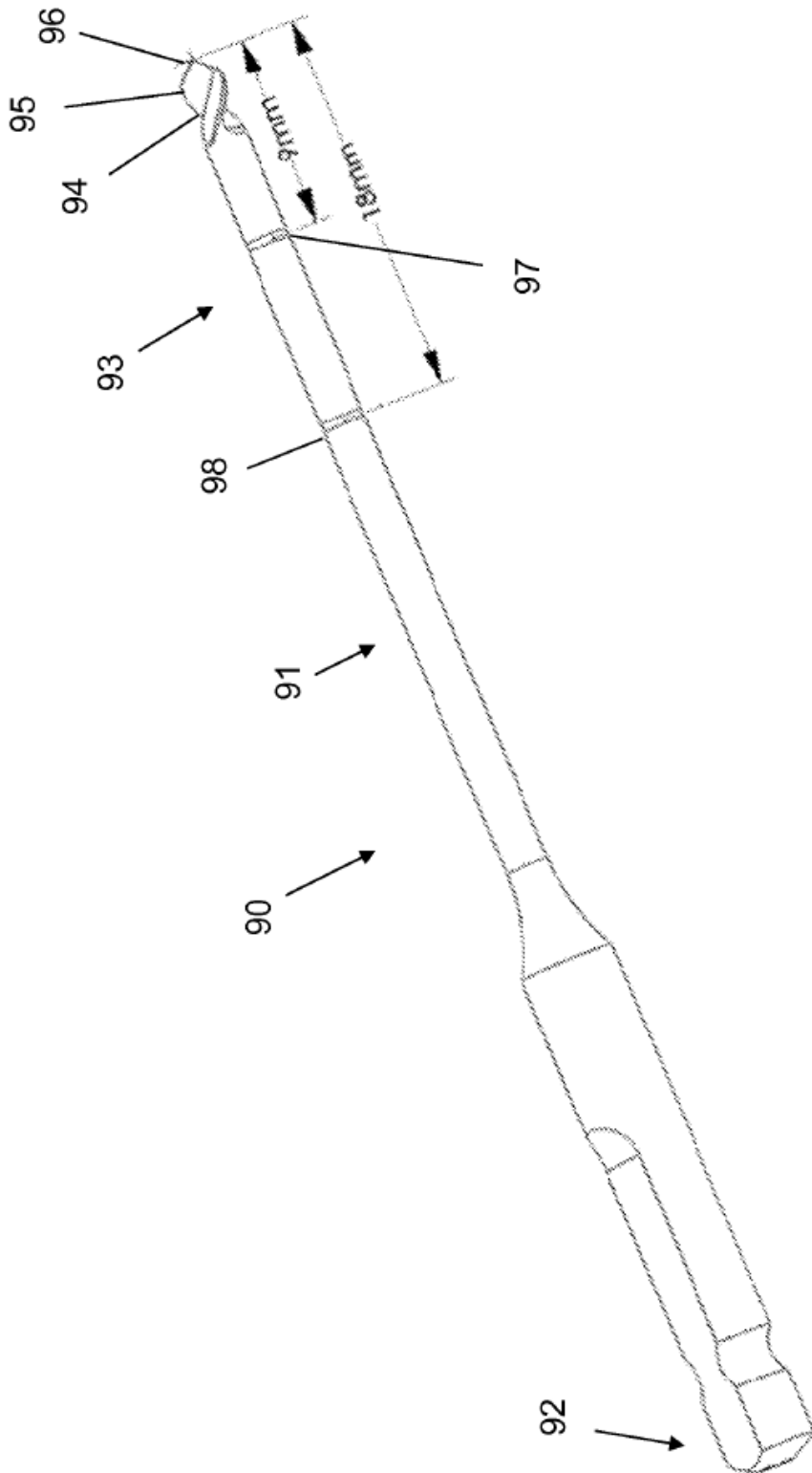
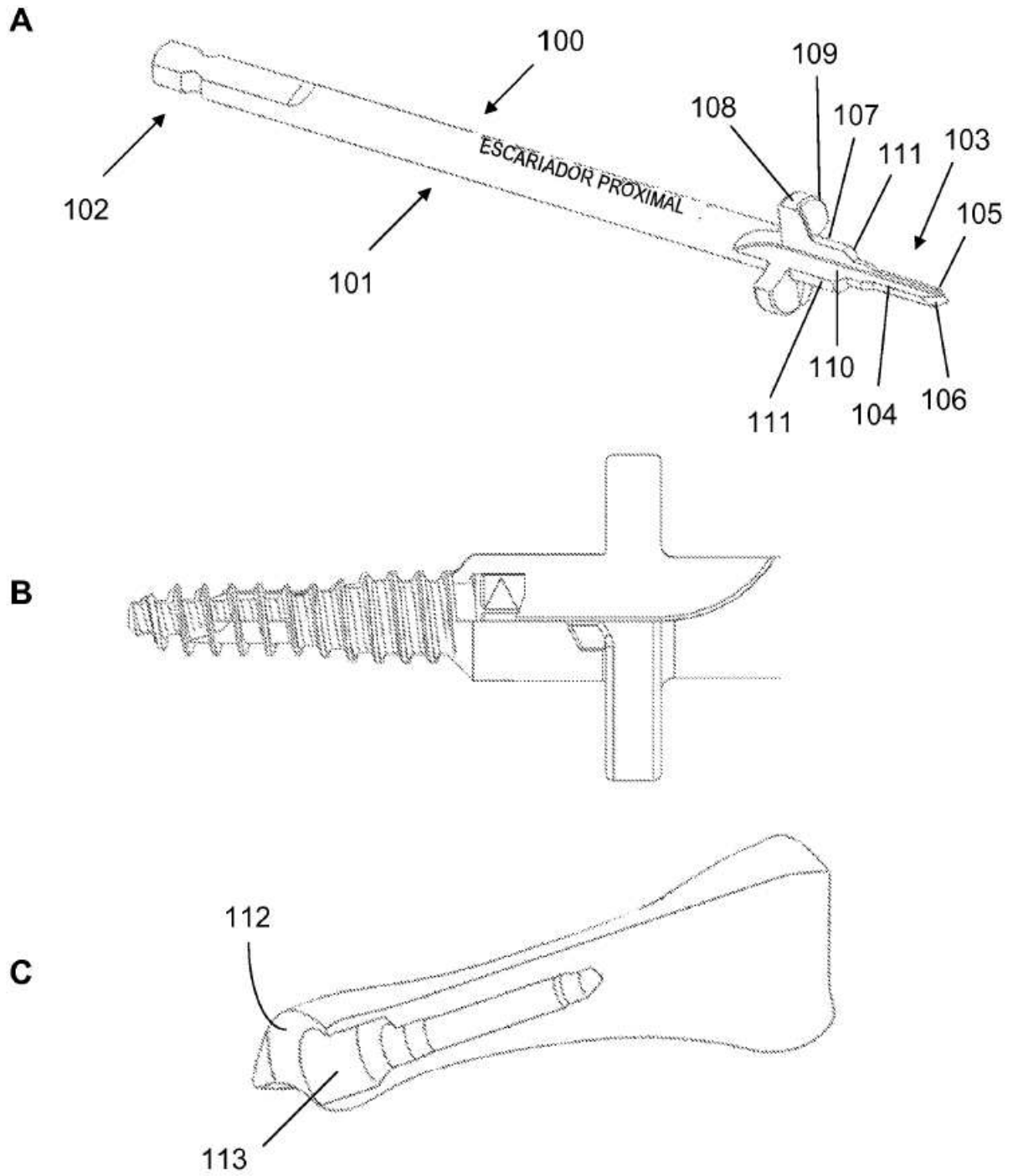


FIG. 24



**FIG. 25**

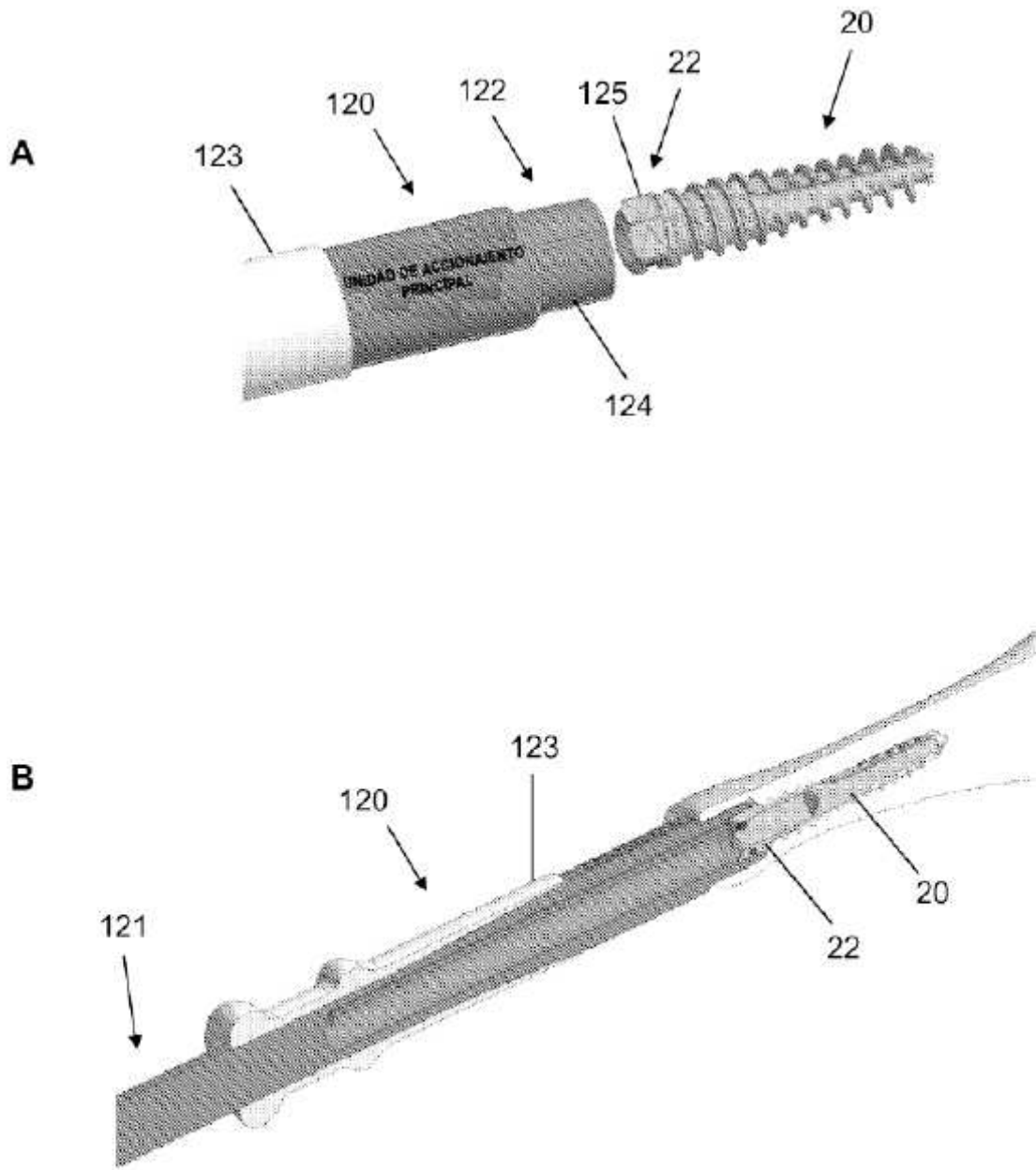
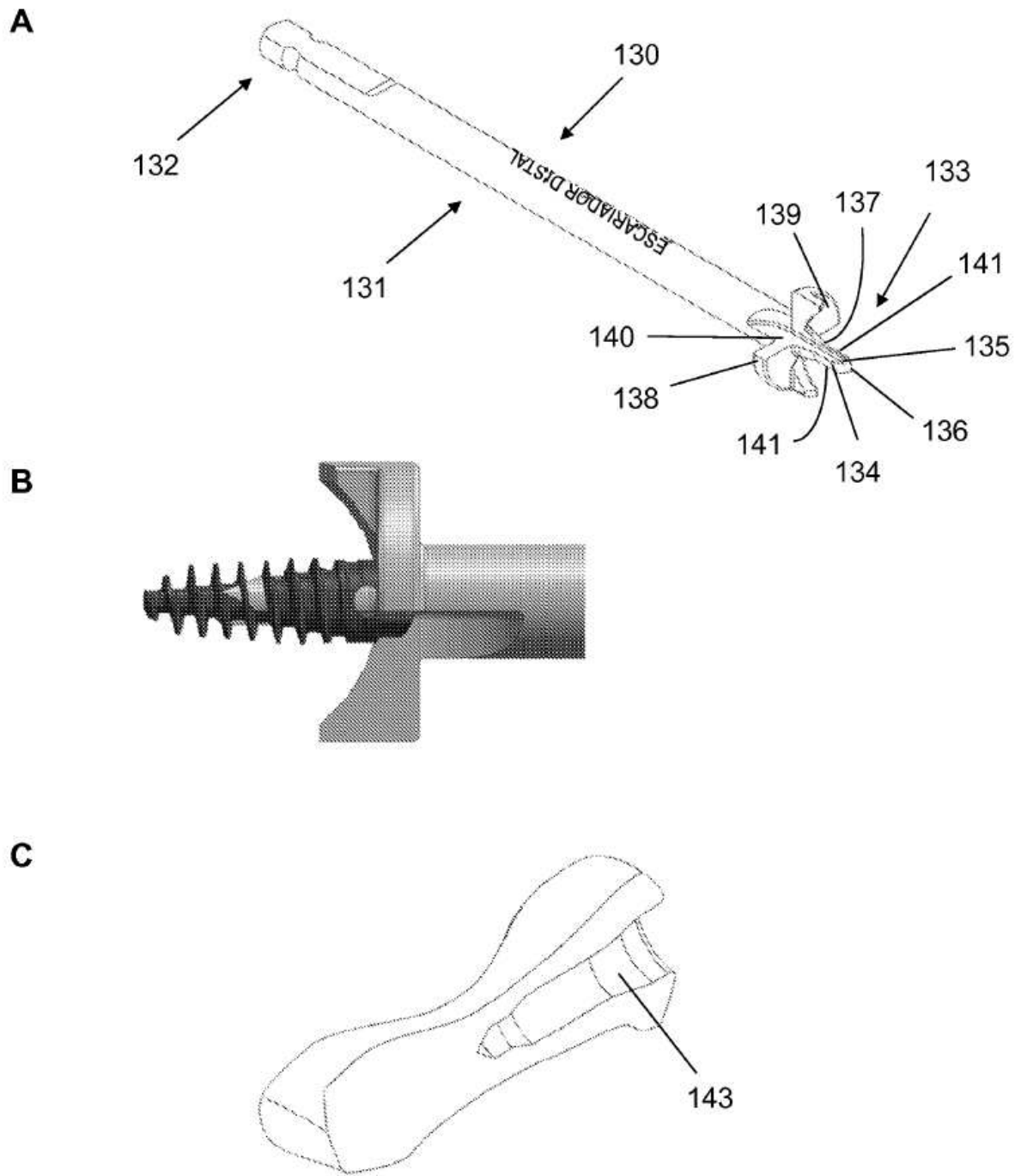
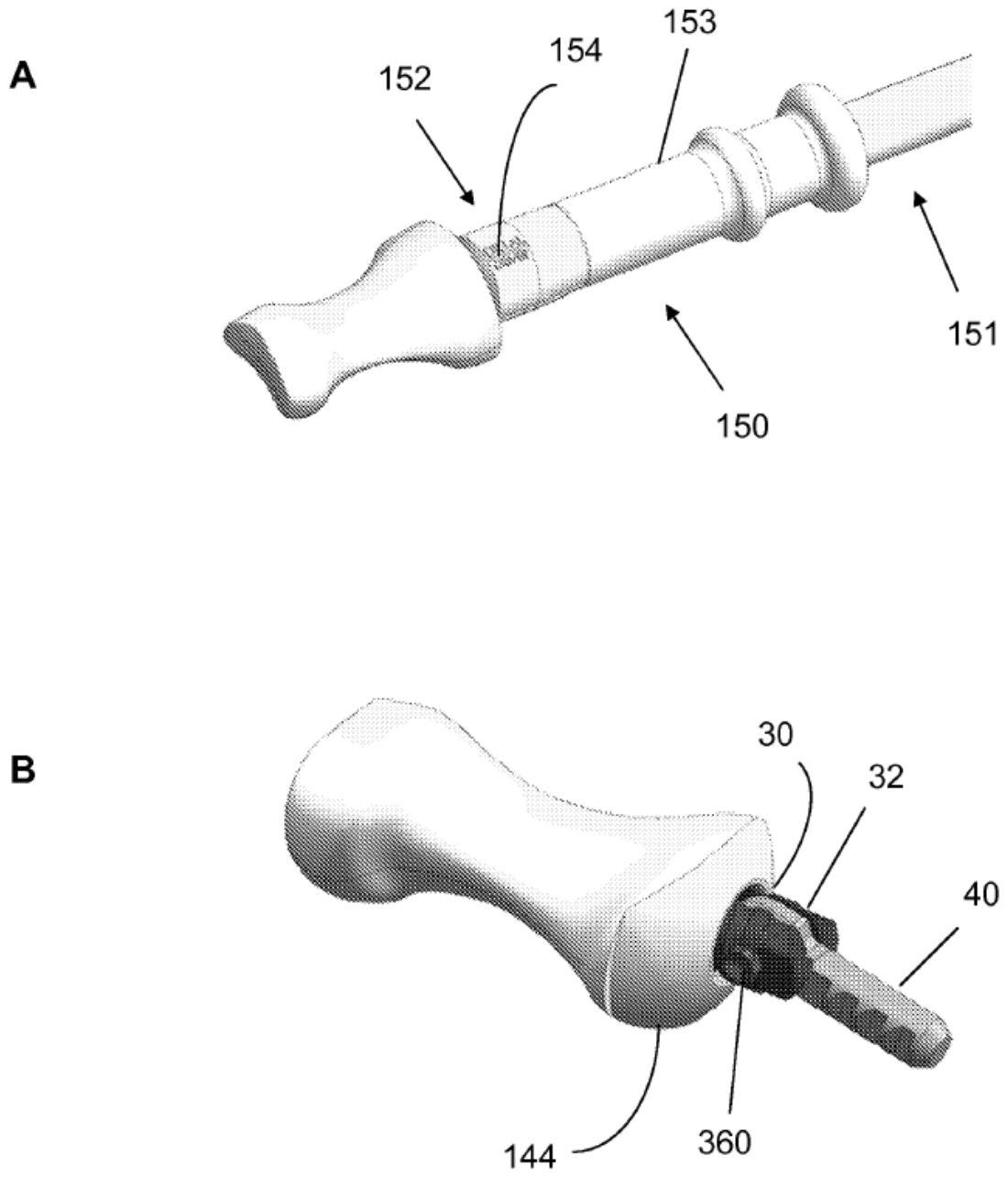


FIG. 26

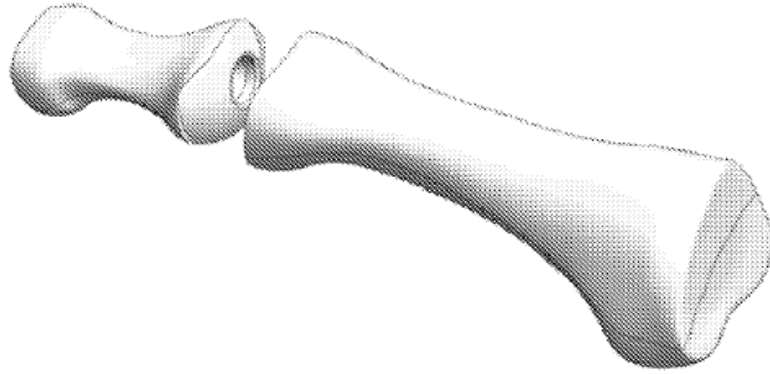


**FIG. 27**

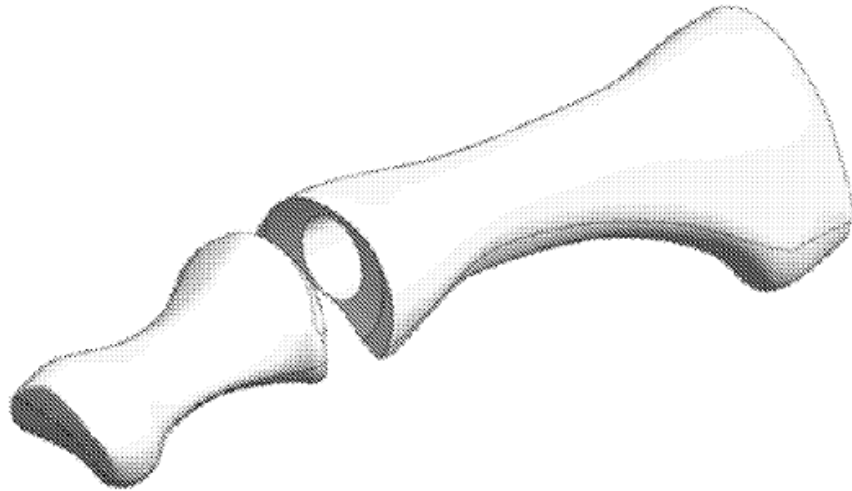


**FIG. 28**

**A**



**B**



**FIG. 29**

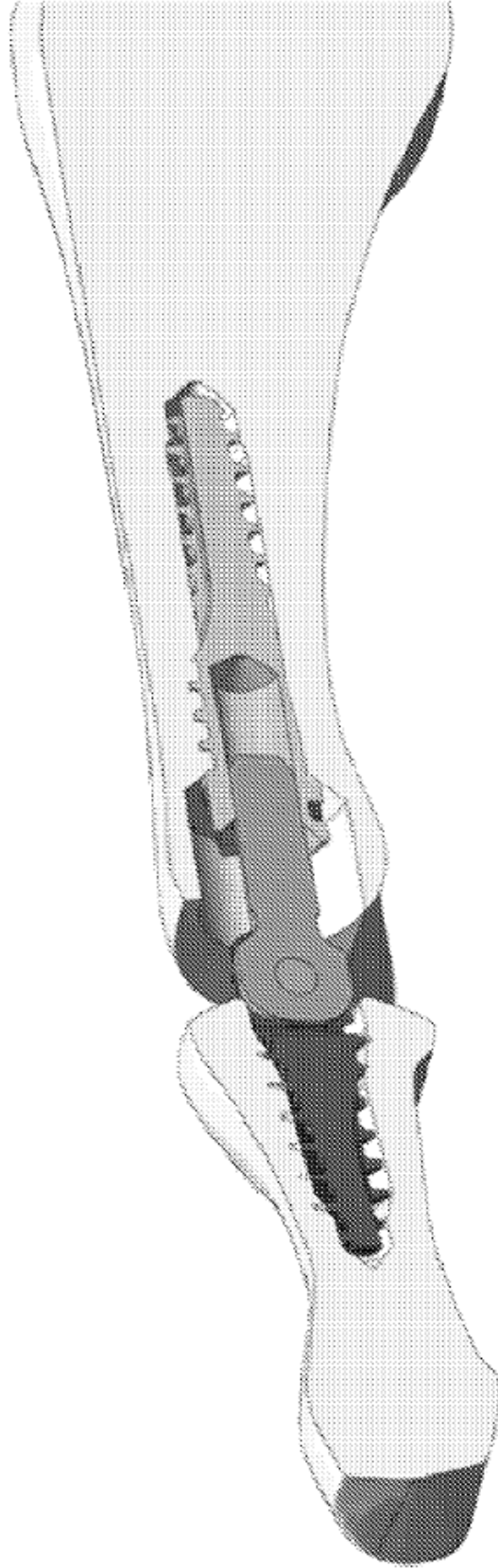
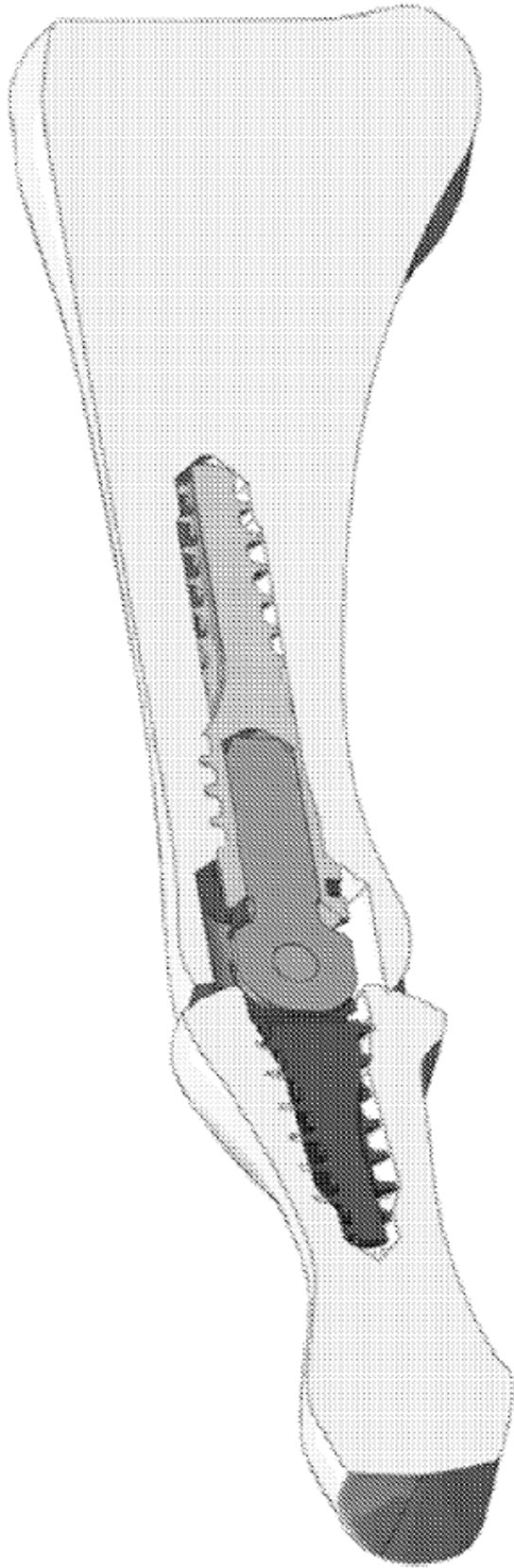


FIG. 30





**FIG. 31**

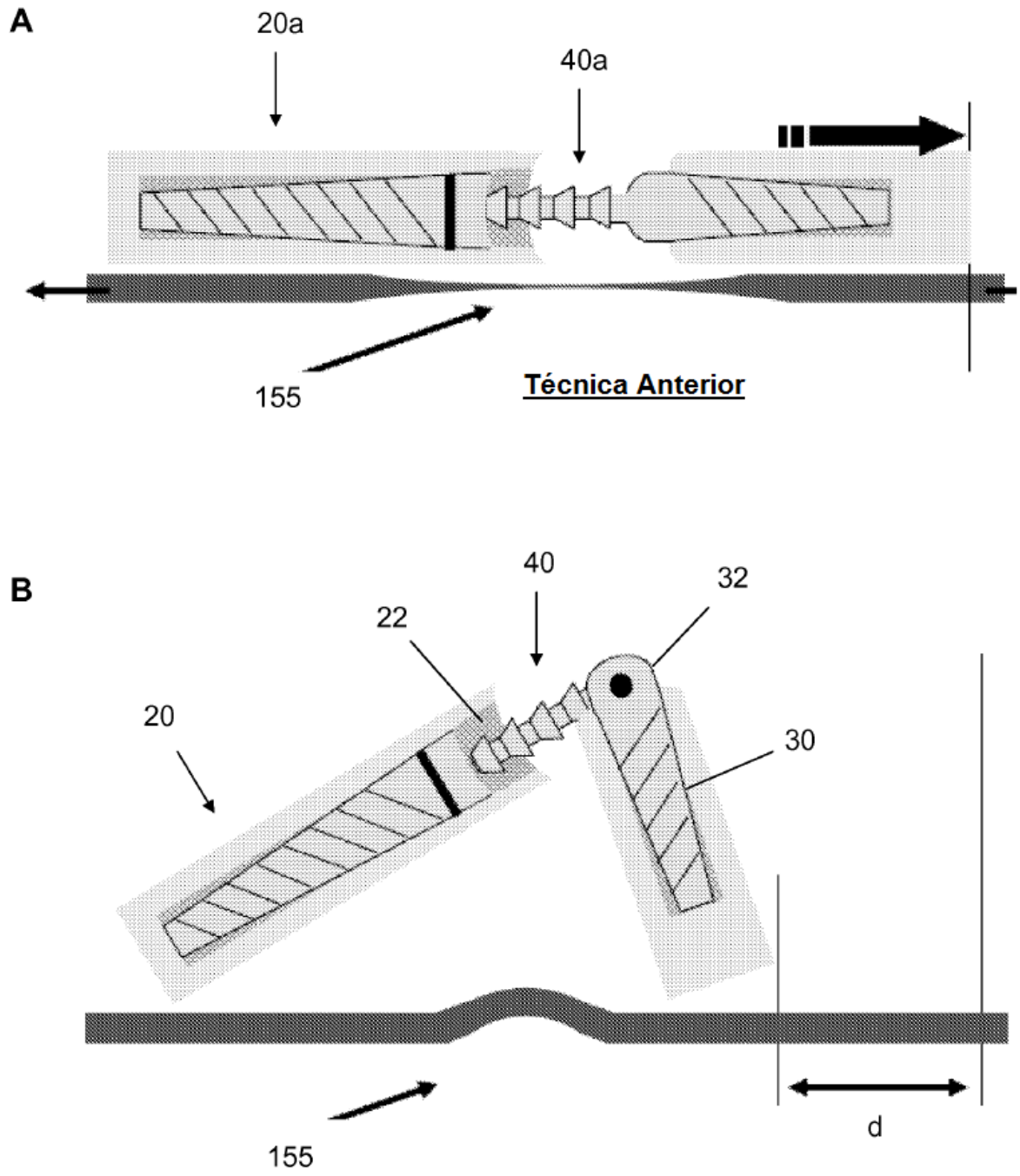


FIG. 32

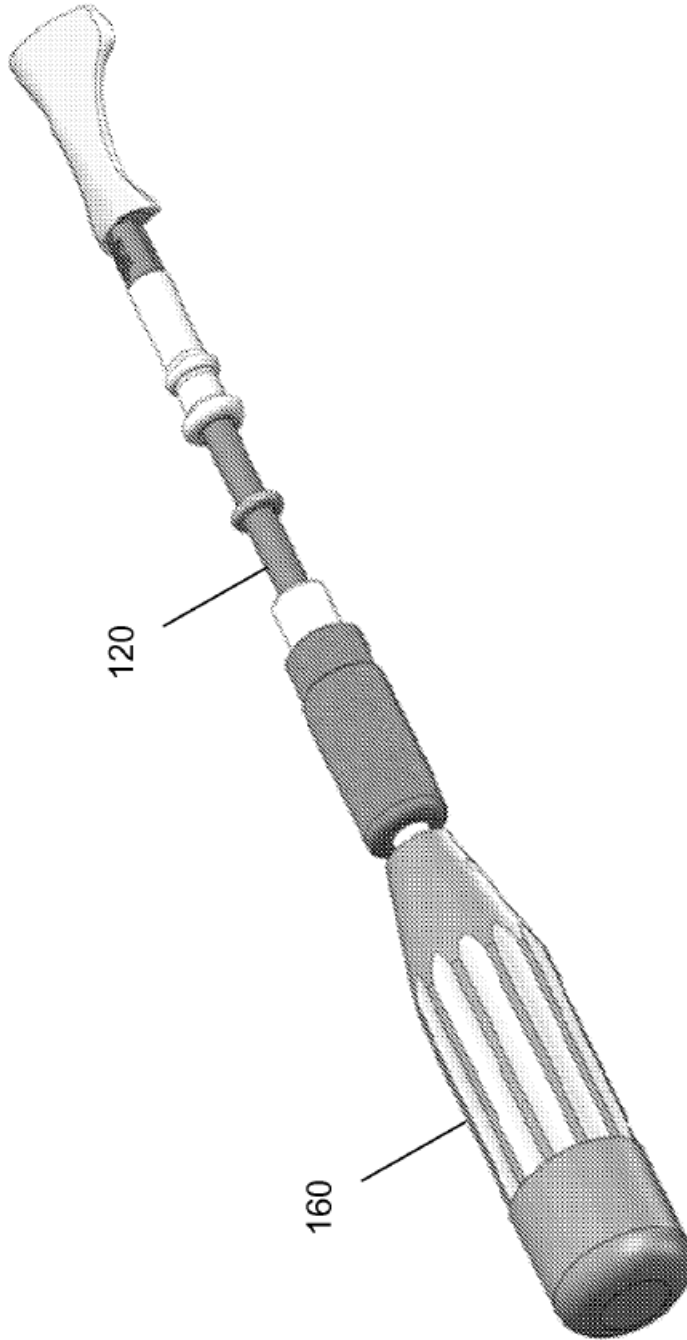


FIG. 33

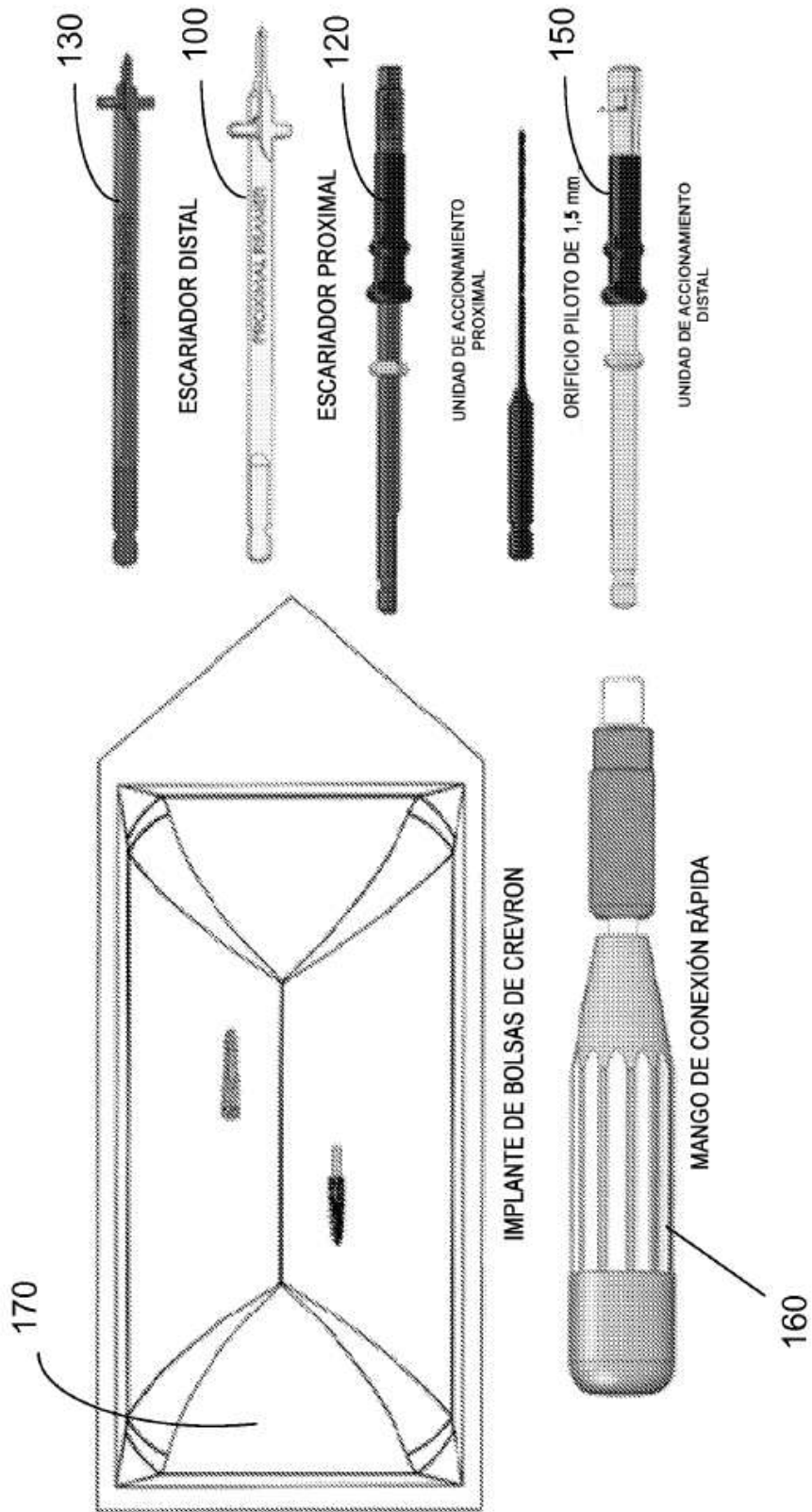


FIG. 34