



(19)



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **2 297 487**

(51) Int. Cl.:

A61B 17/78 (2006.01)

A61B 17/74 (2006.01)

A61B 17/58 (2006.01)

(12)

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

(86) Número de solicitud europea: **04783440 .3**

(86) Fecha de presentación : **08.09.2004**

(87) Número de publicación de la solicitud: **1663037**

(87) Fecha de publicación de la solicitud: **07.06.2006**

(54) Título: **Implante ortopédico y conjunto de tornillo óseo.**

(30) Prioridad: **08.09.2003 US 658351**

(45) Fecha de publicación de la mención BOPI:
01.05.2008

(45) Fecha de la publicación del folleto de la patente:
01.05.2008

(73) Titular/es: **SMITH & NEPHEW, Inc.**
1450 Brooks Road
Memphis, Tennessee 38116, US

(72) Inventor/es: **Ferrante, Joseph;**
Mines, Angela;
James, Anthony;
Sanders, Roy y
Russell, Thomas, A.

(74) Agente: **González Palmero, Fe**

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín europeo de patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Implante ortopédico y conjunto de tornillo óseo.

5 **Campo de la invención**

La presente invención se refiere generalmente a un sistema para acoplar porciones óseas a través de una fractura y, más específicamente, a un conjunto de tornillo y clavo intramedular usado para tratar fracturas de huesos largos, tales como el fémur, el húmero y la tibia, y diversas fracturas periarticulares de esos y otros huesos.

10 **Antecedentes de la invención**

Existe una variedad de dispositivos usados para tratar las fracturas del fémur, el húmero, la tibia y otros huesos largos. Por ejemplo, se han tratado satisfactoriamente fracturas del cuello, la cabeza y la región intertrocanterea femorales con una variedad de conjuntos de tornillo de compresión, que incluyen generalmente una placa de compresión que tiene un elemento de cilindro, un tornillo de fijación y un tornillo de compresión. Ejemplos incluyen los sistemas de tornillo de compresión de cadera AMBI® y CLASSIC™ ofrecidos por Smith & Nephew, Inc. En tales sistemas, la placa de compresión se sujeta al exterior del fémur, y el elemento de cilindro se inserta en un orificio taladrado previamente en la dirección de la cabeza femoral. El tornillo de fijación tiene un extremo roscado, u otro mecanismo para engancharse al hueso, y una porción lisa. El tornillo de fijación se inserta a través del elemento de cilindro de modo que se extiende a través de la interrupción y hacia la cabeza femoral. La porción roscada se engancha a la cabeza femoral. El tornillo de compresión conecta el tornillo de fijación con la placa. Mediante el ajuste de la tensión del tornillo de compresión, puede variarse la compresión (reducción) de la fractura. La porción lisa del tornillo de fijación está libre para deslizarse a través del elemento de cilindro para permitir el ajuste del tornillo de compresión. Algunos conjuntos de la técnica anterior usan múltiples tornillos para impedir la rotación del tornillo de fijación con respecto a la placa de compresión y el elemento de cilindro y también para impedir la rotación de la cabeza femoral sobre el tornillo de fijación.

También se han usado satisfactoriamente clavos intramedulares en combinación con los tornillos de fijación u otros conjuntos de tornillo para tratar fracturas del fémur, el húmero, la tibia y otros huesos largos. Una aplicación significativa de tales dispositivos ha sido el tratamiento de las fracturas femorales. Uno de tales sistemas con clavos es el sistema IMHS® ofrecido por Smith & Nephew, Inc., y cubierto al menos en parte por la patente estadounidense número 5.032.125, documento EPO 441.577 y diversas patentes internacionales relacionadas. Otras patentes fundamentales en el campo incluyen las patentes estadounidenses números 4.827.917, 5.167.663, 5.312.406 y 5.562.666, que están todas cedidas a Smith & Nephew, Inc. Un clavo intramedular típico de la técnica anterior puede tener una o más aberturas transversales a través de su extremo distal para permitir que las clavijas o tornillos óseos distales se atornillen o se inserten de otro modo a través del fémur en el extremo distal del clavo intramedular. Esto se denomina "bloqueo" y sujeta el extremo distal del clavo intramedular al fémur. Además, un clavo intramedular típico puede tener una o más aberturas a través de su extremo proximal para permitir que un conjunto de tornillo de fijación se atornille o se inserte de otra manera a través del extremo proximal del clavo intramedular y en el fémur. El tornillo de fijación se coloca a través de la interrupción en el fémur y una porción de extremo del tornillo de fijación se engancha a la cabeza femoral. También puede usarse un clavo intramedular para tratar fracturas de la diáfisis del fémur u otros huesos largos.

Al igual que con los sistemas de tornillo de compresión de cadera, en ocasiones se diseñan sistemas de clavo intramedular para permitir que los tornillos de compresión y/o tornillos de fijación se deslicen a través del clavo y permitir así el contacto entre dos o más fragmentos óseos. El contacto que resulta de la compresión por deslizamiento facilita la consolidación más rápida en algunas circunstancias. En algunos sistemas, se usan dos tornillos separados (o un tornillo y una clavija separada), con el fin de impedir, entre otras cosas, la rotación de la cabeza femoral con respecto al resto del fémur, para impedir la penetración de un único tornillo más allá de la cabeza femoral y para impedir que un único tornillo rasgue a través del cuello y la cabeza femorales. Sin embargo, cuando se usa un tornillo o clavija adicionales, las fuerzas desiguales aplicadas a los tornillos o clavijas separados pueden hacer que los tornillos o clavijas separados se presionen contra los lados de los orificios a través de los cuales se pretende que se deslicen los tornillos o clavijas separados. Esto puede dar como resultado la unión, lo que reduce el deslizamiento de los tornillos o clavijas a través del clavo. A la inversa, puede resultar un problema a partir de la compresión excesiva de la cabeza femoral hacia o en el sitio de la fractura. En casos extremos, una compresión por deslizamiento excesiva puede hacer que la cabeza femoral se comprima a lo largo de toda la región trocantérea del fémur.

Además, los clavos demasiado rígidos a veces generan fracturas periprotésicas en regiones alejadas de un sitio de fractura. Por tanto, es importante que los clavos intramedulares sean adecuadamente flexibles en comparación con los huesos en los que se implantan.

La porción más dura, generalmente externa, de un hueso típico se denomina hueso cortical. El hueso cortical normalmente es un material de soporte de carga, estructuralmente sólido, para el soporte de un implante. Una sección transversal de un hueso largo que muestra la forma anatómica típica del hueso cortical revela generalmente un anillo no circular de hueso cortical que rodea un canal medular. En consecuencia, el canal medular presenta generalmente una sección transversal no circular. Sin embargo, los clavos intramedulares de la técnica anterior normalmente son redondos o cuadrados en sección transversal y, por tanto, no coinciden anatómicamente con el hueso cortical ni con el canal medular. Algunos han tratado este problema escariando el canal medular del hueso con un escariador re-

dondo con el fin de hacer que el clavo se fije al hueso cortical. Sin embargo, este enfoque puede eliminar porciones significativas de hueso cortical sano.

El problema de proporcionar una relación física de soporte de carga eficaz entre un implante y el hueso cortical en la parte proximal del fémur se ha tratado en la técnica de los dispositivos de artroplastia de cadera. Se han desarrollado diversos vástagos de cadera que presentan secciones transversales generalmente no circulares a lo largo de su longitud, con el fin de fijar mejor el hueso cortical conformado anatómicamente de la parte proximal del fémur y distribuir así más uniforme y eficazmente la carga entre el vástago y el hueso. Sin embargo, ninguno de estos vástagos de cadera se ha incorporado en un clavo ni se ha configurado para aceptar un tornillo o tornillos útiles para reparar sustancialmente todas las porciones del hueso tratado. En cambio, los vástagos de cadera, como cuestión general, se han considerado como un dispositivo para reemplazar porciones de un hueso largo y se han diseñado y utilizado para ese fin. Por ejemplo, la aplicación típica de un vástago de cadera incluye eliminar completamente una cabeza y cuello femorales e implantar un vástago de cadera, y utilizar el vástago de cadera para soportar una cabeza femoral artificial.

En resumen, y sin limitación, lo anterior muestra algunas de las deficiencias del estado de la técnica en este campo. Entre otras cosas, lo que se necesita es un sistema de implante ortopédico que incluya un tornillo de deslizamiento superior u otro mecanismo para aplicar compresión a través de una fractura. Algunas realizaciones también proporcionarían un tornillo de deslizamiento u otro mecanismo que obtenga el anclaje óseo adecuado mientras se reduce la incidencia de corte, inestabilidad en la rotación y deslizamiento excesivo. También sería ventajoso un implante conformado anatómicamente de manera apropiada para lograr un contacto mejorado con el hueso cortical. Cuando el implante es un clavo intramedular, el clavo proporcionaría una reducción de la escariación y de la eliminación de hueso sano. Un tornillo mejorado también puede tener una sección transversal que proporciona un área mayor de material en el lado del clavo que está situado bajo una mayor carga de tracción cuando el clavo se somete a una carga de flexión típica. Adicionalmente, un sistema de implante mejorado podría incluir un tornillo de deslizamiento en combinación con clavos intramedulares de diversos diseños, o en combinación con placas. Las combinaciones de cualquiera de éstos entre sí o las combinaciones entre sí y/o con otros dispositivos o las combinaciones de ellos también presentan oportunidades de avance más allá del estado de la técnica según ciertos aspectos de la presente invención.

Sumario de la invención

Un aparato tal como se define en las reivindicaciones permite el tratamiento de fracturas óseas usando uno o ambos de una estructura configurada para implantarse en o para estabilizar un primer fragmento óseo y un conjunto de fijación. La estructura puede adoptar la forma de un implante para la implantación al menos parcial dentro del hueso. Tales implantes pueden incluir una sección proximal que tiene una abertura transversal y una abertura sustancialmente a lo largo de su longitud. Preferiblemente, incluyen al menos una sección transversal en sus porciones proximales que presenta una forma que confiere fuerza y resistencia a la tensión adicionales. Tales formas pueden proporcionarse, por ejemplo, mediante uno o ambos de (i) añadir masa adicional en las porciones laterales de la sección transversal, y (2) añadir y reducir estratégicamente masa en la sección transversal para aprovecharse de los efectos de brida de manera similar a la forma en la que las bridas añaden beneficios estructurales a vigas en I y canales. Una forma de caracterizar tales secciones transversales, que pueden ser asimétricas, aunque no es necesario, con respecto a al menos un eje, es que generalmente presentan un momento de inercia que se extiende en una dirección lateral desde un punto que es el punto medio de una línea desde una tangente lateral hasta una tangente media de la sección transversal. En algunas estructuras, esa línea es coplanar con el eje de la abertura transversal y coplanar con la sección transversal y, por tanto, está definida por la intersección de esos planos. Los puntos de extremo de esa línea pueden definirse como la intersección de la línea con tangentes al aspecto medio y al aspecto lateral de la sección transversal, respectivamente. Tales implantes también incluyen normalmente una sección distal y una sección de transición que proporciona un acoplamiento entre la sección proximal y la sección distal.

Los conjuntos de fijación están adaptados para alojarse en la abertura transversal del implante en una relación de deslizamiento, de modo que el conjunto de fijación está adaptado para deslizarse con respecto a la abertura transversal y, por tanto, para aplicar compresión a una fractura y para cualquier otro fin deseado. El elemento de enganche está adaptado para conseguir anclaje en un segundo fragmento óseo. El elemento de enganche y el dispositivo de compresión están configurados de modo que el dispositivo de compresión interacciona con una porción del implante y también con una porción del elemento de enganche de modo que el ajuste del dispositivo de compresión controla el deslizamiento del elemento de enganche con respecto al implante y permite de esta manera el movimiento controlado entre los fragmentos óseos primero y segundo. En algunas realizaciones, el dispositivo de compresión contacta directamente, al menos parcialmente, con el segundo fragmento óseo cuando está implantado.

Declaración de la invención

La presente invención proporciona un aparato para tratar fracturas óseas tal como se define en la reivindicación 1. Las realizaciones preferidas se definen en las reivindicaciones dependientes 2-7.

Breve descripción de los dibujos

La figura 1 es una vista en perspectiva de un clavo intramedular mostrado instalado en un fémur.

La figura 1A es una vista en perspectiva de un clavo intramedular en mayor detalle.

ES 2 297 487 T3

La figura 1B es una vista en perspectiva de un clavo intramedular.

La figura 1C es una vista en sección transversal de una porción del clavo de la figura 1B.

5 La figura 1D es una vista en perspectiva de un clavo intramedular.

La figura 2 es una vista en alzado del clavo intramedular de la figura 1.

10 La figura 3 es una vista en sección transversal del clavo intramedular de la figura 2 tomada a través de la línea 3-3.

La figura 4 es una vista lateral del clavo intramedular de la figura 2.

La figura 5 es una vista en sección transversal del clavo intramedular de la figura 4 tomada a través de la línea 5-5.

15 La figura 6 es una sección transversal del clavo intramedular de la figura 4 tomada a través de la línea 6-6.

La figura 7 es una vista en perspectiva de un clavo intramedular.

20 La figura 8 es una vista en perspectiva de un clavo intramedular.

La figura 9 es una vista en perspectiva de un clavo intramedular.

La figura 10 es una vista en perspectiva de un clavo intramedular.

25 La figura 11 es una vista en perspectiva de un clavo intramedular.

La figura 12 es una vista en perspectiva de un clavo intramedular.

30 La figura 13 es una vista en sección transversal del clavo intramedular de la figura 7 tomada a través de la línea 13-13.

La figura 14 es una vista en sección transversal del clavo intramedular de la figura 8 tomada a través de la línea 14-14.

35 La figura 15 es una vista en sección transversal del clavo intramedular de la figura 9 tomada a través de la línea 15-15.

40 La figura 16 es una vista en sección transversal del clavo intramedular de la figura 10 tomada a través de la línea 16-16.

La figura 17 es una vista en sección transversal del clavo intramedular de la figura 11 tomada a través de la línea 17-17.

45 La figura 18 es una vista en sección transversal del clavo intramedular de la figura 12 tomada a través de la línea 18-18.

La figura 19 es una vista en perspectiva de una herramienta para preparar el hueso para alojar ciertos dispositivos.

50 La figura 20 es una vista en perspectiva de un dispositivo que incluye una versión de un conjunto de elemento de fijación.

La figura 21 es una vista en despiece ordenado del dispositivo intramedular y el conjunto de elemento de fijación mostrados en la figura 20.

55 La figura 22 es una vista en perspectiva del conjunto de elemento de fijación mostrado en la figura 20.

La figura 23 es una vista en despiece ordenado del conjunto de elemento de fijación de la figura 20.

60 La figura 24 es una vista en alzado del elemento de enganche del conjunto de elemento de fijación de la figura 23.

La figura 25 es una vista lateral del elemento de enganche de la figura 24.

65 La figura 26 es una vista en sección transversal del elemento de enganche de la figura 24 tomada a través de la línea 26-26.

La figura 27 es una vista desde un extremo de un extremo del elemento de enganche de la figura 24.

La figura 28 es una vista desde un extremo del otro extremo del elemento de enganche de la figura 24.

La figura 29 es una vista en alzado del dispositivo de compresión del conjunto de elemento de fijación de la figura 22.

La figura 30 es una vista en sección transversal del dispositivo de compresión de la figura 29 mostrada a través de la línea 30-30.

La figura 31 es una vista desde un extremo de un extremo del dispositivo de compresión de la figura 29.

La figura 32 es una vista desde un extremo del otro extremo del dispositivo de compresión de la figura 29.

La figura 33 es una vista en sección transversal de un conjunto de tornillo y clavo intramedular.

La figura 34 es una vista en perspectiva de un conjunto de elemento de fijación.

La figura 35 es una vista en perspectiva del tornillo de fijación del conjunto de elemento de fijación de la figura 34.

La figura 36 es una vista en perspectiva de un conjunto de elemento de fijación.

La figura 37 es una vista en perspectiva del tornillo de fijación del conjunto de elemento de fijación de la figura 36.

La figura 38 es una vista en perspectiva de un conjunto de elemento de fijación.

La figura 39 es una vista en despiece ordenado del conjunto de elemento de fijación de la figura 38.

La figura 40 es una vista en perspectiva de un conjunto de elemento de fijación.

La figura 41 es una vista en despiece ordenado del conjunto de elemento de fijación de la figura 40.

La figura 42 es una vista en perspectiva de una placa de compresión que incluye un conjunto de elemento de fijación.

La figura 43 es una vista en perspectiva de una placa periarticular que incluye un conjunto de elemento de fijación.

La figura 44 es una vista en perspectiva de un dispositivo según una realización utilizada en el contexto de la reparación del húmero en una articulación de hombro.

Descripción detallada

El aparato según las realizaciones de esta invención busca proporcionar un tratamiento mejorado de fracturas de fémur. Las figuras 1-6 ilustran diversas vistas de una realización de un clavo 100 intramedular. El clavo 100 intramedular tiene un taladro 130 longitudinal a su través para ayudar en su inserción en el hueso. El clavo 100 intramedular tiene una sección 102 proximal, una sección 104 de transición y una sección 106 distal.

La sección 102 proximal de la estructura particular mostrada en las figuras 1-6 presenta preferiblemente una forma inspirada en la anatómica que se corresponde de manera más precisa con un hueso cortical típico. Una versión de una forma de este tipo se muestra en la vista en sección transversal de la sección 102 proximal en la figura 6. La sección transversal particular de la sección 102 proximal mostrada en la figura 6 generalmente no es circular a lo largo de al menos algunas porciones de su longitud, y tiene un aspecto o lado 108 lateral que es mayor que un aspecto o lado 109 medio. El lado 108 lateral y el lado 109 medio están unidos mediante un primer lado 110 y un segundo lado 116. En la intersección del primer lado 110 con el lado 108 lateral hay una primera esquina 112 redondeada y en la intersección del segundo lado 116 con el lado 108 lateral hay una segunda esquina 114 redondeada. El primer lado 110, el segundo lado 116 y el lado 108 lateral son de longitud aproximadamente igual. El primer lado 110 y el segundo lado 116 están orientados en ángulos agudos con respecto al lado 108 lateral, de modo que el lado 109 medio es menor que el lado 108 lateral. Al tener el lado 108 lateral mayor que el lado 109 medio, se aumenta la estabilidad en la rotación del clavo 100 intramedular y también puede mejorarse la resistencia a la flexión y a la torsión.

El lado 109 medio mostrado en la figura 6 puede ser redondeado. Tal como puede observarse en la figura 4, el lado 109 medio redondeado sobresale fuera de la sección 104 de transición y continúa hasta el extremo proximal del clavo 100 intramedular. El saliente del lado 109 medio se corresponde con la región del calcar del fémur y mejora la regularidad de la distribución de la carga entre el hueso y el clavo 100 intramedular. Además, la geometría general en sección transversal de la sección proximal reduce los esfuerzos máximos en la sección proximal. Más específicamente, el modo de fallo típico de una combinación de conjunto de tornillo y clavo intramedular es el fallo del clavo con tensión en su lado lateral. La tensión se crea mediante el momento de flexión inducido por la carga del peso corporal que se aplica al conjunto de tornillo. Por tanto, sería beneficioso para reducir el esfuerzo en la sección proximal de un clavo para incluir más material en el lado del clavo que está en tensión, el lado lateral, para conformar la sección transversal más eficazmente para mejorar la fuerza y la robustez en la zona lateral, o ambas. El diseño ilustrado en la figura 6 consigue este objetivo. El lado 108 lateral es más ancho que el lado 109 medio, confiriendo así, al menos parcialmente,

ES 2 297 487 T3

un efecto de tipo brida. El esfuerzo por área unitaria inducido en el material en el lado 108 lateral es inferior que el que sería en el caso de que el lado lateral presentara un área en sección transversal menor, tal como el lado 109 medio.

Una estructura que se beneficia del mismo principio se muestra en las figuras 1B y 1C que ilustran un clavo 1100 intramedular con una sección transversal generalmente circular cuya abertura 1128 generalmente circular está dispuesta de forma no concéntrica con la periferia de la sección transversal. En la estructura particular mostrada en estas dos figuras, la abertura 1128 descentrada está desplazada hacia el lado 1109 medio, de manera que está disponible una mayor porción de material para llevar carga y reducir el esfuerzo sobre el lado 1108 lateral. Asimismo, cualquier sección transversal que proporciona más material en el lado lateral de la sección reduce esfuerzo por área unitaria en el clavo en ese lado.

Independientemente de la manera particular en la que puede añadirse material o masa a algunas porciones de las partes laterales de la sección transversal de la parte 102 proximal, puede añadirse y eliminarse material de algunas porciones de la sección transversal con el fin de aumentar la fuerza y la robustez de las partes laterales, o ambas, pudiéndose caracterizar el efecto como que confiere un momento de inercia a la sección transversal orientada al menos parcialmente en la dirección del aspecto o lado 108 lateral. El momento de inercia (que se muestra indicado por la letra M en la figura 6) puede caracterizarse como que se extiende en una dirección lateral, o al menos parcialmente hacia el aspecto o lado 108 lateral desde un punto P que es el punto medio de una línea L que se extiende desde la intersección I1 de esa línea con una tangente T1 al aspecto 108 lateral, hasta la intersección I2 de esa línea con una tangente T2 al aspecto 109 medio. Dicho de otra forma, el efecto, al menos en algunos casos, consiste en crear una sección transversal que presenta un momento de inercia que se extiende en una dirección al menos parcialmente lateral desde un centro de la sección transversal. Preferiblemente, ese centro puede ser un punto medio entre los bordes lateral y medio de la sección transversal. Alternativamente, ese centro puede ser el centro de masas de la sección transversal. El radio de giro reflejado por el momento de inercia, que es una función del cuadrado de la distancia de la masa incremental desde el centro, refleja la fuerza adicional en las partes laterales de la parte 102 proximal producida por más masa o masa situada más estratégicamente en la sección transversal. En algunas estructuras, la línea L es coplanar con el eje de la abertura transversal y coplanar con la sección transversal y, por tanto, está definida por la intersección de esos planos. Como reflejan las figuras 1A, por una parte, y 1B y 1C por la otra, y teniendo en cuenta que éstas sólo son dos de la inmensa cantidad de estructuras que pueden conferir una fuerza y robustez lateral adicionales de este tipo, la sección transversal puede ser asimétrica, aunque no es necesario, con respecto a al menos uno de sus ejes. Adicionalmente, el agujero 130 longitudinal puede situarse para compartir su eje central con el de la sección transversal, o puede estar desplazado con el fin de ayudar a conferir la fuerza lateral o para otros fines.

En el dispositivo particular mostrado en las figuras 1-6, el primer lado 110, el segundo lado 116 y el lado 108 lateral son planos. Alternativamente, estos lados podrían ser redondeados o, en cualquier caso, no planos. En la realización mostrada en las figuras 1-6, el lado 109 medio es redondeado, pero tal como podría apreciar un experto en la técnica, el lado medio podría ser plano.

La sección 102 proximal tiene una abertura 118 transversal que aloja un conjunto 200 de tornillo o fijación (diversas versiones del cual se muestran en las figuras 19-41) a través del clavo 100 intramedular. Una realización de la abertura 118 transversal proximal, mostrada en las figuras 1-4, está formada de dos aberturas 120, 122 circulares solapantes, en las que la abertura 120 circular proximal es menor en diámetro que la abertura 122 circular distal. La abertura 120 circular proximal mostrada tiene un reborde 132 para constreñir la profundidad de inserción del conjunto de tornillo tal como se explicará en más detalle más adelante. Podrían usarse otras diversas aberturas que permiten la intersección de diversos conjuntos de tornillo tal como conocerían los expertos en la técnica. Por ejemplo, la figura 33 ilustra el clavo intramedular con una abertura circular. La realización de la figura 33 se describe en mayor detalle más adelante.

La sección 102 proximal ilustrada en la figura 3 tiene una abertura 128 de extremo proximal. La abertura 128 de extremo proximal está roscada para permitir la inserción de un tornillo de sujeción que puede usarse para fijar la posición de rotación y de deslizamiento de un conjunto de tornillo. Un tornillo de sujeción también puede incluir mecanismos para abarcar un tornillo 204 de compresión (figura 19) e interfiriendo con un tornillo 202 de fijación (figura 19) para limitar independientemente la rotación o el deslizamiento del tornillo 202 de fijación.

Tal como se muestra en las figuras 1-6, la sección 104 de transición está ahusada desde la sección 102 proximal hasta la sección 106 distal. La naturaleza ahusada de la sección 104 de transición crea un ajuste a presión en el canal intramedular que controla el hundimiento. La sección 104 de transición ahusada ayuda a impedir que el clavo 100 se presione hacia el canal intramedular del fémur más de lo esperado.

En el clavo 100 intramedular mostrado en las figuras 1-6, la sección transversal de la sección 104 de transición es circular, pero la sección transversal podría variar tal como conocen los expertos en la técnica. La sección transversal podría derivarse de la anatómica, de manera similar a la sección transversal de la sección 102 proximal, oval o no circular. En la realización mostrada en las figuras 1-6, la sección 104 de transición contiene una abertura 124 transversal distal. La abertura 124 distal permite la intersección a través del clavo 100 intramedular de un tornillo de bloqueo distal para bloquear el clavo 100 intramedular.

La sección 106 distal del clavo 100 intramedular es generalmente cilíndrica y está configurada para proporcionar una rigidez a la flexión reducida. La realización mostrada en las figuras 1-5 tiene una ranura 126 longitudinal a través

del centro de la sección 106 distal que forma dos lados 134, 136. La ranura reduce la rigidez a la flexión en el extremo distal del clavo 100 intramedular y reduce las posibilidades de fracturas periprotésicas.

La figura 1D muestra un clavo 100 intramedular. Este clavo presenta, en sus porciones proximales, una sección transversal no circular que es simétrica con respecto a su eje lateral - medio (en este caso, preferible pero no necesariamente, con forma oval en la sección transversal), y que presenta un taladro longitudinal centrado (en este caso, preferible pero no necesariamente, circular en sección transversal). Este clavo logra estabilidad adicional hasta el punto de que resiste la torsión en el canal medular. También logra el objetivo de situar más masa hacia el aspecto o borde lateral de la sección transversal proximal. Además, sitúa masa adicional hacia el aspecto o borde medio, y proporciona así una estructura adicional que actúa como un punto de apoyo para disminuir la ventaja mecánica del conjunto de fijación que cuando está cargado es el componente que impone esfuerzo de tracción sobre el aspecto o borde lateral.

Las figuras 7-18 ilustran clavos 100 intramedulares. Las figuras 7 y 13 ilustran un clavo 100 intramedular que no tiene un taladro longitudinal a su través.

Las figuras 8 y 14 ilustran un clavo 100 intramedular que tiene ranuras 140 de reducción de la rigidez en la sección 104 de transición y la sección 106 distal. Las ranuras 140 de reducción de la rigidez reducen la rigidez a la flexión en el extremo distal del clavo 100 intramedular y podrían usarse para alojar tornillos de bloqueo en algunas realizaciones.

Las figuras 9 y 15 ilustran un clavo 100 intramedular que tiene tres ranuras 138 longitudinales en la sección 106 distal y una porción de la sección 104 de transición que forma un diseño en trébol. Este diseño permite más fácilmente un flujo de sangre cerca del clavo 100 intramedular y también reduce la rigidez a la flexión en el extremo distal del clavo 100.

Las figuras 10 y 16 ilustran un clavo 100 intramedular en el que la sección 106 distal y una porción de la sección 104 de transición tienen una serie de hendiduras 146 longitudinales. Las hendiduras 146 longitudinales reducen la rigidez a la flexión en el extremo distal, proporcionan resistencia a la rotación y mejoran el flujo sanguíneo cerca del clavo 100 intramedular.

Las figuras 11 y 17 ilustran un clavo 100 intramedular en el que la sección 104 de transición y la sección 106 distal tienen aletas 144. Las aletas 144 proporcionan resistencia a la rotación para el clavo 100 intramedular.

Las figuras 12 y 18 ilustran un clavo 100 intramedular que tiene púas 142 situadas en la sección 106 distal y una porción de la sección 104 de transición. Las púas 142 proporcionan resistencia a la rotación para el clavo 100 intramedular.

Los clavos intramedulares pueden insertarse en un paciente mediante cualquier técnica conocida adecuada. Generalmente, el canal intramedular del hueso se prepara con una herramienta apropiada para crear un hueco para la inserción del clavo. Algunas porciones del hueco pueden prepararse para que sean aproximadamente 1 milímetro más grandes que el perímetro del clavo para permitir espacio suficiente para el flujo de sangre tras la inserción del clavo. Un hilo o clavija guía se inserta opcionalmente en el canal medular preparado. El clavo se introduce entonces en la posición deseada. Si el clavo está canulado, el clavo puede introducirse sobre el hilo guía. La posición del clavo puede confirmarse mediante la intensificación de la imagen.

La figura 19 muestra una realización de una herramienta 300 para preparar un canal medular. La herramienta tiene una broca 302 para escariar y también un escoplo 304. En funcionamiento, la broca 302 escaria el canal medular del fémur y el escoplo 304 corta una sección mayor en el extremo más proximal de un hueso. Tal como se muestra en la figura 19, el escoplo 304 tiene una sección transversal derivada de la anatómica de aproximadamente la misma forma que la sección proximal del clavo intramedular. Mediante la aplicación de este tipo de escoplo conformado, se permitirá que el extremo proximal del clavo se asiente mejor en el hueso cortical que sólo se ha alterado mínimamente. El escoplo 304 puede ser de una amplia variedad de formas, incluso de formas asimétricas complicadas. Esto es ventajoso porque permite obtener un dispositivo y un método para preparar huecos que pueden aceptar una amplia variedad de formas de clavos intramedulares meramente sin escariar excesivamente huecos circulares. La preparación de un hueco de conformación precisa es valiosa para impedir la eliminación innecesaria del hueso sano, y para garantizar el asentamiento estable del clavo.

En funcionamiento, se hace avanzar la herramienta 300 de la realización mostrada como una unidad, escariando la broca 302 y cortando el escoplo 304 simultáneamente. La broca 302 puede hacerse girar con un accionador eléctrico o a mano. Asimismo, puede hacerse avanzar manualmente toda la herramienta 300 en un canal medular, o hacerse avanzar con la ayuda de equipo eléctrico o de ventaja mecánica. En otras configuraciones, la broca 302 puede estar canulada (no mostrado) de manera que toda la herramienta 300 puede manejarse sobre y guiarse mediante un hilo guía que se ha insertado en el canal medular.

En otras realizaciones, la broca para la escariación es un escariador más tradicional que está separado de una herramienta de corte tal como el escoplo 304. El método para preparar un hueco en tal caso incluiría en primer lugar escariar un agujero con un escariador tradicional. Luego, se utilizaría un dispositivo tal como un cincel o un ensanchador, con forma similar al clavo intramedular que va a implantarse, para preparar el hueco. El cincel o ensanchador puede ac-

cionarse a mano, con la ayuda de un martillo o mazo, o con el uso de otro equipo eléctrico. Después se implantaría un clavo que coincida con el hueco preparado.

Podrían usarse también otros instrumentos habituales tales como un ensanchador contorneado o una broca buriladora habitual y una plantilla. Los ensanchadores se han usado durante mucho tiempo para preparar agujeros para vástagos de cadera, y un experto en la técnica estará familiarizado con el uso de un ensanchador. En efecto, podría usarse una broca buriladora y una plantilla, para fresar la forma deseada en el hueso. También podría usarse un método de este tipo en combinación con escariación o ensanchamiento para crear el hueco deseado.

Puede usarse el clavo intramedular para tratar fracturas femorales proximales y de la diáfisis femoral, entre otras fracturas de huesos largos. Cuando se usa para tratar fracturas de la diáfisis femoral, el clavo intramedular se sujeta en el fémur mediante uno o más dispositivos de fijación. Cuando se usa para el tratamiento de fracturas femorales proximales, el clavo intramedular se usa preferiblemente junto con un conjunto de tornillo proximal.

Las figuras 20 y 21 ilustran un clavo 100 intramedular usado junto con un conjunto 200 de elemento de fijación. Puede usarse este tipo de conjunto de elemento de fijación en otros huesos diversos y para tratar otras indicaciones varias, pero con el fin de proporcionar un ejemplo, se está describiendo en el presente documento en uso con la parte proximal del fémur. En general, el conjunto de tornillo es útil en cualquier situación en la que va a retirarse un fragmento de un hueso hacia o empujarse lejos de otro fragmento del hueso de manera controlada. El conjunto de elemento de fijación proporciona la ventaja adicional de poder configurarse para permitir el deslizamiento del conjunto en una dirección deseada tras realizarse el movimiento de los fragmentos óseos.

Tal como se muestra en la figura 21, el eje de la abertura 118 transversal proximal en el clavo 100 intramedular está formando un ángulo con respecto a la sección 102 proximal y en uso, se dirige hacia la cabeza femoral. En esta realización del conjunto 200 de elemento de fijación, se usa un elemento de enganche tal como un tornillo 202 de fijación junto con un dispositivo de compresión, tal como un tornillo 204 de compresión o una espiga de compresión. Los tornillos están configurados de manera que, cuando están en uso, la circunferencia del tornillo 202 de fijación corta parcialmente la circunferencia del tornillo 204 de compresión, de modo que el tornillo 204 de compresión está encajado parcialmente dentro la circunferencia del tornillo 202 de fijación. Esta combinación particular del tornillo 202 de fijación y el tornillo 204 de compresión se ilustra adicionalmente en las figuras 22 a 32. Brevemente, el tornillo 202 de fijación mostrado en estas figuras está destinado para acoplarse a la cabeza femoral y para deslizarse en la abertura 118 transversal del clavo 100. El tornillo 204 de compresión se engancha a un reborde u otra estructura en la abertura 118 transversal del clavo 100 y también se rosca en la porción del tornillo 202 de fijación dentro de la cual está encajado el tornillo 204 de compresión, de modo que la rotación del tornillo 204 de compresión controla el deslizamiento del tornillo 202 de fijación con respecto al clavo 100 y por tanto la compresión de la cabeza femoral contra el sitio de la fractura.

El tornillo 202 de fijación mostrado en estos dibujos incluye un cuerpo 206 alargado y un extremo 208 roscado. Tal como se muestra en las figuras 24 y 25, el extremo 208 roscado no incluye un extremo afilado, lo que reduce la posibilidad de corte a través de la cabeza femoral. El cuerpo 206 alargado incluye un canal 212 que permite la colocación del tornillo 204 de compresión parcialmente dentro de la circunferencia del tornillo 202 de fijación. El canal 212 incluye una porción 210 roscada que complementa y actúa conjuntamente con una sección 214 roscada del tornillo 204 de compresión. El tornillo 204 de compresión incluye una sección 214 roscada y una sección 215 de cabeza. La sección 214 roscada del tornillo 204 de compresión está configurada de manera que las roscas son relativamente planas y lisas en la superficie exterior de modo que pueden deslizarse fácilmente en la abertura y también reducen la posibilidad de corte.

El tornillo 202 de fijación está alojado en la abertura 118 transversal proximal y en un orificio taladrado previamente en el fémur de modo que el tornillo 202 de fijación se extiende a través de la interrupción y hacia la cabeza femoral. El extremo 208 roscado del tornillo 202 de fijación se engancha a la cabeza femoral a medida que se hace rotar el tornillo 202 de fijación dentro de la abertura 118 haciendo que su extremo 208 roscado se enganche a la cabeza femoral. El extremo 208 roscado puede ser cualquier dispositivo para obtener anclaje en la cabeza femoral, e incluye pero no se limita a, roscas de cualquier configuración deseada incluyendo hélices, púas, paletas, ganchos, dispositivos de expansión y similares. La profundidad de colocación del tornillo 202 de fijación en la cabeza femoral difiere dependiendo de la compresión deseada de la fractura.

El tornillo 204 de compresión también puede estar alojado a través de la abertura 118 transversal proximal en un agujero taladrado previamente en la cabeza femoral. La sección 214 roscada del tornillo 204 de compresión se engancha con la porción roscada del canal 212 del tornillo 202 de fijación. La abertura 118 transversal proximal tiene un reborde 132 interior (figura 21) para limitar el deslizamiento del tornillo 204 de compresión en la dirección media general y, por lo tanto, del tornillo 202 de fijación, a través de la abertura 118. Cuando se aprieta el tornillo 204 de compresión, se enganchan las roscas 214 del tornillo de compresión con la porción 210 roscada del canal del tornillo de fijación y el tornillo 204 de compresión se mueve en la dirección media general hacia abajo del tornillo 202 de fijación. La sección 215 de cabeza del tornillo 204 de compresión se engancha al reborde 132 de la abertura 118 transversal proximal impidiendo que el tornillo 204 de compresión se mueva más en la dirección media general. A medida que se aprieta el tornillo 204 de compresión, se tira del tornillo 202 de fijación en la dirección lateral general hacia el clavo intramedular proporcionando compresión a la fractura. El tornillo 204 de compresión que corta parcialmente la circunferencia del tornillo 202 de fijación proporciona mayor resistencia superficial y ayuda a impedir la rotación de

la cabeza femoral. Por lo tanto, el tornillo 204 de compresión actúa no sólo como parte del mecanismo para mover los fragmentos del hueso fracturado unos con respecto a otros, sino que también contacta directamente con el hueso de la cabeza femoral para ayudar a impedir que la cabeza femoral rote alrededor del eje del tornillo 202 de fijación.

5 En una realización, se usa un tornillo de sujeción (no mostrado), colocado en la abertura 128 del extremo proximal del clavo intramedular, para engancharse al tornillo 204 de compresión y fijar el tornillo 204 de compresión y el tornillo 202 de fijación en su sitio. El uso del tornillo de sujeción para fijar el conjunto 200 de elemento de fijación en su sitio depende del patrón de fractura. Si no se usa un tornillo de sujeción para engancharlo al conjunto de elemento de fijación, el conjunto 200 de elemento de fijación puede deslizarse dentro de la abertura proximal limitada por el
10 reborde 132.

En la realización del tornillo de fijación y el tornillo de compresión mostrada en las figuras 20-32, el diámetro del tornillo 204 de compresión es menor que el diámetro del tornillo 202 de fijación. Los diámetros del tornillo de fijación y el tornillo de compresión podrían ser iguales o el diámetro del tornillo de fijación podría ser menor que el diámetro
15 del tornillo de compresión. Las roscas del tornillo de fijación y el tornillo de compresión podrían ser una variedad de formas diferentes tal como conocen los expertos en la técnica. En general, el fin del tornillo de fijación es obtener anclaje en el hueso, y el fin del tornillo de compresión es engancharse con y tirar de o mover el tornillo de fijación. Cualquier configuración que permita estas funciones está dentro del alcance de la invención.

20 El conjunto de elemento de fijación podría configurarse adicionalmente para permitir la adición de una cabeza y un cuello femoral protésicos. En tal realización, el tornillo 202 de fijación se sustituiría por una cabeza y un cuello protésicos. El cuello se fijaría en la abertura 118 transversal proximal en el clavo 100. El diseño sería beneficioso cuando la degeneración o una nueva lesión de una articulación de cadera y fractura femoral reparada necesitaran después una artroplastia total de cadera (ATC). La decisión de llevar a cabo una ATC podría realizarse entre operaciones, o después
25 de cierto periodo de tiempo. En lugar de tener que preparar un fémur para alojar un vástago de cadera tal como se conoce en asociación con la ATC, sólo se necesitaría extraer una pequeña porción de hueso, junto con el conjunto 200 de elemento de fijación. Entonces, podrían insertarse la cabeza y el cuello protésicos en la abertura 118 transversal proximal, prepararse el acetábulo y completarse el resto de la ATC.

30 La figura 33 es una vista en sección transversal de un clavo 100 intramedular con un conjunto 400 de elemento de fijación alternativo. El conjunto de elemento de fijación ilustrado es muy similar al conjunto de elemento de fijación por compresión del sistema IMHS® de Smith & Nephew, tal como se da a conocer más en detalle en la patente estadounidense número 5.032.125. La mejora del dispositivo ilustrado es que incluye el clavo 100 intramedular con una forma derivada anatómicamente y sus múltiples ventajas tratadas anteriormente. En funcionamiento, se fija
35 manguito 401 a través del clavo 100 intramedular, y puede sujetarse al clavo mediante el tornillo de sujeción u otros mecanismos eficaces. Un tornillo 402 de fijación de deslizamiento puede moverse axialmente dentro del manguito 401. Un tornillo 404 de compresión está roscado en el tornillo 402 de fijación de deslizamiento de manera que el apriete del tornillo 404 de compresión tira del tornillo 402 de fijación de deslizamiento de vuelta hacia el manguito 401. Con este mecanismo, puede ponerse un fragmento óseo en una posición deseada, pero todavía permite conseguir
40 compresión por deslizamiento una vez colocado.

Las figuras 34-35 ilustran un conjunto 200 de elemento de fijación que tiene un tornillo 202 de fijación y una espiga 502 de compresión. Tal como se muestra en la figura 34, el tornillo 202 de fijación y la espiga 502 de compresión están configurados de manera que, cuando están en uso, la circunferencia del tornillo 202 de fijación corta parcialmente
45 la circunferencia de la espiga 502 de compresión, aunque en algunas realizaciones la circunferencias podrían ser adyacentes en lugar de cortarse. El tornillo 202 de fijación incluye un cuerpo 206 alargado y extremo 208 roscado. El tornillo 202 de fijación tiene una chaveta 504 sobre el canal 212. La espiga 502 de compresión tiene una ranura 503 que está adaptada para alojar la chaveta 504 del tornillo 202 de fijación. La chaveta 504 y la ranura 503 pueden ser una variedad formas complementarias, tales como, cuando se consideran en sección transversal, triangular, en forma de D,
50 de ojo de cerradura y otras formas tal como son evidentes para los expertos en la técnica. En funcionamiento, la espiga 502 de compresión puede moverse con respecto al tornillo 202 de fijación mediante una herramienta de compresión (no mostrada) que aplica fuerzas dispares entre la espiga 502 de compresión y el tornillo 202 de fijación, o entre todo el conjunto y el clavo 100 intramedular.

55 En el conjunto 200 de elemento de fijación mostrado en las figuras 34-35, el tornillo 202 de fijación está alojado para deslizarse en una abertura proximal del clavo intramedular de modo que el tornillo 202 de fijación se extiende a través de la interrupción y hacia la cabeza femoral. El extremo 208 roscado del tornillo 202 de fijación se engancha a la cabeza femoral. Una vez que se ha enganchado apropiadamente el tornillo 200 de fijación con la cabeza femoral, se inserta la espiga 502 de compresión en la abertura proximal en un agujero taladrado previamente en la cabeza femoral,
60 con el fin de impedir adicionalmente la rotación del tornillo 202 de fijación a medida que la ranura 503 de la espiga 502 de compresión aloja la chaveta 504 del tornillo 202 de fijación. Al proporcionar más área para la resistencia, la espiga 502 de compresión ayuda a impedir la rotación de la cabeza femoral sobre el tornillo 202 de fijación. La espiga 502 de compresión se fija en su sitio en el clavo 100 intramedular mediante un tornillo de sujeción colocado en la abertura del extremo proximal del clavo. El tornillo 202 de fijación puede deslizarse sobre la espiga 502 de compresión a través de
65 la abertura proximal. En otra realización, la espiga 502 de compresión tiene púas sobre su superficie.

Se ilustra un conjunto 200 de elemento de fijación según otra realización en las figuras 36-37. El conjunto 200 de elemento de fijación de esta realización tiene una espiga 502 de compresión y un tornillo 202 de fijación similares a

los de la realización ilustrada en las figuras 34-35 excepto porque la chaveta 504 del tornillo 202 de fijación y la ranura 503 de la espiga 502 de compresión tienen dientes 506 de trinquete complementarios. La espiga 502 de compresión se fija en su sitio en el clavo intramedular mediante un tornillo de sujeción colocado en la abertura del extremo proximal. Puede conseguirse la compresión de la fractura empujando el tornillo de fijación en la dirección lateral general. Los
5 dientes 506 de trinquete permiten que el tornillo 202 de fijación se mueva en la dirección lateral general, pero impiden que el tornillo 202 de fijación se mueva en la dirección media general. Puede usarse una herramienta de compresión similar a la herramienta descrita en asociación con las figuras 34-35 para lograr el movimiento.

Las figuras 38-39 un conjunto 200 de elemento de fijación según otra realización de la invención que tiene un
10 tornillo 602 de fijación, un tornillo 610 en cruz y un tornillo 604 de compresión. El tornillo 602 de fijación incluye un cuerpo 606 alargado y extremo 608 roscado. El cuerpo 606 alargado tiene forma semicircular en sección transversal. Los tornillos 602, 604, 610 están configurados de modo que la circunferencia del tornillo 602 de fijación corta las circunferencias del tornillo 610 en cruz y el tornillo 604 de compresión. El cuerpo 606 alargado del tornillo 602 de fijación se rosca para complementar y actuar conjuntamente con una sección 602 roscada del tornillo 610 en cruz.
15 El tornillo 610 en cruz se rosca para engancharse con el tornillo 602 de fijación y el tornillo 604 de compresión. El tornillo 604 de compresión incluye una porción 614 roscada y una porción 612 de cabeza.

En esta realización, el tornillo 602 de fijación, el tornillo 610 en cruz y el tornillo 604 de compresión están alojados simultáneamente para deslizarse en una abertura proximal de un tornillo intramedular. El tornillo 602 de fijación se
20 extiende a través de la interrupción y hacia la cabeza femoral. El extremo 608 roscado del tornillo 602 de fijación se engancha a la cabeza femoral. A medida que se aprieta el tornillo 604 de compresión, se enganchan las roscas 614 del tornillo de compresión a las roscas del tornillo 610 en cruz y el tornillo 602 de fijación, moviendo de este modo el tornillo 602 de fijación en la dirección lateral general hacia el clavo intramedular, proporcionando compresión a la cabeza femoral. Entonces, se hace girar el tornillo 610 en cruz haciendo que el tornillo 604 de compresión se mueva en
25 la dirección distal alejándose del tornillo 602 de fijación. El conjunto 200 de elemento de fijación puede configurarse alternativamente de modo que el tornillo 604 de compresión se mueva de manera proximal con respecto al tornillo 602 de fijación. Que el tornillo 604 de compresión se separe del tornillo 602 de fijación ayuda a impedir la rotación de la cabeza femoral sobre el tornillo 602 de fijación añadiendo más área para la resistencia.

Las figuras 40-41 ilustran un conjunto 200 de elemento de fijación según otra realización que tiene un tornillo 702
30 de fijación y una espiga 704 de compresión. El tornillo 702 de fijación incluye un cuerpo 706 alargado y un extremo 708 roscado. El cuerpo 706 alargado tiene forma semicircular con el fin de permitir que la espiga 704 de compresión se coloque parcialmente dentro de la circunferencia del tornillo 702 de fijación para la inserción en el fémur y tiene una chaveta 712 colocada en el lado interior del cuerpo 706 alargado. El cuerpo 706 alargado también tiene un agujero
35 710 a través del cuerpo. La espiga 704 de compresión es generalmente cilíndrica y se dimensiona para fijarse dentro del cuerpo 706 semicircular del tornillo de fijación. La chaveta 712 del tornillo de fijación está alojada en una ranura 714 en la espiga 704 de compresión. La chaveta 712 y la ranura 714 contienen dientes de trinquete complementarios.

En esta realización, el tornillo 702 de fijación y la espiga 704 de compresión están alojados simultáneamente para
40 deslizarse en una abertura proximal de un tornillo intramedular en un agujero taladrado previamente en el fémur. El tornillo 702 de fijación se extiende a través de la interrupción y hacia la cabeza femoral. El extremo roscado del tornillo 702 de fijación se engancha a la cabeza femoral. Puede usarse una herramienta de compresión similar a la herramienta descrita en asociación con las figuras 34-35 para lograr el movimiento entre la espiga 704 de compresión y el tornillo 702 de fijación, o entre todo el conjunto y el clavo 100 intramedular. Puede usarse un tornillo de sujeción para fijar la
45 posición del conjunto de elemento de fijación. El tornillo de sujeción está configurado de manera que cuando se aprieta el tornillo de sujeción, está alojado un saliente sobre el tornillo de sujeción a través de la ranura 710 del tornillo 702 de fijación y se mueve el tornillo 704 de compresión alejándose del tornillo 702 de fijación. Que se separe el tornillo 704 de compresión del tornillo 702 de fijación ayuda a impedir la rotación de la cabeza femoral sobre el tornillo de fijación añadiendo más área para la resistencia.

La figura 42 ilustra otra realización en la que se emplea un conjunto 200 de elemento de fijación actuando conjun-
50 tamente con una placa 150 de compresión. Tal como se ilustra, se están aplicando los dispositivos a un fémur. Pueden usarse las diversas realizaciones del conjunto 200 de elemento de fijación dadas a conocer anteriormente con una placa de compresión similar, y pueden configurarse diversas placas de compresión para que puedan aplicarse a otras partes
55 de la anatomía.

La figura 43 ilustra otra realización en la que se está usando un conjunto 200 de elemento de fijación con una placa
170 periarticular. La placa y el conjunto de elemento de fijación mostrado se están aplicando a la parte proximal de una tibia. Pueden usarse las diversas realizaciones del conjunto 200 de elemento de fijación dadas a conocer anteriormente
60 con una placa periarticular similar, y pueden configurarse diversas placas periarticulares para que puedan aplicarse a otras partes de la anatomía.

La figura 44 ilustra una realización en la que se usa un conjunto 200 de elemento de fijación en combinación
con un clavo 190 humeral. Tal como se ilustra, una sección 212 de cabeza del tornillo 204 de compresión se apoya
65 contra el húmero para aplicar compresión contra el húmero. Con la fuerza de compresión aplicada al tornillo 202 de fijación, y el tornillo 202 de fijación fijado a un fragmento óseo a través de su extremo 208 roscado, puede llevarse el fragmento óseo a una posición para la consolidación apropiada. En algunas circunstancias, será ventajoso colocar una arandela o superficie de apoyo (no mostrada) entre la sección 212 de cabeza y el hueso del húmero contra el que se

ES 2 297 487 T3

comprime la sección 212 de cabeza. Aún en otra variante, puede agrandarse el agujero en el húmero de manera que se permite que la sección 212 de cabeza penetre en el húmero y se apoye contra una porción del clavo 190 humeral. En tal realización, el conjunto 200 de elemento de fijación sería más corto que el ilustrado en la figura 45 para obtener anclaje en la misma zona del hueso con el extremo 208 roscado. Pueden usarse las diversas realizaciones del conjunto

5 200 de elemento de fijación dadas a conocer anteriormente con un clavo similar y pueden configurarse diversos clavos para que puedan aplicarse a otras partes de la anatomía.

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

REIVINDICACIONES

1. Aparato para tratar una fractura ósea, que comprende un implante (100:1100) óseo adaptado para conectarse a una primera porción ósea y que contiene una abertura (118:1128) transversal y un conjunto (200) de fijación adaptado para alojarse en la abertura transversal, en el que el conjunto de fijación comprende:

- a. un elemento (202:402:602) de enganche adaptado para deslizarse en la abertura transversal del implante y para acoplarse a una segunda porción ósea, incluyendo el elemento de enganche una estructura (206: 610) de acción conjunta adaptada para actuar conjuntamente con un elemento (204: 502: 604) de compresión;
- b. un elemento de compresión adaptado para alojarse en la abertura transversal del implante, y adaptado para contactar y actuar conjuntamente con el elemento de enganche para impedir que el elemento de enganche rote en la abertura transversal, y para controlar el deslizamiento del elemento de enganche en la abertura transversal,

caracterizado porque el elemento de compresión:

1. está adaptado para contactar con la segunda porción ósea cuando se instala con el fin de impedir, junto con el elemento de enganche, que la segunda porción ósea rote con respecto al elemento de enganche; y
2. actúa conjuntamente con el elemento de enganche para impedir la rotación del elemento de enganche con respecto al implante, e impedir así que la segunda porción ósea rote con respecto a la primera porción ósea.

2. Aparato según la reivindicación 1, **caracterizado** además porque el elemento de compresión está adaptado, cuando está ajustado, para aplicar tensión al elemento de enganche y aplicar de ese modo compresión entre la primera porción ósea y la segunda porción ósea.

3. Aparato según la reivindicación 1, **caracterizado** además porque el elemento de compresión está encajado al menos parcialmente con una porción (212) del elemento de enganche.

4. Aparato según la reivindicación 1, **caracterizado** además porque el elemento de compresión incluye una porción (214: 614) roscada, y el elemento de enganche incluye una porción (210: 606) roscada adaptada para actuar conjuntamente con la porción roscada del elemento de compresión con el fin de controlar el deslizamiento del elemento de enganche en la abertura transversal de la estructura de estabilización.

5. Aparato según la reivindicación 1, que comprende además un tornillo de sujeción alojado en dicho implante, estando adaptado dicho tornillo de sujeción para impedir el deslizamiento del elemento de enganche en la abertura transversal.

6. Aparato según la reivindicación 1, **caracterizado** además porque la abertura transversal es asimétrica en sección transversal y contiene una primera porción adaptada para alojar al menos parte del elemento de enganche y una segunda porción adaptada para alojar al menos parte del elemento de compresión.

7. Aparato según la reivindicación 1, **caracterizado** además porque el implante incluye una sección proximal que es asimétrica en sección transversal alrededor de al menos un eje.

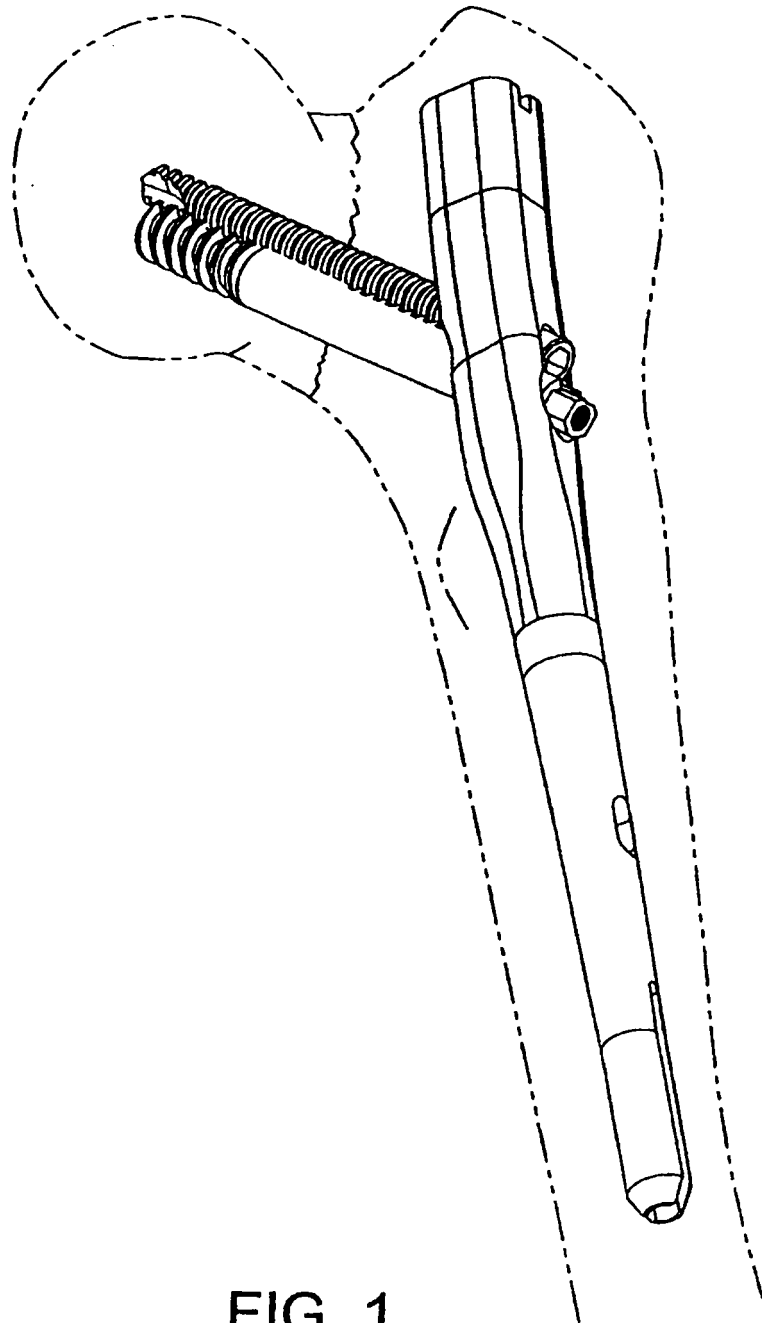


FIG. 1

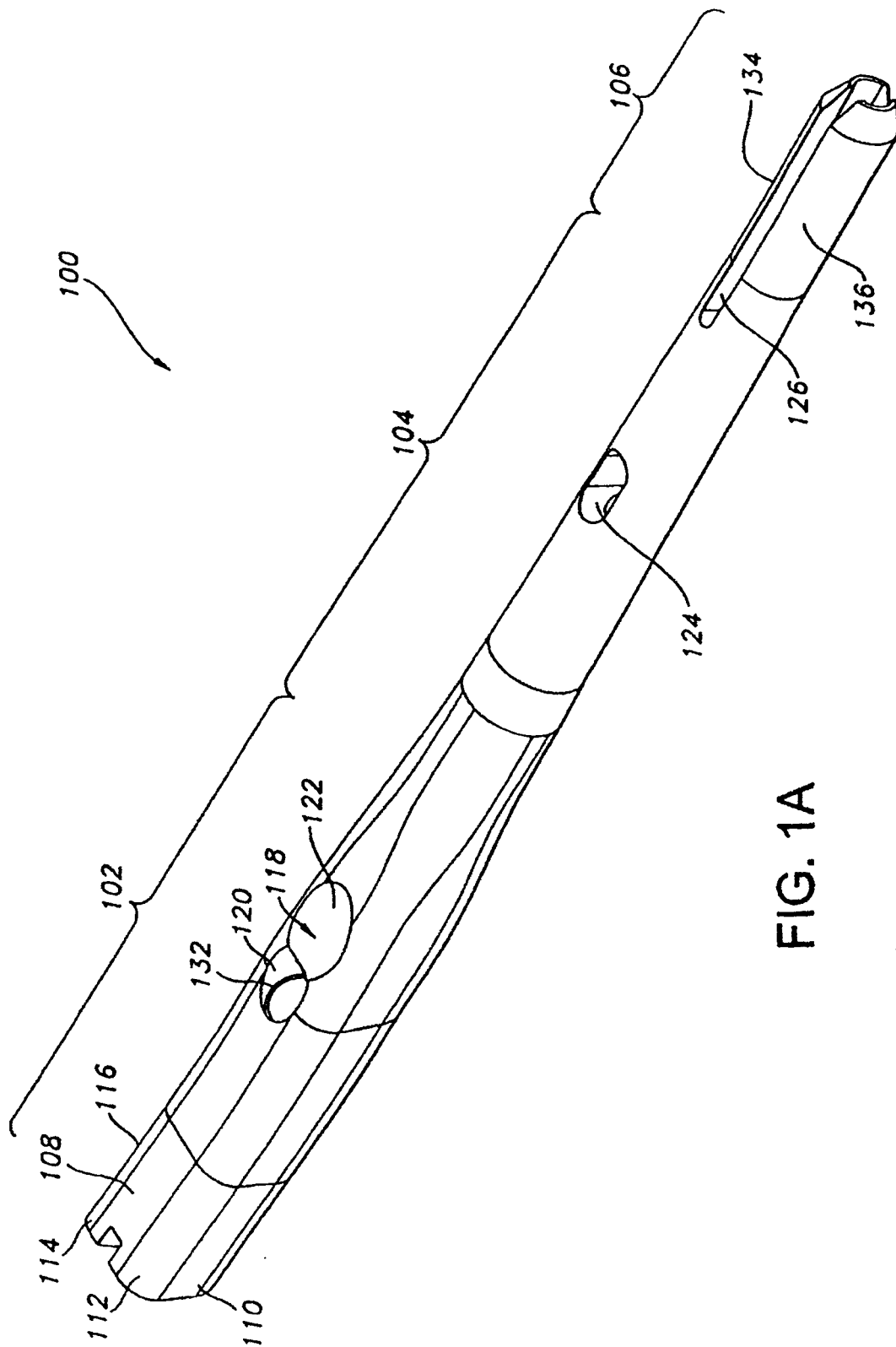


FIG. 1A

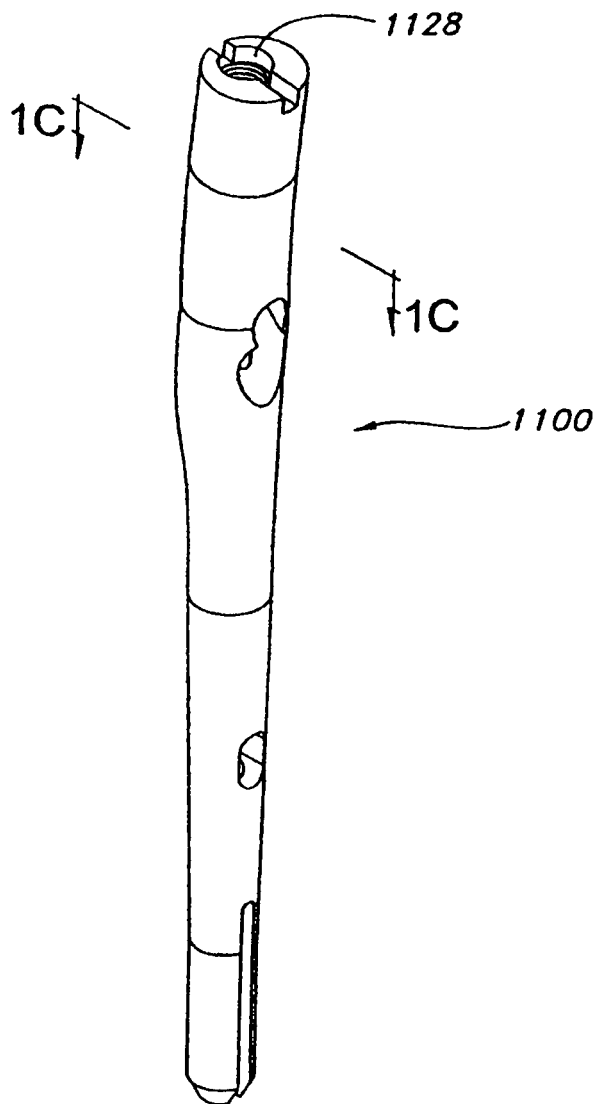


FIG. 1B

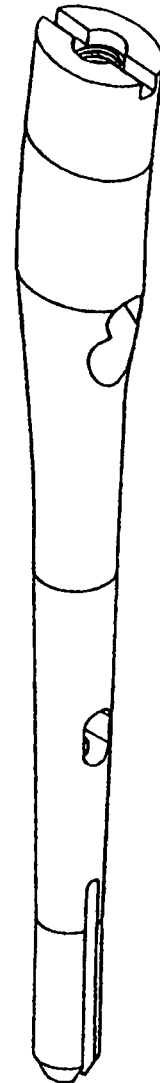


FIG. 1D

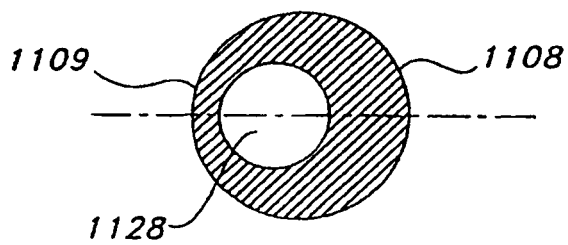
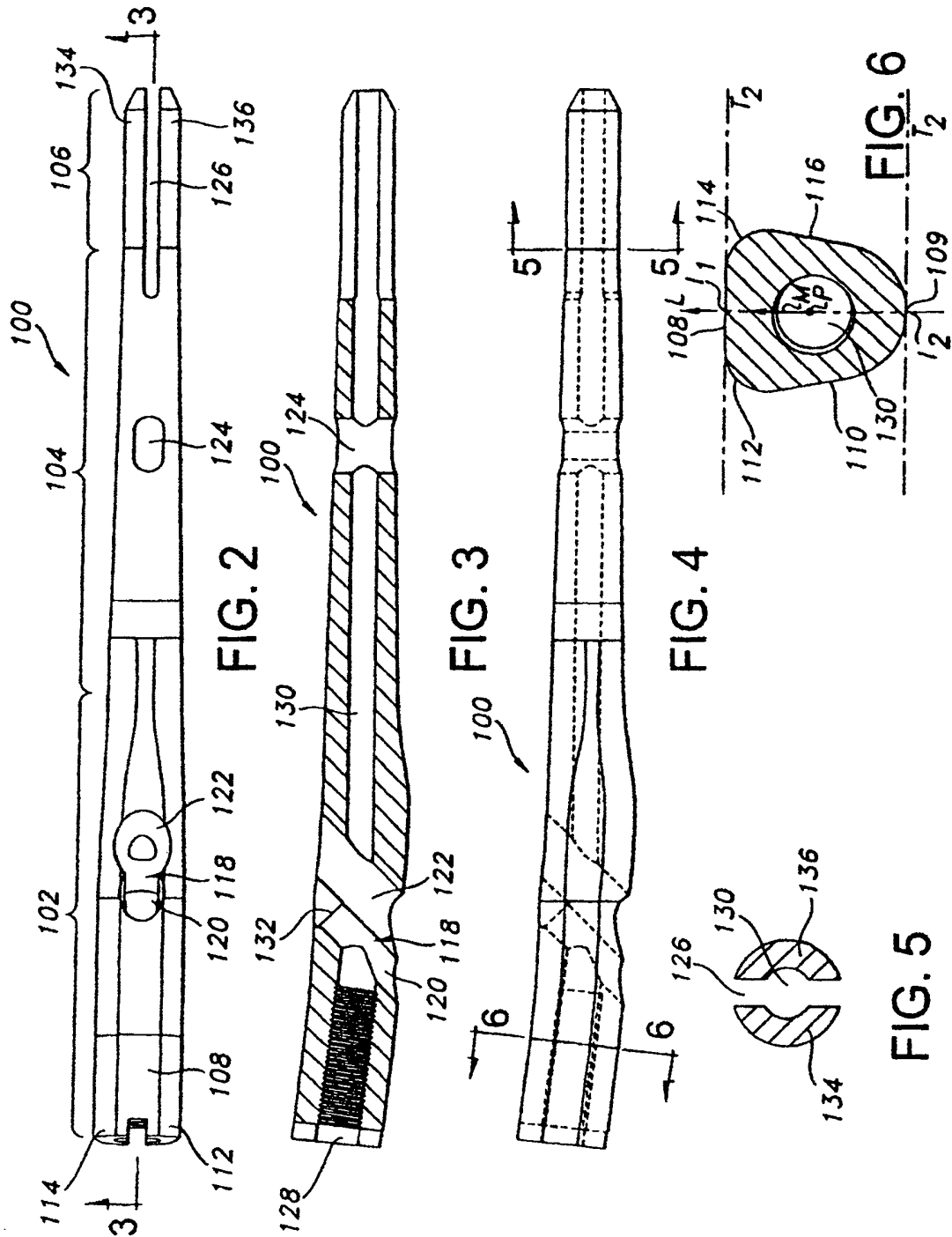
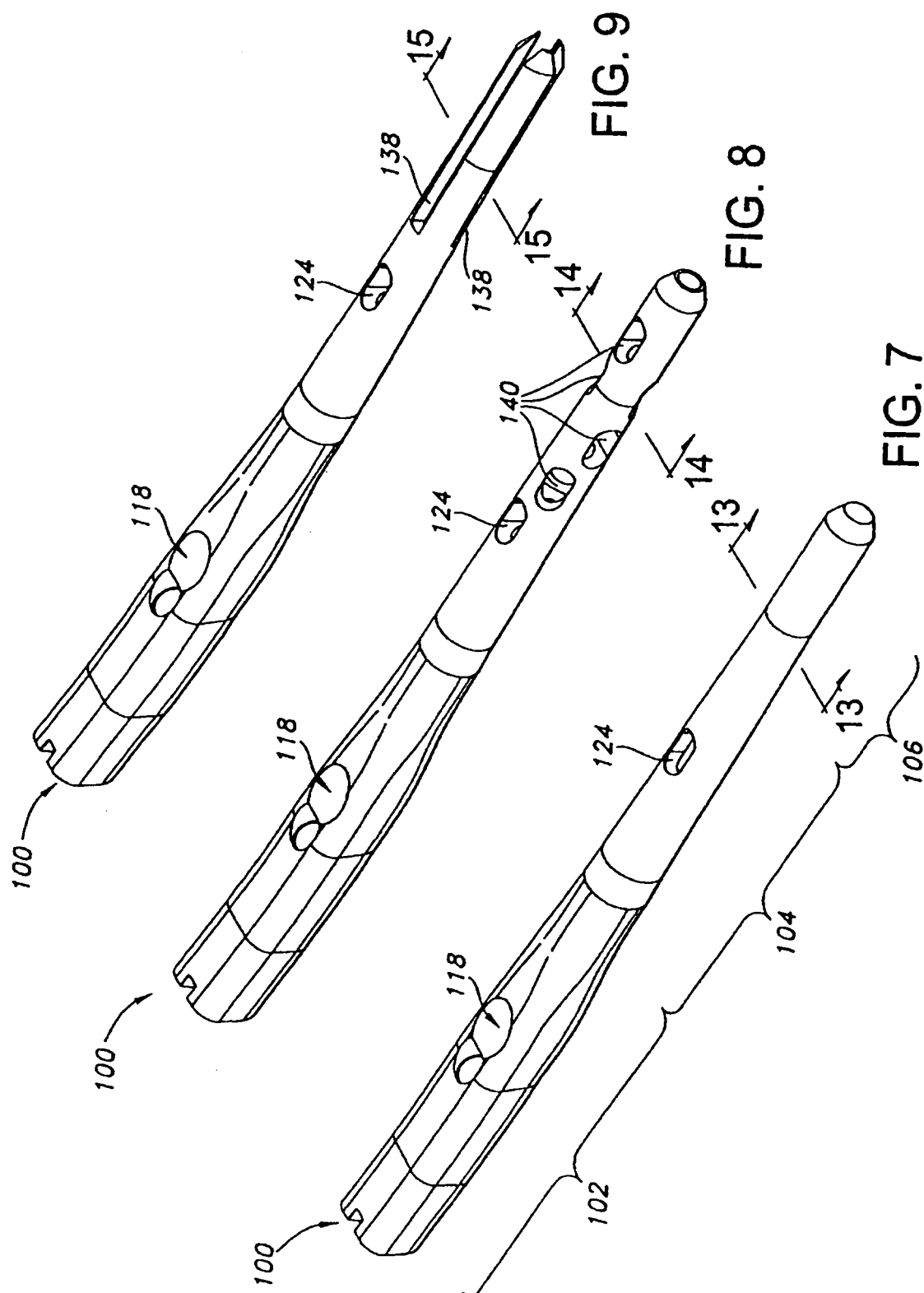
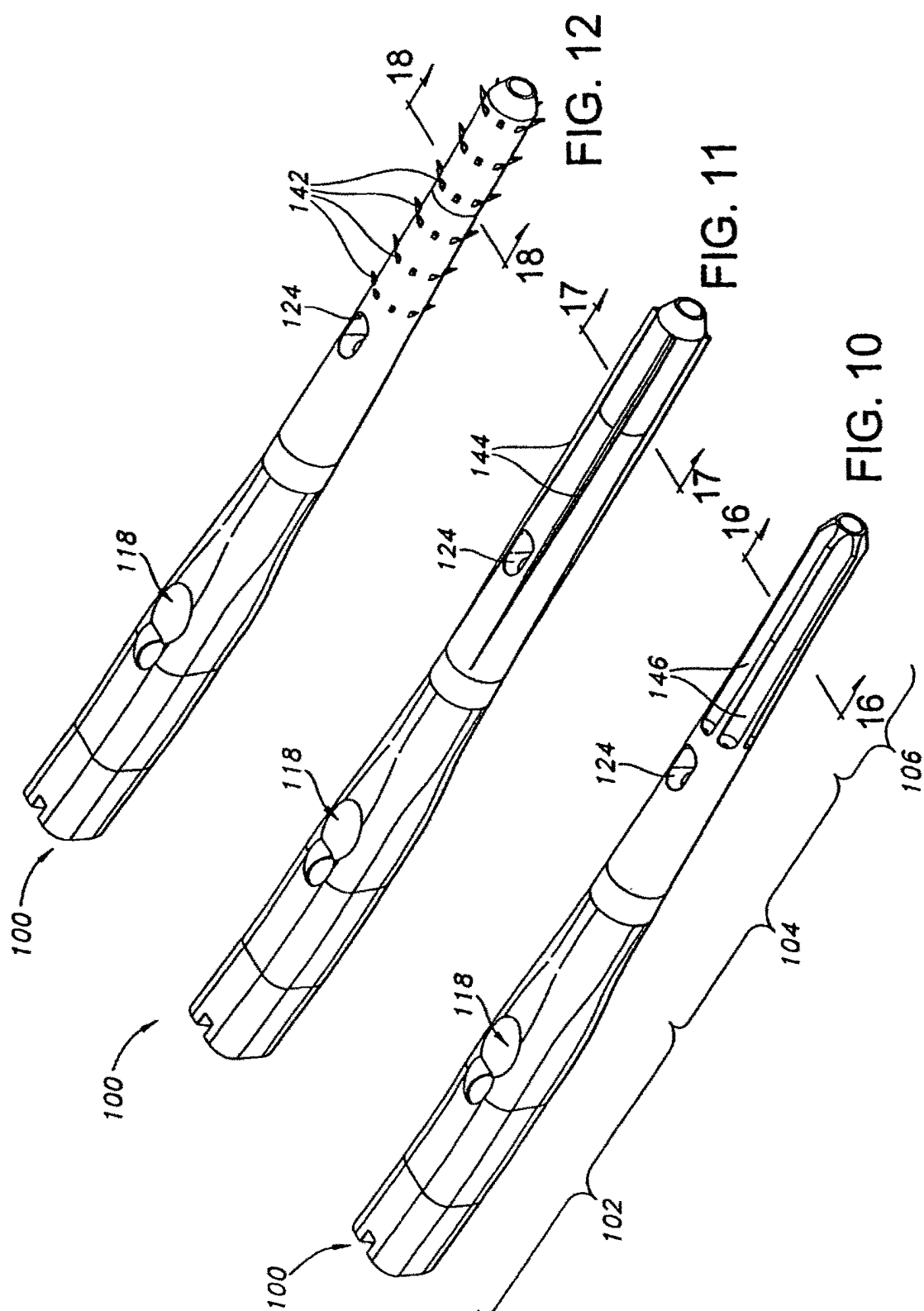


FIG. 1C







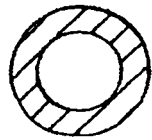


FIG. 13

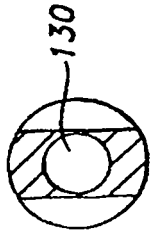


FIG. 14

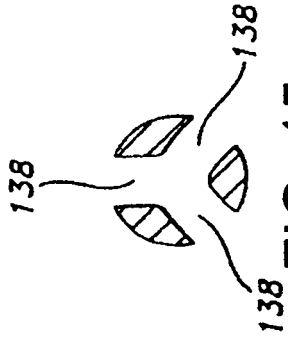


FIG. 15

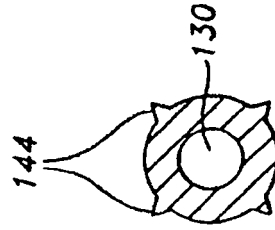


FIG. 17

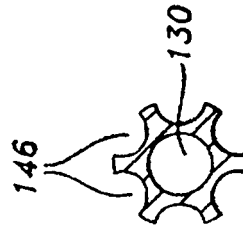


FIG. 16

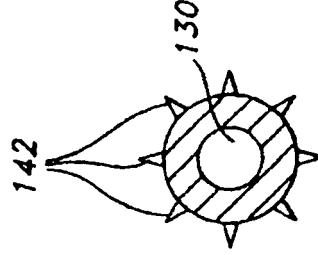


FIG. 18

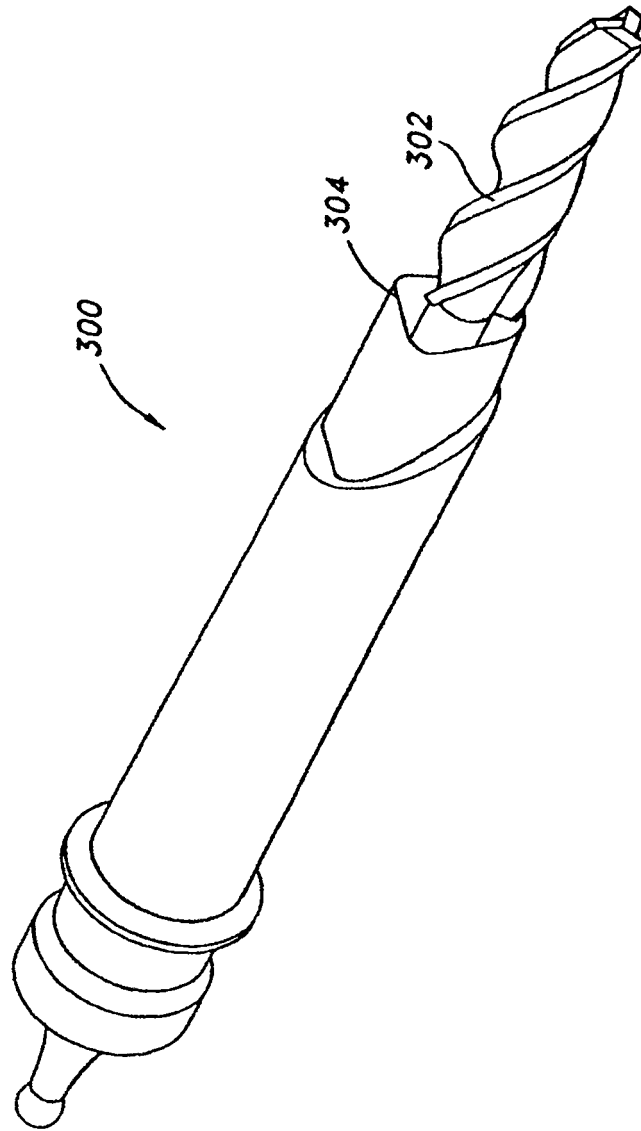


FIG. 19

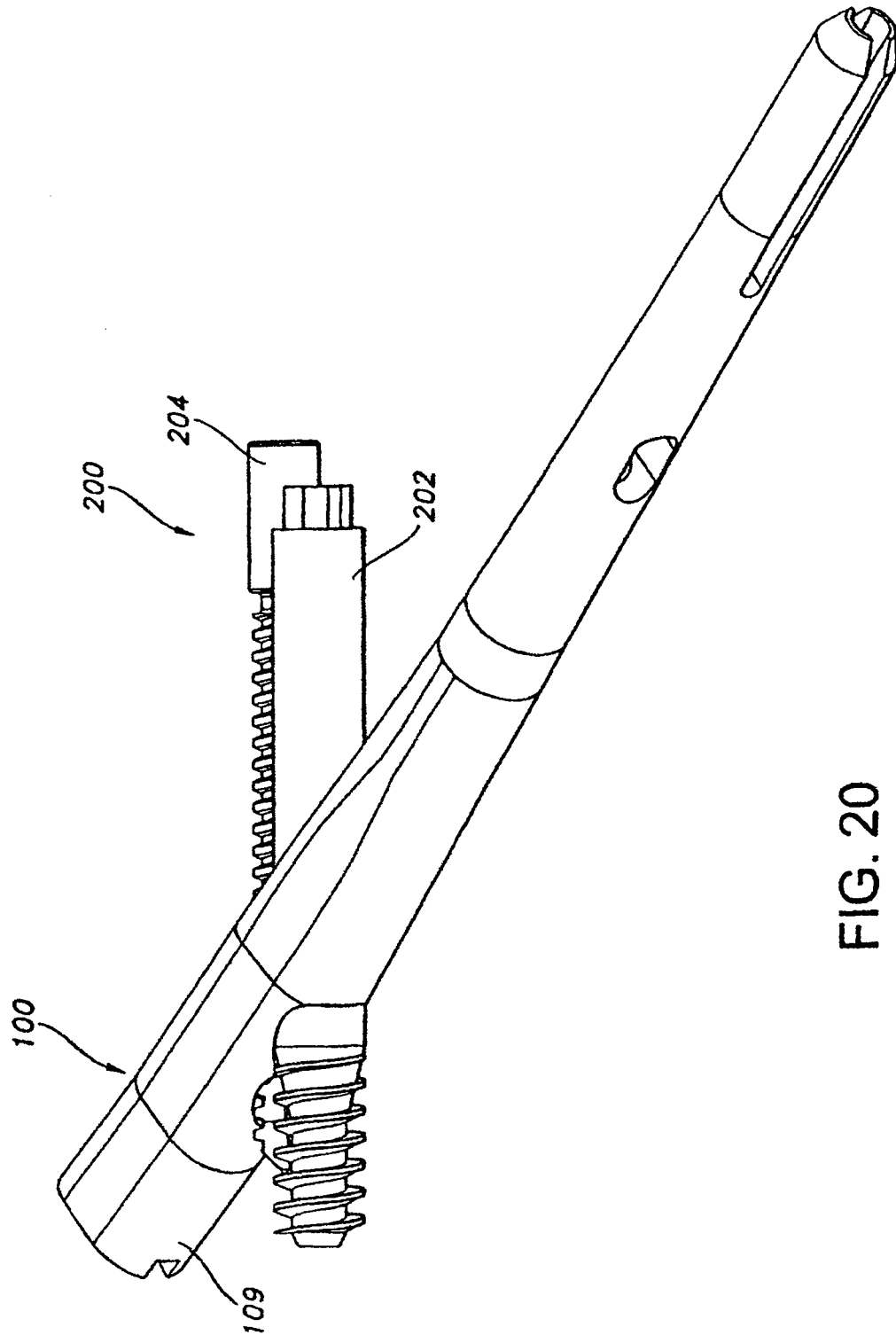
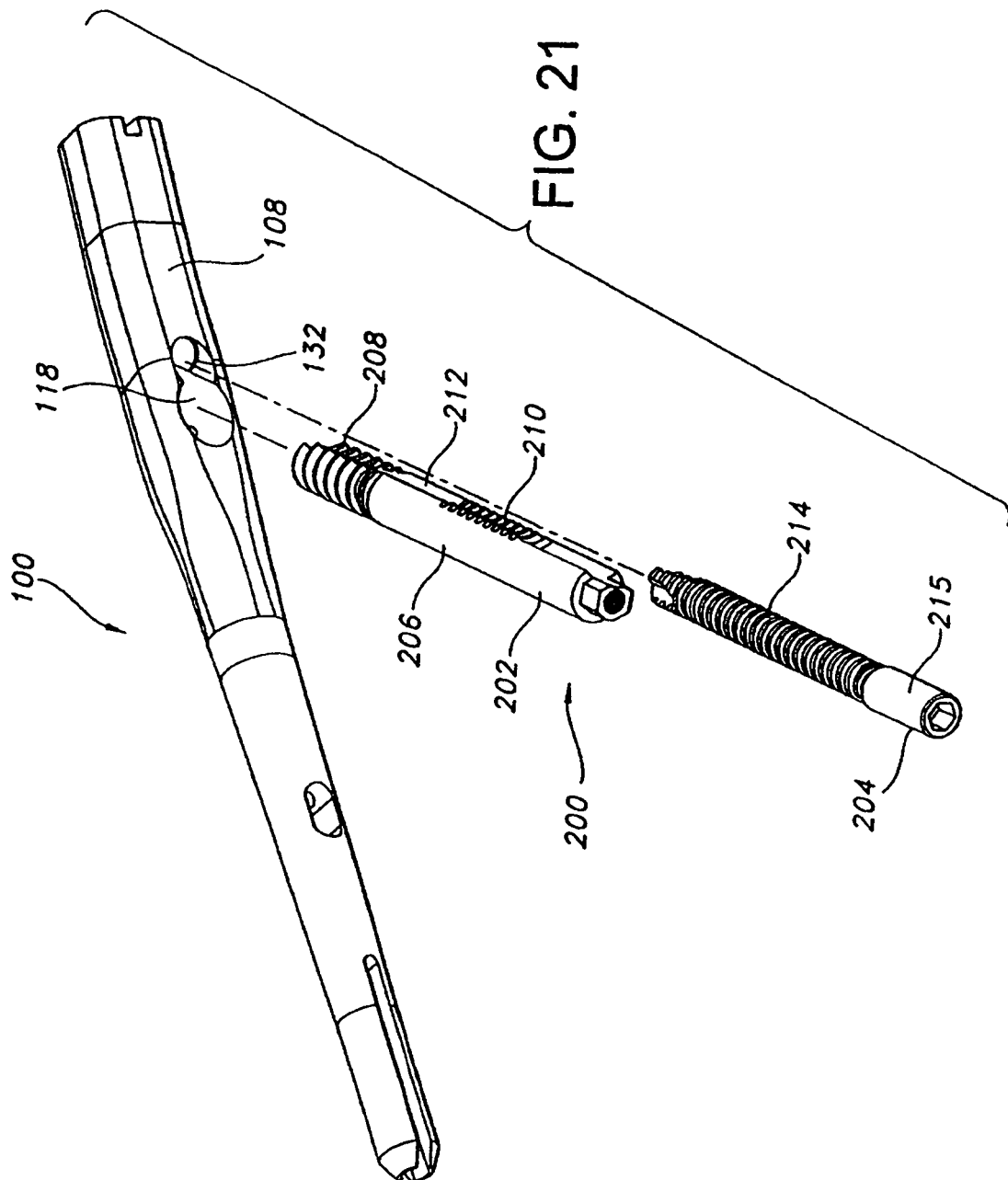
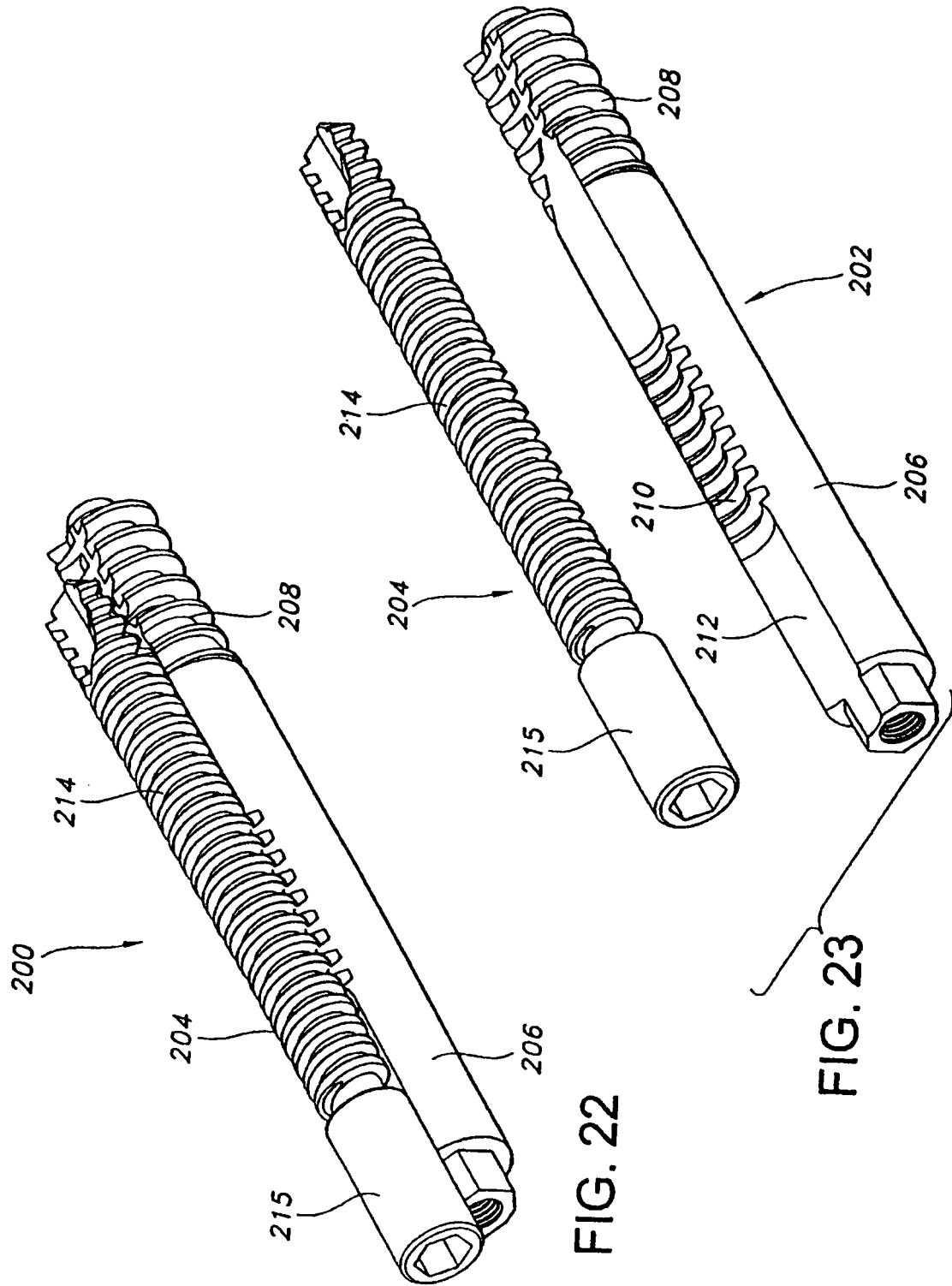


FIG. 20





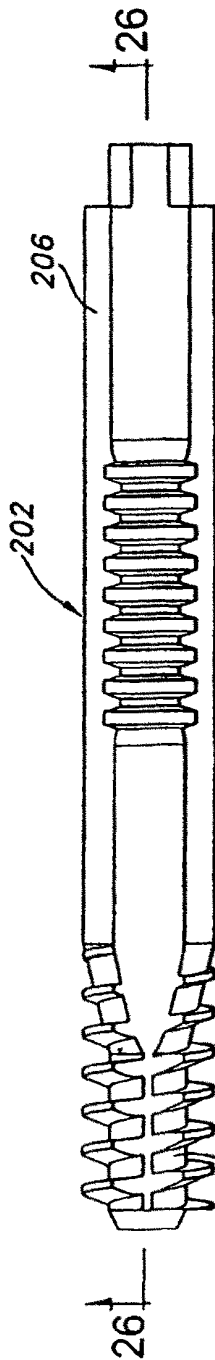


FIG. 24

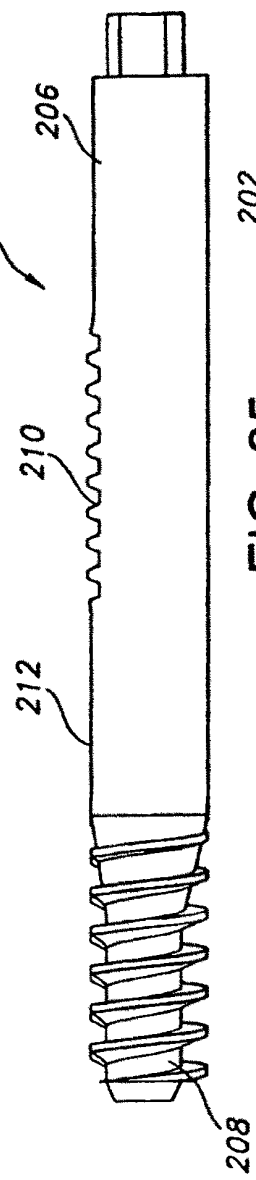


FIG. 25

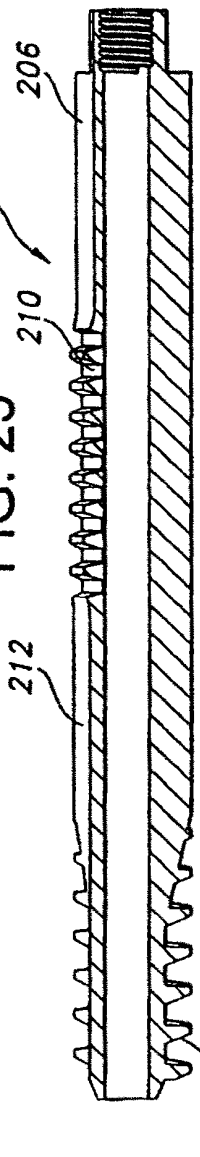


FIG. 26



FIG. 27

FIG. 28

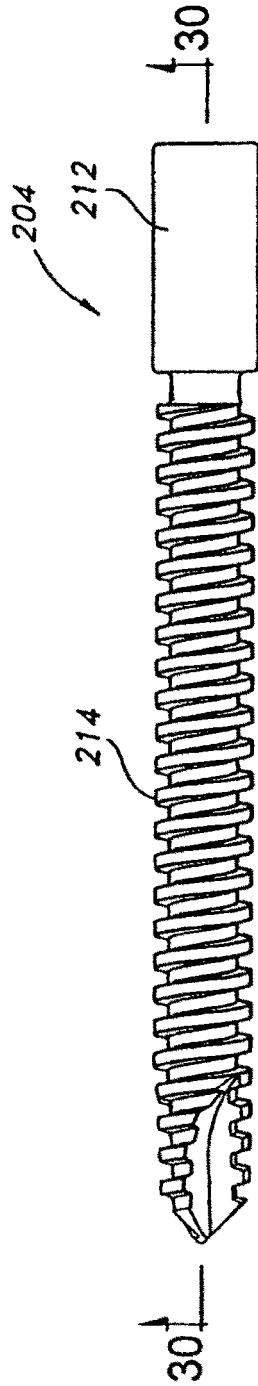


FIG. 29

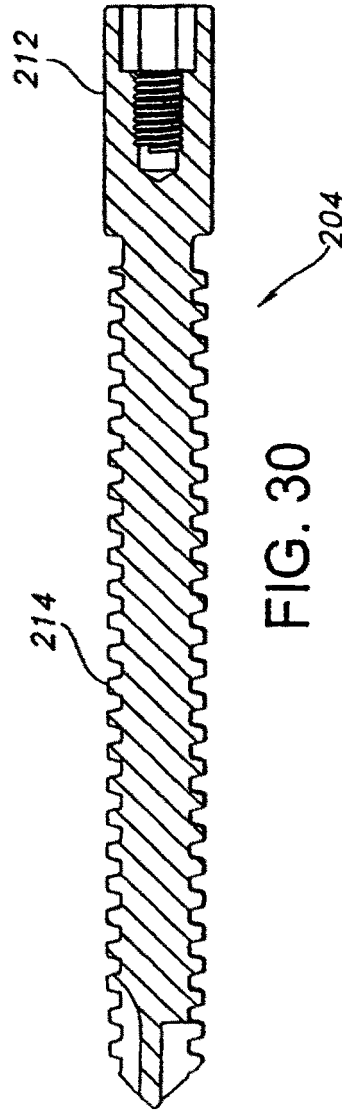


FIG. 30



FIG. 31

FIG. 32

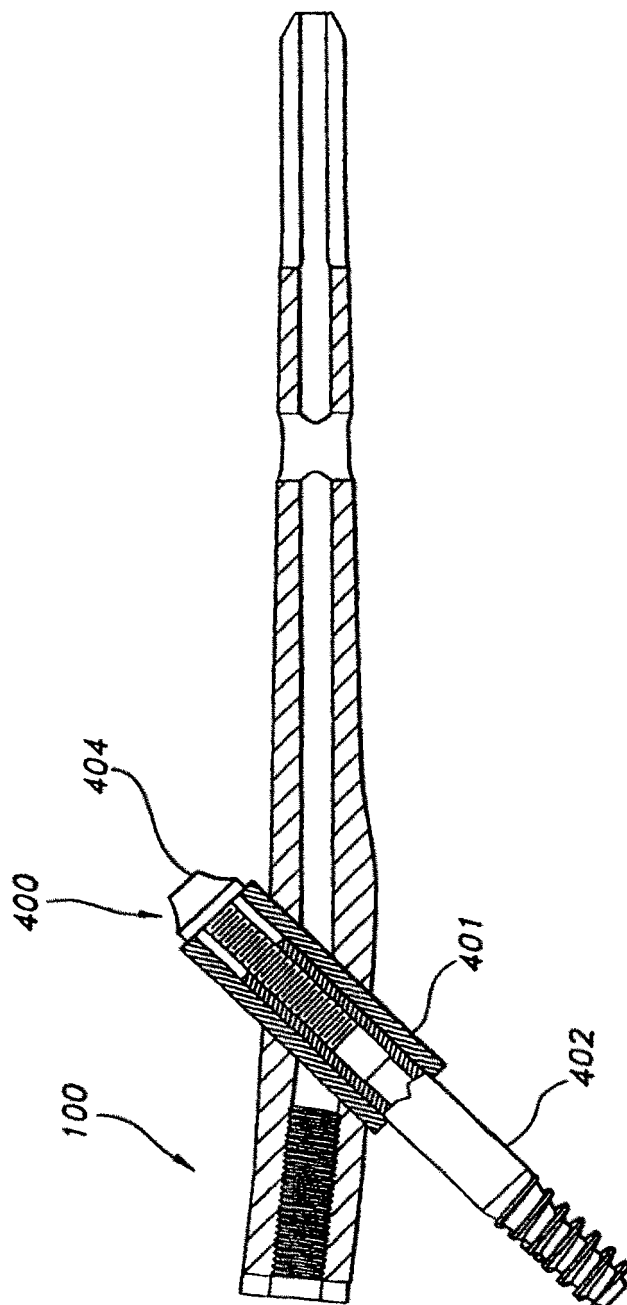


FIG. 33

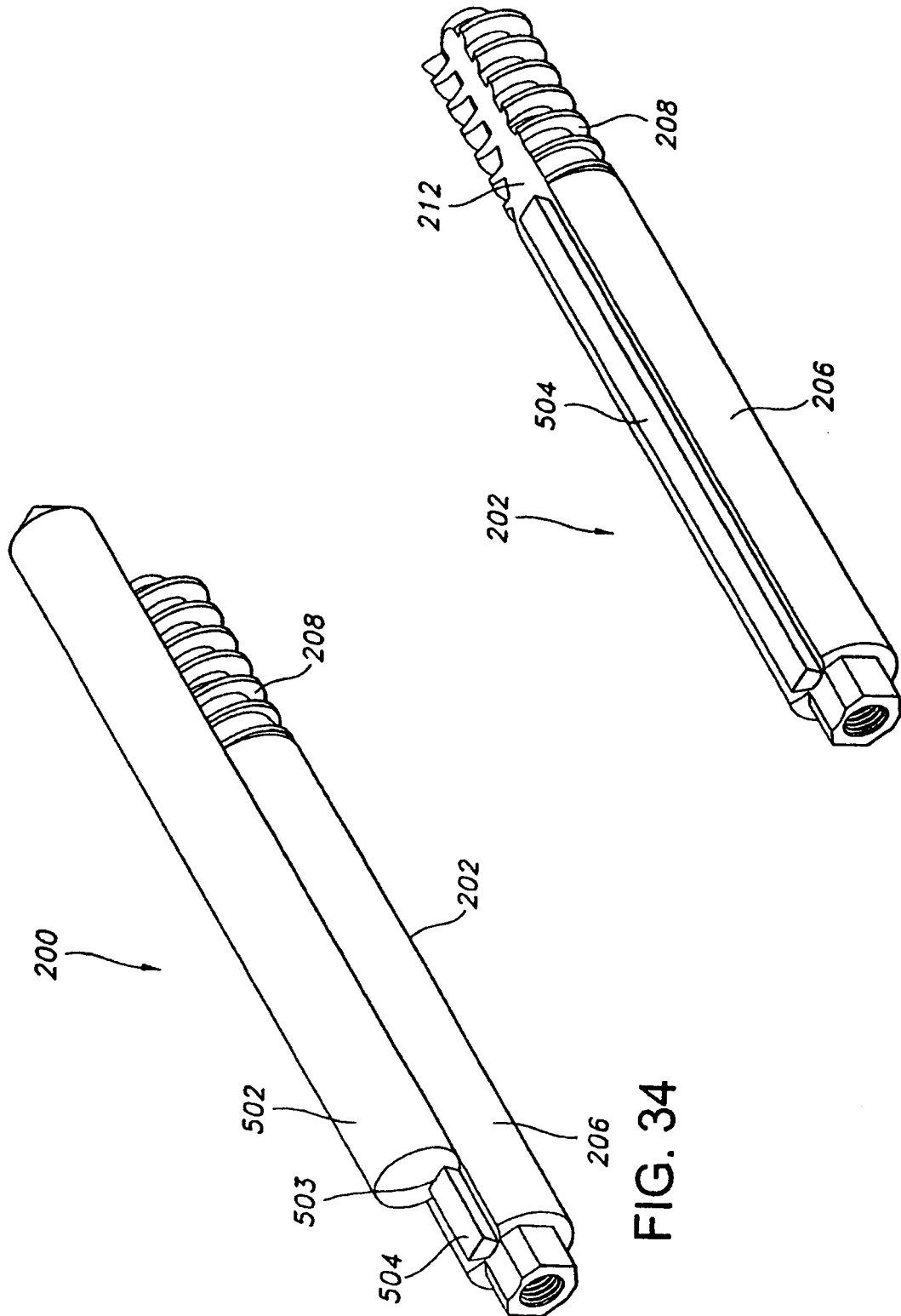
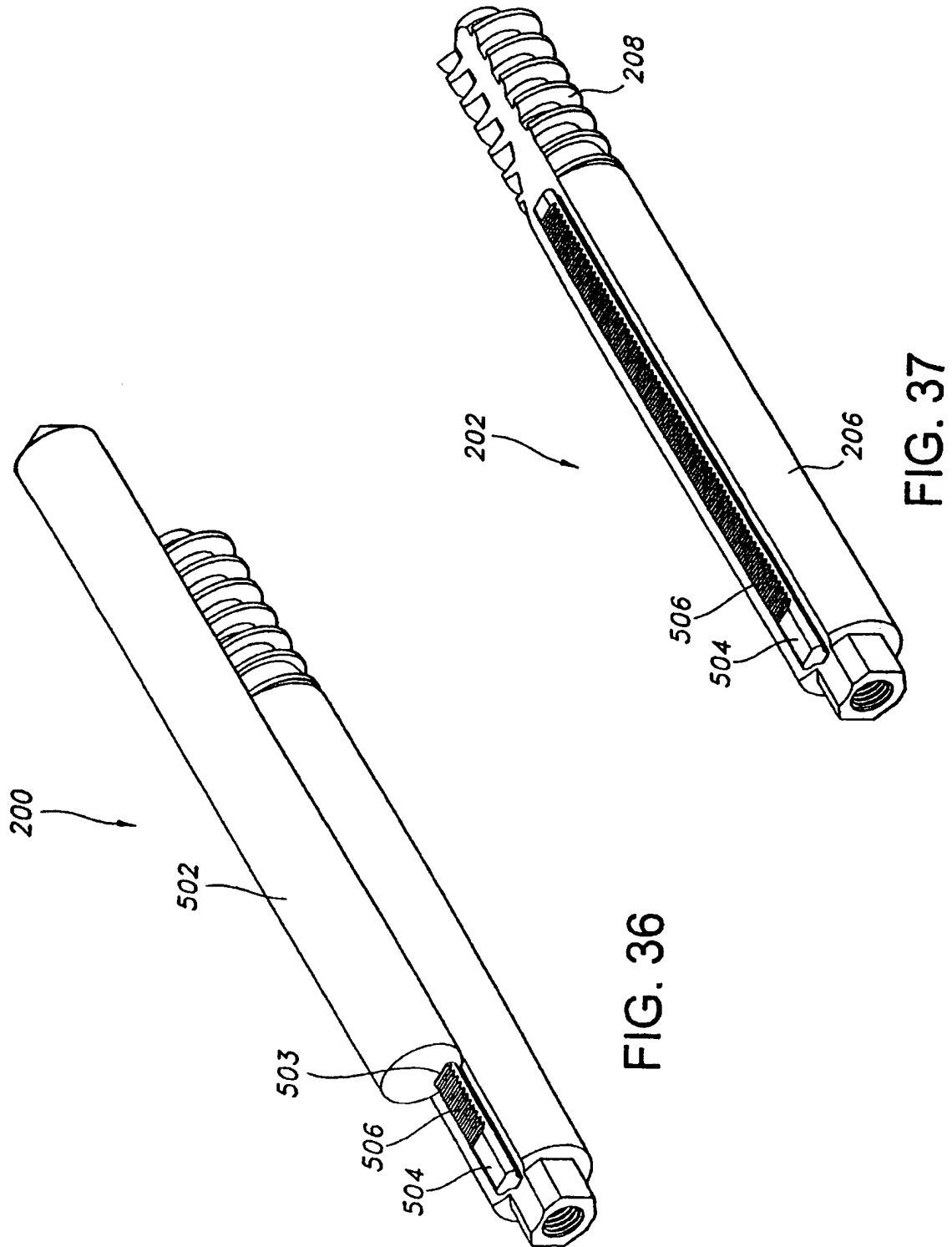
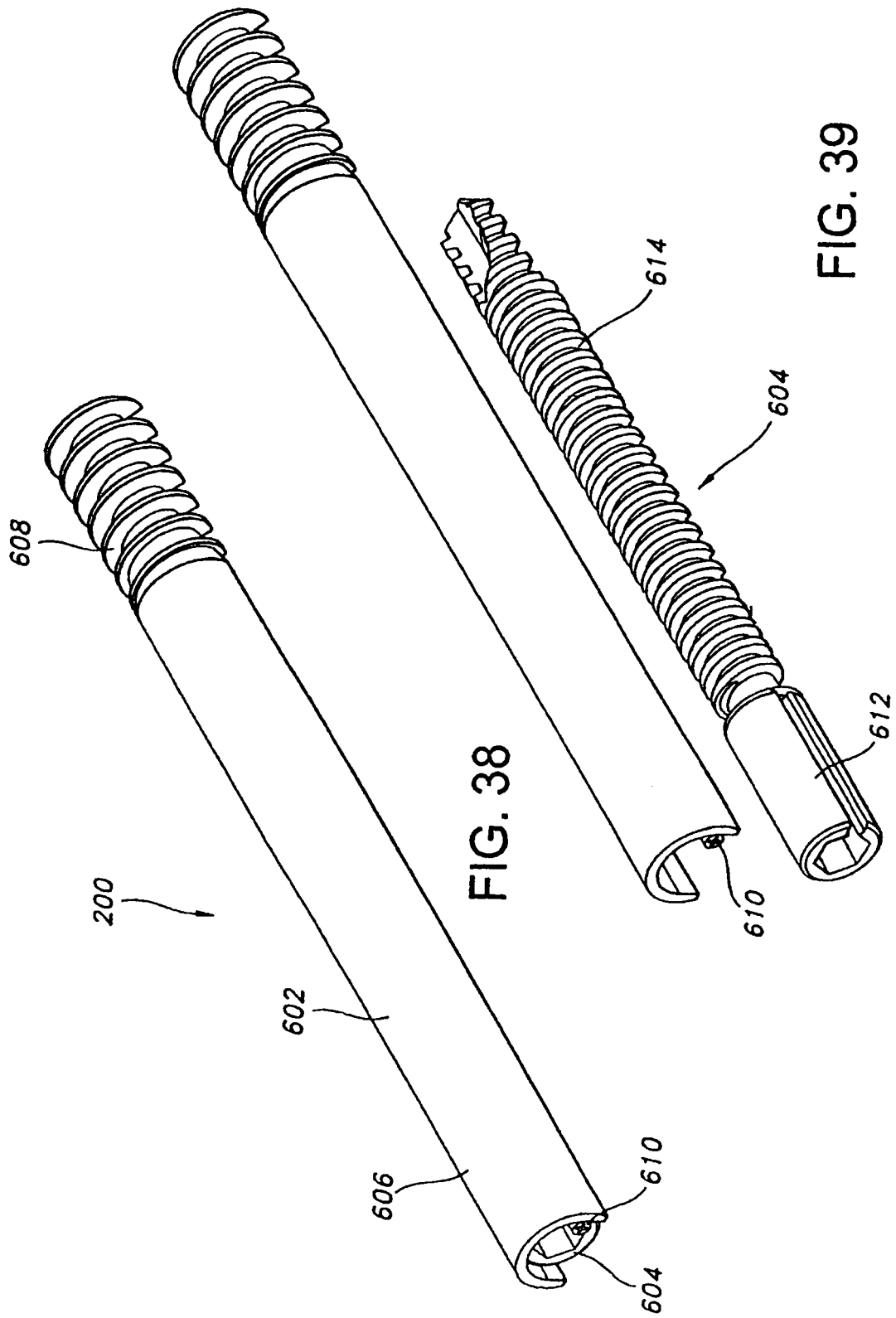
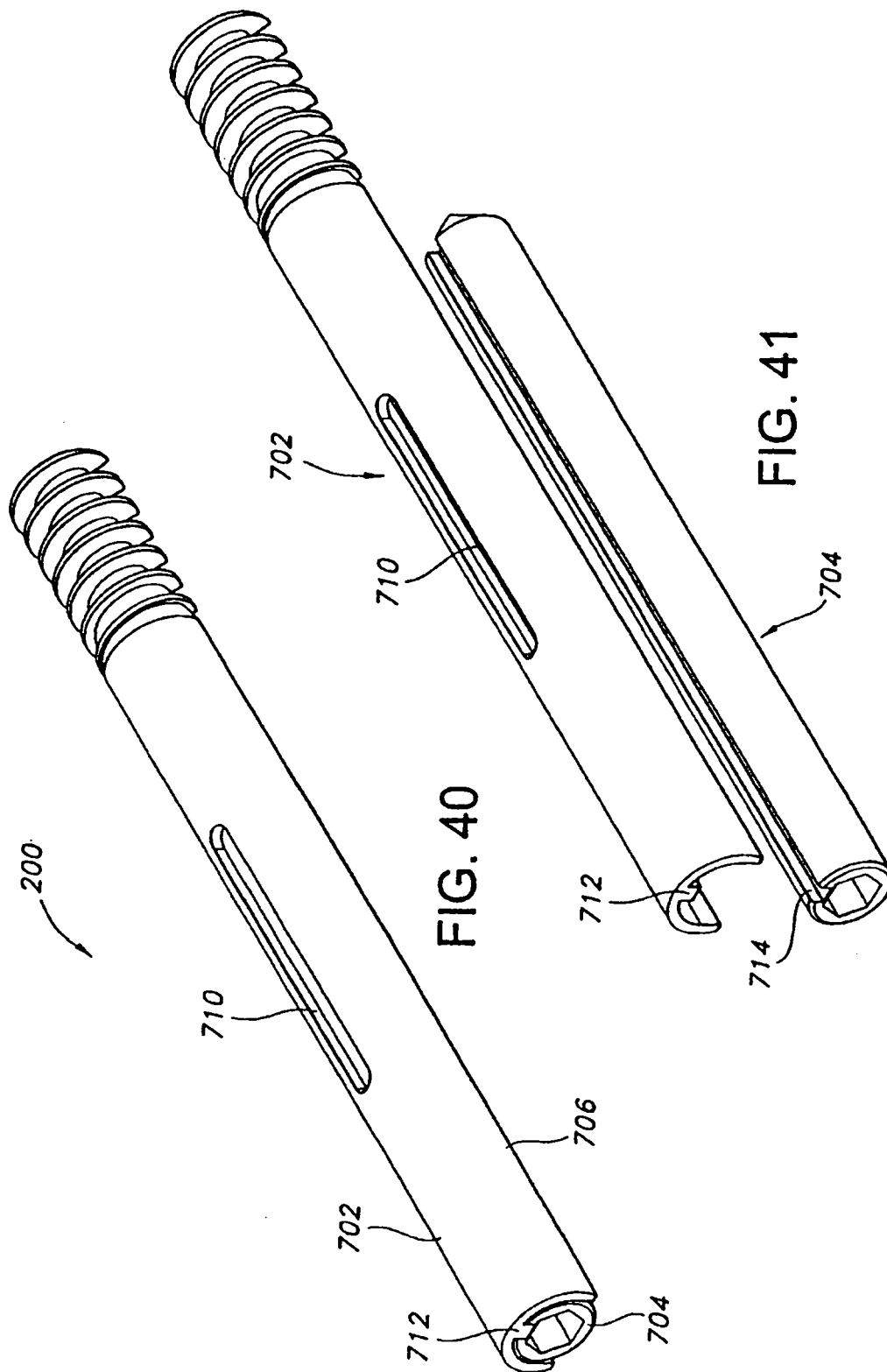


FIG. 35

FIG. 34







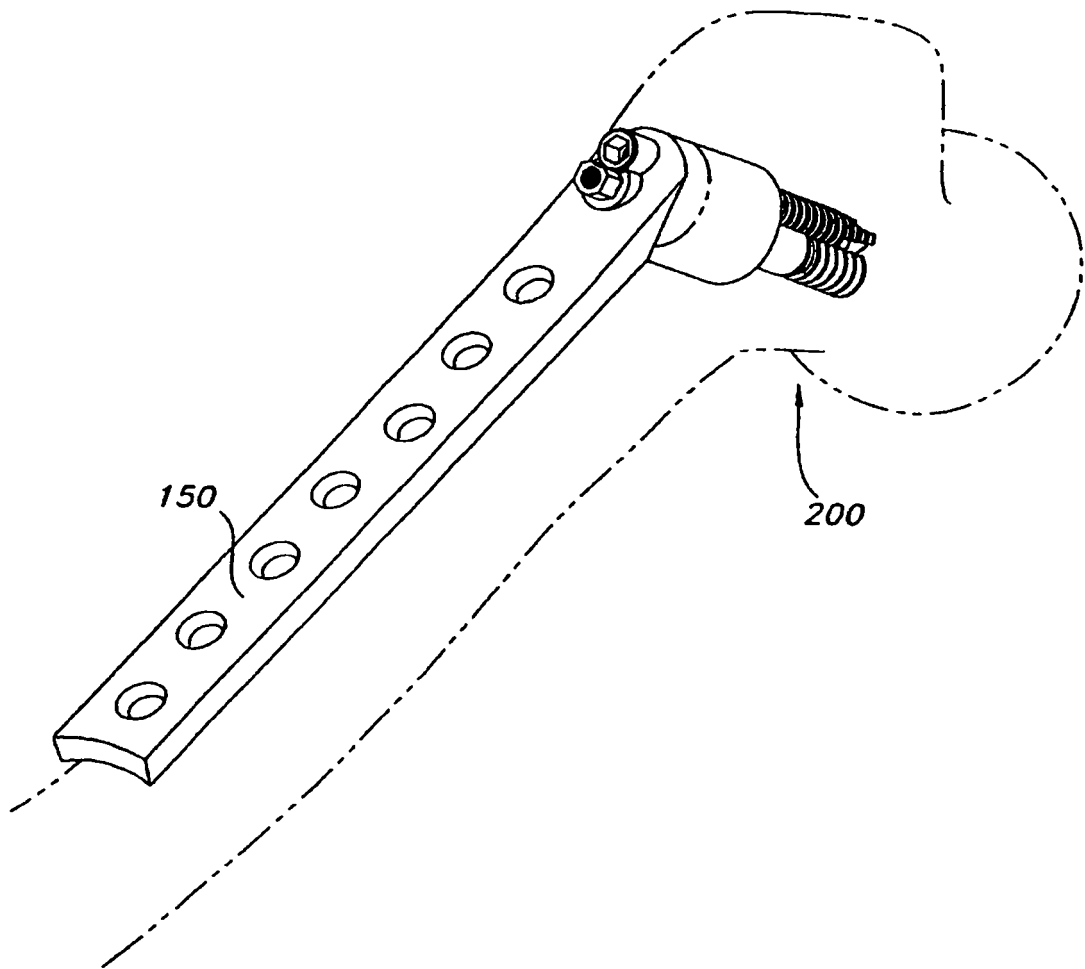


FIG. 42

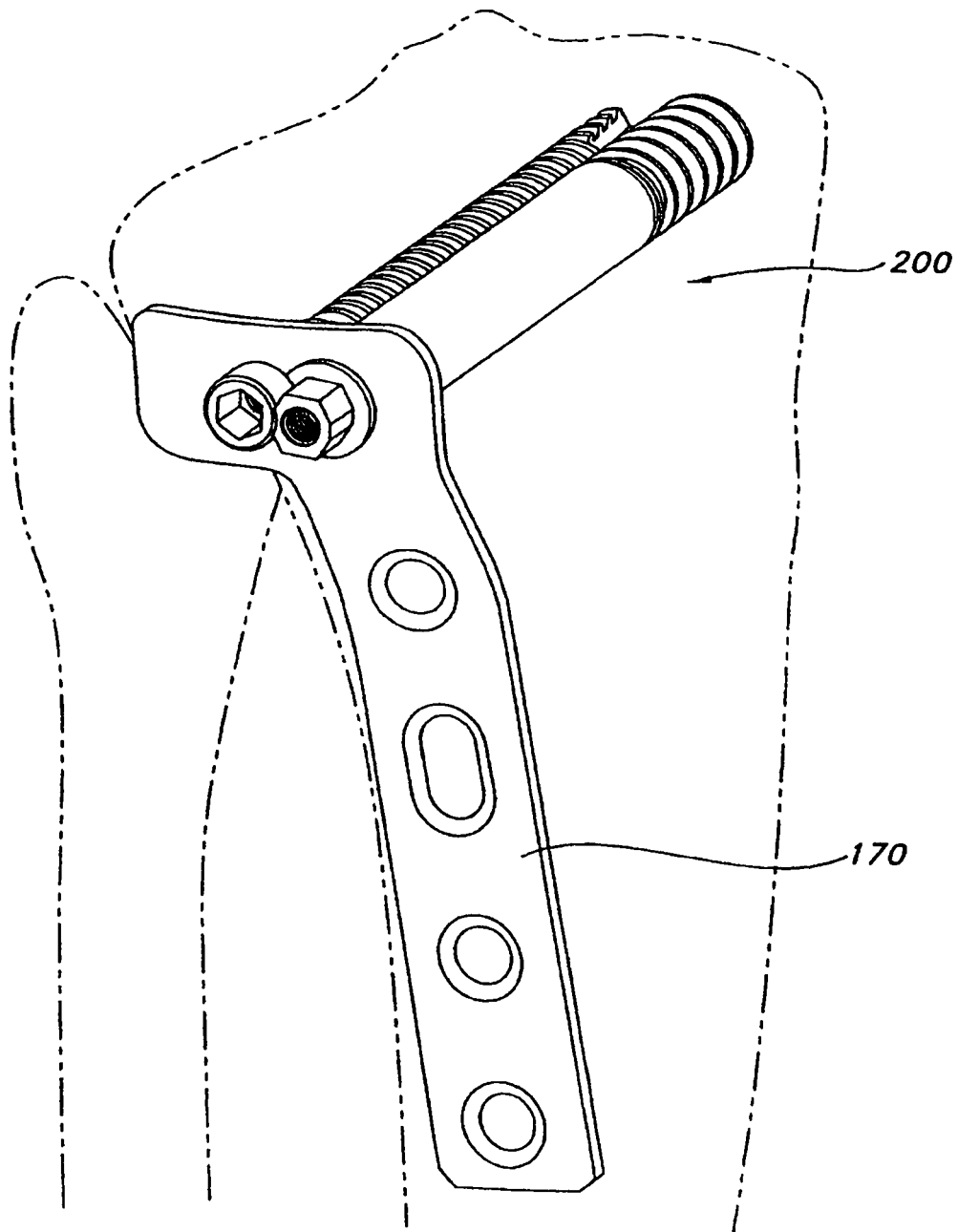


FIG. 43

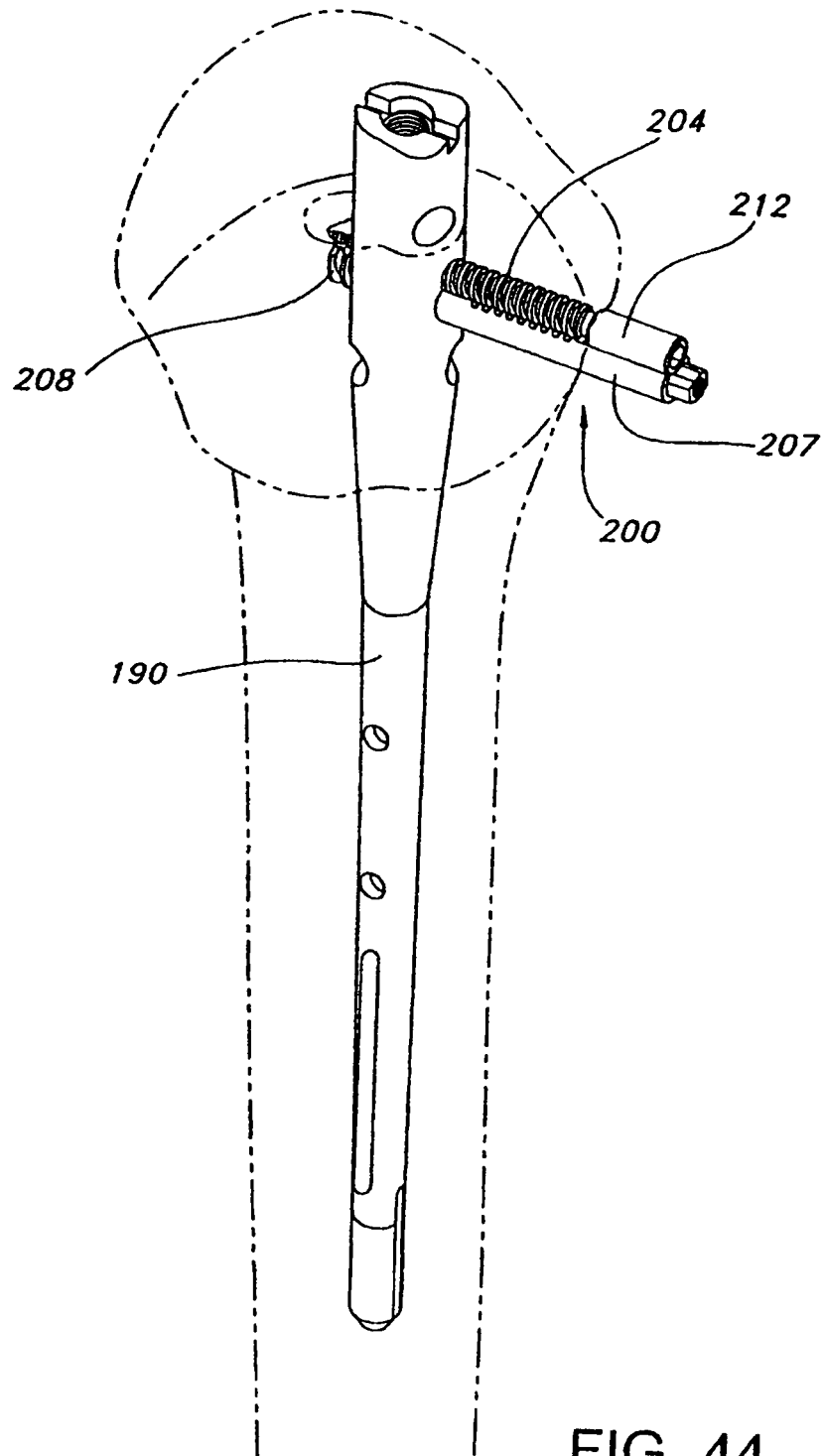


FIG. 44