



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 341 962**

51 Int. Cl.:
A61B 17/78 (2006.01)
A61B 17/80 (2006.01)
A61B 17/74 (2006.01)
A61B 17/86 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **04783442 .9**
96 Fecha de presentación : **08.09.2004**
97 Número de publicación de la solicitud: **1663038**
97 Fecha de publicación de la solicitud: **07.06.2006**

54 Título: **Conjunto de tornillo óseo y placa ortopédica.**

30 Prioridad: **08.09.2003 US 658351**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
30.06.2010

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
30.06.2010

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

72 Inventor/es: **Ferrante, Joseph y**
Mines, Angela

74 Agente: **Martín Santos, Victoria Sofía**

ES 2 341 962 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

Conjunto de tornillo óseo y placa ortopédica.

5 **Campo de la invención**

La presente invención se refiere a un aparato de acuerdo con el preámbulo de la reivindicación 1. Tal aparato es conocido del documento US-A-5.810.821. El aparato se utiliza para acoplar porciones de hueso a lo largo de una fractura y, más específicamente para un conjunto de tornillo y placa intramedular usado para tratar fracturas de huesos largos tales como el fémur, el húmero y la tibia, y diversas fracturas periarticulares de estos y otros huesos.

Antecedentes de la invención

Existe una diversidad de dispositivos utilizados para tratar fracturas del fémur, húmero, tibia, y otros huesos largos. Por ejemplo, las fracturas del cuello y cabeza femorales, y de la región intertrocanterea han sido tratadas con éxito con una diversidad de conjuntos de tornillo de compresión, que incluyen generalmente una placa de compresión que tiene un miembro de barril, un tirafondo y un tornillo de compresión. Algunos ejemplos incluyen los sistemas de tornillo de cadera de compresión AMBI® y CLASSIC™, ofrecidos por Smith & Nephew, Inc. En tales sistemas, la placa de compresión se asegura sobre el exterior del fémur, y el miembro de barril se inserta en un orificio pretaladrado en la dirección de la cabeza femoral. El tirafondo tiene un extremo roscado, u otro mecanismo para acoplarse con el hueso, y una porción lisa. El tornillo roscado se inserta a través del miembro de barril de modo que se extiende a lo largo de la rotura y en la cabeza femoral. La porción roscada se acopla con la cabeza femoral. El tornillo de compresión conecta el tirafondo con la placa. Ajustando la tensión del tornillo de compresión, la compresión (reducción) de la fractura se puede variar. La porción lisa del tirafondo desliza libremente a través del miembro de barril para permitir el ajuste del tornillo de compresión. Algunos montajes del estado de la técnica anterior utilizan múltiples tornillos para evitar la rotación del tirafondo con relación a la placa de compresión y el miembro de barril, y asimismo evitan la rotación de la cabeza femoral sobre el tirafondo.

Los clavos intramedulares y otras estructuras de estabilización en combinación con tirafondos u otros conjuntos de tornillos se han utilizado con éxito para tratar fracturas del fémur, húmero, tibia y otros huesos largos igualmente. Una aplicación significativa de tales dispositivos ha sido el tratamiento de fracturas femorales. Uno de tales sistemas de clavos es el IMHS® ofrecido por Smith & Nephew, Inc., y cubierto al menos en parte por la patente número US 5.032.125 y diversas patentes internacionales relacionadas. Otras patentes seminales en el campo incluyen las patentes norteamericanas 4.827.917, 5.167.663, 5.312.406, y 5.562.666, todas ellas asignadas a Smith & Nephew, Inc. y la patente número US 5.810.821 de Biomet, Inc. Un clavo intramedular del estado de la técnica anterior típico puede tener una o más aberturas transversales a través de su extremo distal para permitir que tornillos o clavijas óseas distales sean atornillados o introducidos de otro modo a través del fémur en el extremo distal del clavo intramedular. Esto se denomina "bloqueo" y asegura 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 tirafondo sea atornillado o insertado de otro modo a través del extremo proximal del clavo intramedular y en el fémur. El tirafondo se ubica a través de la rotura en el fémur y una porción terminal del tirafondo se acopla con la cabeza femoral. Un clavo intramedular puede utilizarse asimismo para tratar fracturas de la diáfisis del fémur u otros huesos largos.

Al igual que con los sistemas de tornillo de cadera de compresión, los sistemas de clavo intramedular se diseñan a veces para permitir que tornillos de compresión y/o tirafondos deslicen a través del clavo y permitir así el contacto entre los fragmentos de hueso. El contacto resultante de la compresión deslizando facilita una curación más rápida en algunas circunstancias. En algunos sistemas, se utilizan dos tornillos separados (o un tornillo y una clavija separada) con el fin, entre otras cosas, de evitar la rotación de la cabeza femoral con relación al resto del fémur, para evitar la penetración de un tornillo individual más allá de la cabeza femoral, y para evitar que un tornillo individual desgarse a través de la cabeza y el cuello femorales. Cuando se utiliza un tornillo o una clavija adicionales, sin embargo, las fuerzas desiguales aplicadas a los tornillos o clavijas separados pueden provocar que los tornillos o clavijas separados sean presionados contra los lados de los orificios a través de los cuales se pretende que deslicen los tornillos o clavijas separados. Esto puede dar como resultado una ligadura, lo que reduce el deslizamiento de los tornillos o clavijas a través del clavo. A la inversa, de la excesiva compresión de la cabeza femoral hacia o en la posición de fractura puede surgir un problema. En casos extremos, una compresión deslizando excesiva puede provocar que la cabeza femoral sea comprimida totalmente al interior de la región trocanterea del fémur.

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

La porción más dura, generalmente externa, de un hueso típico se denomina hueso cortical. El hueso cortical es habitualmente un material de soporte de carga, estructuralmente adecuado para soportar un implante. Una sección transversal de un hueso largo que muestra la forma anatómica típica de hueso cortical revela generalmente un anillo no circular de hueso cortical que rodea un canal medular. Por consiguiente, el canal medular presenta generalmente una sección transversal no circular. Los clavos intramedulares del estado de la técnica anterior, sin embargo, son habitualmente de sección transversal redonda o cuadrada, y por lo tanto no son consistentes anatómicamente con el hueso cortical o el canal medular. Algunos han abordado este problema escariando el canal medular del hueso con un

ES 2 341 962 T3

escariador redondo con el fin de provocar que el clavo ajuste en el hueso cortical. Esta aproximación, sin embargo, puede retirar porciones significativas de hueso cortical sano.

5 El problema de proporcionar una relación física efectiva de soporte de carga entre un implante y un hueso cortical en el fémur proximal ha sido abordada en el estado de la técnica de los dispositivos de implante de cadera. Se han desarrollado diversos tallos de cadera que presentan generalmente secciones transversales no circulares a lo largo de su longitud, con el fin de ajustar mejor el hueso cortical anatómicamente conformado del fémur proximal, y por ello distribuir la carga de manera más homogénea y efectiva entre el tallo y el hueso. Sin embargo, ninguno de estos tallos de cadera han sido incorporados en un clavo o configurados para aceptar un tornillo o tornillos útiles para reparar
10 sustancialmente todas las porciones del hueso tratado. Por el contrario, los tallos de cadera de manera general han sido considerados como un dispositivo para reemplazar porciones de un hueso largo, y diseñados y utilizados a este efecto. Por ejemplo, la aplicación típica de un tallo de cadera incluye retirar completamente una cabeza y cuello femorales, implantar un tallo de cadera, y utilizar el tallo de cadera para soportar una cabeza femoral artificial.

15 En resumen, y sin limitación, lo anterior muestra algunas de las desventajas del estado de la técnica en este campo.

Resumen de la invención

20 La invención se define en la reivindicación 1. Modos de realización preferidos se definen las reivindicaciones 2-7. Otros modos de realización descritos aquí no pertenecen al ámbito para lo cual se busca protección.

Declaración de la invención

25 Por consiguiente, la presente invención proporciona un aparato para tratar fracturas óseas como se define en la reivindicación 1.

Un modo de realización preferido de la presente invención proporciona un aparato caracterizado además porque la estructura de estabilización es una placa de compresión.

30 Asimismo preferiblemente, modos de realización de la presente invención proporcionan un aparato caracterizado además porque la estructura de estabilización es una placa periarticular.

35 Más preferiblemente, modos de realización de la presente invención proporcionan un aparato caracterizado además porque el miembro de compresión está adaptado, cuando se ajusta, para aplicar tensión al miembro de acoplamiento y por lo tanto aplicar compresión entre la primera porción de hueso y la segunda porción de hueso.

40 Todavía más preferiblemente, modos de realización de la presente invención proporcionan un aparato caracterizado además porque el miembro de compresión está anidado al menos parcialmente con una porción del miembro de acoplamiento.

45 Todavía aún más preferiblemente, modos de realización de la presente invención proporcionan un aparato caracterizado además porque el miembro de compresión incluye una porción roscada, y el miembro de acoplamiento incluye una porción roscada adaptada para cooperar con la porción roscada del miembro de compresión con el fin de controlar el deslizamiento del miembro de acoplamiento en la abertura transversal de la estructura de estabilización.

50 Asimismo preferiblemente, modos de realización de la presente invención proporcionan un aparato caracterizado además porque la abertura transversal es asimétrica en sección transversal e incluye una primera porción adaptada para recibir al menos parte del miembro de acoplamiento y una segunda porción adaptada para recibir al menos parte del miembro de compresión.

Breve descripción de los dibujos

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

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

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

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

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

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

65 La fig. 3 es una vista en sección transversal del clavo intramedular de la fig. 2 tomada a lo largo de la línea 3-3.

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

ES 2 341 962 T3

La fig. 5 es una vista en sección transversal del clavo intramedular de la fig. 4 tomada a lo largo de la línea 5-5.

La fig. 6 es una sección transversal del clavo intramedular de la fig. 4 tomada a lo largo de la línea 6-6.

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

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

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

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

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

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

La fig. 13 es una vista en sección transversal del clavo intramedular de la fig. 7 tomada a lo largo de la línea 13-13.

La fig. 14 es una vista en sección transversal del clavo intramedular de la fig. 8 tomada a lo largo de la línea 14-14.

20 La fig. 15 es una vista en sección transversal del clavo intramedular de la fig. 9 tomada a lo largo de la línea 15-15.

La fig. 16 es una vista en sección transversal del clavo intramedular de la fig. 10 tomada a lo largo de la línea 16-16.

25 La fig. 17 es una vista en sección transversal del clavo intramedular de la fig. 11 tomada a lo largo de la línea 17-17.

30 La fig. 18 es una vista en sección transversal del clavo intramedular de la fig. 12 tomada a lo largo de la línea 18-18.

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

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

35 La fig. 21 es una vista en despiece del dispositivo intramedular y del conjunto de fijación mostrado en la fig. 20.

La fig. 22 es una vista en perspectiva del conjunto de fijación mostrado en la fig. 20.

40 La fig. 23 es una vista en despiece del conjunto de fijación de la fig. 20.

La fig. 24 es una vista en alzado del miembro de acoplamiento del conjunto de fijación de la fig. 23.

La fig. 25 es una vista lateral del miembro de acoplamiento de la fig. 24.

45 La fig. 26 es una vista en sección transversal del miembro de acoplamiento de la fig. 24 tomada a lo largo de la línea 26-26.

La fig. 27 es una vista posterior de un extremo del miembro de acoplamiento de la fig. 24.

50 La fig. 28 es una vista posterior del otro extremo del miembro de acoplamiento de la fig. 24.

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

55 La fig. 30 es una vista en sección transversal del dispositivo de compresión de la fig. 29 mostrado a través de la línea 30-30.

La fig. 31 es una vista posterior de un extremo del dispositivo de compresión de la fig. 29.

60 La fig. 32 es una vista posterior del otro extremo del dispositivo de compresión de la fig. 29.

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

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

65 La fig. 35 es una vista en perspectiva del tirafondo del conjunto de fijación de la fig. 34.

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

ES 2 341 962 T3

La fig. 37 es una vista en perspectiva del tirafondo del conjunto de fijación de la fig. 36.

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

5 La fig. 39 es una vista en despiece del conjunto de fijación de la fig. 38.

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

10 La fig. 41 es una vista en despiece del conjunto de fijación de la fig. 40.

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

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

15 La fig. 44 es una vista en perspectiva de un dispositivo utilizado en el contexto de la reparación humeral en una articulación de hombro.

Descripción detallada

20

El aparato de esta invención busca proporcionar un tratamiento mejorado de las fracturas de fémur. Las figs. 1-6 ilustran diversas vistas de un clavo intramedular 100. El clavo intramedular 100 tiene un orificio longitudinal 130 a todo lo largo para contribuir a su inserción en el hueso. El clavo intramedular 100 tiene una sección proximal 102, una sección de transición 104 y una sección distal 106.

25

La sección proximal 102 de la estructura particular mostrada en las figs. 1-6 presenta preferiblemente un perfil inspirado anatómicamente que corresponde más aproximadamente con un hueso cortical típico. Una versión de tal perfil se muestra en la vista en sección transversal de la sección proximal 102 de la fig. 6. La sección transversal particular de la sección proximal 102 mostrada en la fig. 6 es generalmente no circular a lo largo de al menos algunas porciones de su longitud, y tiene un lado lateral o aspecto 108 que es mayor que un lado medial o aspecto 109. El lado lateral 108 y el lado medial 109 se unen por un primer lado 110 y un segundo lado 116. En la intersección del primer lado 110 con el lado lateral 108 se encuentra una primera esquina redondeada 112 y en la intersección del segundo lado 116 con el lado lateral 108 se halla una segunda esquina redondeada 114. El primer lado 110, el segundo lado 116 y el lado lateral 108 son de aproximadamente la misma longitud. El primer lado 110 y el segundo lado 116 se orientan en ángulos agudos con relación al lado lateral 108, de modo que el lado medial 109 es menor que el lado lateral 108. Al tener el lado lateral 108 mayor que el lado medial 109 la estabilidad rotacional del clavo intramedular 100 aumenta, y la resistencia al curvado y a la torsión puede ser mejorada igualmente.

El lado medial 109 mostrado en la fig. 6 puede ser redondeado. Como se puede observar en la fig. 4, el lado medial 109 redondeando sobresale hacia fuera de la sección de transición 104 y continúa hasta el extremo proximal del clavo intramedular 100. La protuberancia del lado medial 109 corresponde a la región del espolón del fémur y mejora la homogeneidad de la distribución de carga entre el hueso y el clavo intramedular 100. Además, la geometría general en sección transversal de la sección proximal reduce las tensiones de pico en la sección proximal. Más específicamente, el modo de fallo típico de una combinación de un clavo intramedular y un conjunto de tornillo es un fallo del clavo en tensión sobre su lado lateral. La tensión se crea por el momento de curvatura inducido por la carga del peso corporal que se aplica al conjunto de tornillo. Por lo tanto, sería beneficioso para reducir la tensión en la sección proximal de un clavo incluir más material sobre el lado del clavo que está en tensión, el lado lateral, para conformar la sección transversal más eficientemente para mejorar la resistencia y robustez en el área lateral, o ambas. El diseño ilustrado en la fig. 6 alcanza este objetivo. El lado lateral 108 es más ancho que el lado medial 109, impartiendo así, al menos parcialmente, un efecto de reborde. La tensión por unidad de área inducida en el material sobre el lado lateral 108 es menor de lo que sería en el caso de que el lado lateral presentara un área en sección transversal menor, tal como el lado medial 109.

Una estructura que se beneficia del mismo principio se muestra en las figs. 1B y 1C, que ilustran un clavo intramedular 1100 con una sección transversal generalmente circular, cuya abertura 1128 generalmente circular se dispone de un modo distinto al concéntrico con la periferia de la sección transversal. En la estructura particular mostrada en estas dos figuras, la abertura descentrada 1128 está descentrada hacia el lado medial 1109, de tal modo que una porción mayor del material está disponible para asumir la carga, y reducir la tensión, sobre el lado lateral 1108. Igualmente, cualquier sección transversal que proporcione más material sobre el lado lateral de la sección reduce la tensión por unidad de área en el clavo en ese lado.

Independientemente del modo particular en el cual el material o la masa puedan ser añadidos a algunas porciones de las partes laterales de la sección transversal de la porción proximal 102, se puede añadir material y retirarlo de algunas porciones de la sección transversal con el fin de aumentar la resistencia y la robustez de las partes laterales, o ambas, el efecto se puede caracterizar como impartir un momento de inercia a la sección transversal orientada al menos parcialmente en la dirección del lado lateral o aspecto 108. En un modo de realización preferido, el momento de inercia (denotado por la letra M en la fig. 6) puede ser caracterizado como que se extiende en una dirección lateral, o al menos parcialmente hacia el aspecto o lado lateral 108 desde un punto P que está en el punto medio de una

ES 2 341 962 T3

línea L que se extiende desde la intersección 11 de esa línea con una tangente T1 al aspecto lateral 108, hasta la intersección 12 de esta línea con una tangente T2 al aspecto medial 109. Dicho de otro modo, el efecto, al menos en algunos casos, es 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, este centro puede ser un punto medio entre los bordes lateral y medial de la sección transversal. Alternativamente, este 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 al centro, refleja una resistencia adicional en partes laterales de la porción proximal 102 provocada por más masa o una masa colocada más estratégicamente en la sección transversal. En algunas estructuras, la línea L es coplanaria con el eje de la abertura transversal y coplanaria con la sección transversal, y por tanto definida por intersección de aquellos planos. Como reflejan las figs. 1A, por un lado, y 1B y 1C por el otro lado, y teniendo en mente que éstas son tan sólo dos de una miríada de estructuras que pueden impartir tal resistencia y robustez lateral adicionales, la sección transversal puede ser, aunque no necesariamente, asimétrica con respecto a uno de sus ejes al menos. Adicionalmente, la abertura longitudinal 130 se puede ubicar para compartir su eje central con el de la sección transversal, o puede estar descentrada con el fin de ayudar a impartir la resistencia lateral o para otros propósitos.

En el dispositivo particular mostrado en las figs. 1-6, el primer lado 110, el segundo lado 116 y el lado lateral 108 son planos. Alternativamente, estos lados podrían ser redondeados o no planos de otro modo. En el modo de realización mostrado en las figs. 1-6, el lado medial 109 es redondeado, pero como un experto en la técnica podría apreciar, el lado medial podría ser plano.

La sección proximal 102 tiene una abertura transversal 118 que recibe una fijación o conjunto de tornillo 200 (diversas versiones de la cual se muestran en las figs. 19-41) a través del clavo intramedular 100. Un modo de realización de la abertura transversal proximal 118, mostrado en las figs. 1-4, se forma a partir de dos aberturas circulares superpuestas 120, 122, en donde la abertura circular proximal 120 es de menor diámetro que la abertura circular distal 122. La abertura circular proximal 120 mostrada presenta un resalto 132 para limitar la profundidad de inserción del conjunto de tornillo, como se explicará en más detalle a continuación. Diversas otras aberturas que permiten la inserción de diversos conjuntos de tornillo podrían utilizarse, como sería conocido por aquellos expertos en la técnica. Por ejemplo, la fig. 33 ilustra el clavo intramedular con una abertura circular. El modo de realización de la fig. 33 se describe en mayor detalle a continuación.

La sección proximal 102 ilustrada en la fig. 3 tiene una abertura terminal proximal 128. La abertura terminal proximal 128 está roscada para permitir la inserción de un tornillo prisionero que puede ser utilizado para fijar la posición rotacional y deslizante de un conjunto de tornillo. Un tornillo prisionero puede incluir asimismo mecanismos para expandir un tornillo de compresión 204 (fig. 19) e interferir con un tirafondo 202 (fig. 19) para restringir independientemente la rotación o deslizamiento del tirafondo 202.

Como se muestra en las figs. 1-6, la sección de transición 104 está acampanada desde la sección proximal 102 hacia la sección distal 106. La naturaleza acampanada de la sección de transición 104 crea un ajuste de presión en el canal intramedular que controla la lisis. La sección de transición acampanada 104 contribuye a evitar que el clavo 100 sea introducido más hacia dentro en el canal intramedular del fémur de lo que se pretende.

En el clavo intramedular 100 mostrado en las figs. 1-6, la sección transversal de la sección de transición 104 es circular, pero la sección transversal podría variar como es conocido por aquellos expertos en la técnica. La sección transversal podría derivarse anatómicamente, de modo similar a la sección transversal de la sección proximal 102, oval o no circular. En el modo de realización mostrado en las figs. 1-6, la sección de transición 104 contiene una abertura transversal distal 124. La abertura distal 124 permite la inserción a través del clavo intramedular 100 de un tornillo de bloqueo distal para bloquear el clavo intramedular 100.

La sección distal 106 del clavo intramedular 100 es generalmente cilíndrica y se configura para proporcionar una resistencia al curvado reducida. El modo de realización mostrado en las figs. 1-5 presenta una ranura longitudinal 126 a través del centro de la sección distal 106 que forma dos lados 134, 136. La ranura reduce la resistencia al curvado en el extremo distal del clavo intramedular 100 y reduce las posibilidades de fracturas periprotésicas.

La fig. 1D muestra un clavo intramedular 100. Este clavo presenta, en sus porciones proximales, una sección transversal no circular que es simétrica con relación a su eje lateral-medial (en este caso, preferiblemente pero no necesariamente, de sección transversal oval), y el cual presenta un taladro longitudinal centrado (en este caso, preferiblemente pero no necesariamente, de sección transversal circular). Este clavo consigue una estabilidad adicional hasta el extremo de que resiste la torsión en el canal medular. Asimismo alcanza el objetivo de situar más masa hacia el borde lateral o aspecto de la sección transversal proximal. Además, sitúa masa adicional hacia el borde medial aspecto, y proporciona así una estructura adicional que actúa como un fulcro para disminuir la ventaja mecánica del conjunto de fijación que cuando está cargado es el componente que impone esfuerzo de tensión sobre el borde lateral o aspecto.

Las figs. 7-18 ilustran clavos intramedulares 100. Las figs. 7 y 13 ilustran un clavo intramedular 100 que no tiene un taladro longitudinal a todo lo largo.

Las figs. 8 y 14 ilustran un clavo intramedular 100 que tiene ranuras de reducción de la rigidez 140 en la sección de transición 104 y en la sección distal 106. Las ranuras de reducción de la rigidez 140 reducen la resistencia al curvado

ES 2 341 962 T3

en el extremo distal del clavo intramedular 100 y podrían utilizarse para recibir tornillos de bloqueo en algunos modos de realización.

5 Las figs. 9 y 15 ilustran un clavo intramedular 100 que tiene tres ranuras longitudinales 138 en la sección distal 106 y una porción de la sección de transición 140 que forma un patrón en forma de trébol. Este patrón permite más fácilmente el flujo sanguíneo en la proximidad del clavo intramedular 100 y asimismo reduce la resistencia al curvado en el extremo distal del clavo 100.

10 Las figs. 10 y 16 ilustran un clavo intramedular 100 en el cual la sección distal 106 y una porción de la sección de transición 104 presentan una serie de surcos longitudinales 146. Los surcos longitudinales reducen la resistencia al curvado en el extremo distal, proporcionan resistencia rotacional, y mejoran el flujo sanguíneo en la proximidad del clavo intramedular 100.

15 Las figs. 11 y 17 ilustran un clavo intramedular 100 en el cual la sección de transición 104 y la sección distal 106 presentan aletas 144. Las aletas 144 proporcionan resistencia rotacional al clavo intramedular 100.

Las figs. 12 y 18 ilustran un clavo intramedular 100 que tiene púas 142 situadas sobre la sección distal 106 y una porción de la sección de transición 104. Las púas 142 proporcionan resistencia rotacional al clavo intramedular 100.

20 Los clavos intramedulares de acuerdo con la presente invención pueden ser insertados en un paciente mediante cualquier técnica conocida adecuada. Generalmente, el canal intramedular de hueso se prepara con una herramienta adecuada para crear un hueco para la inserción del clavo. Algunas porciones del hueco se pueden preparar para que sean aproximadamente 1 mm más largas que el perímetro del clavo para permitir un espacio suficiente para que la sangre fluya tras la inserción del clavo. Un alambre o clavija de guía se inserta opcionalmente en el canal medular
25 preparado. El clavo se introduce a continuación en la posición deseada. Si el clavo es acanalado, el clavo puede ser introducido sobre el alambre de guía. La posición del clavo se puede confirmar mediante intensificación de imagen.

La fig. 19 muestra un modo de realización de una herramienta 300 para preparar un canal medular. La herramienta tiene una cabeza de perforación 302 para escariar y asimismo un escoplo 304. En funcionamiento, la cabeza de perforación 302 escaria el canal medular del fémur y el escoplo 304 recorta una sección mayor en el extremo más proximal de un hueso. Como se muestra en la fig. 19, el escoplo 304 tiene una sección transversal derivada anatómicamente de aproximadamente la misma forma que la sección proximal del clavo intramedular. Aplicando este tipo de escoplo conformado, el extremo proximal del clavo será capaz de asentarse mejor sobre un hueso cortical que haya sido alterado tan sólo mínimamente. El escoplo 304 puede ser de una amplia variedad de formas, incluso formas asimétricas
35 complicadas. Esto es ventajoso ya que posibilita un dispositivo y un procedimiento para preparar huecos capaces de aceptar una amplia variedad de formas de clavos intramedulares sin meramente sobre-escariar huecos circulares. La preparación de un hueco precisamente conforme es valiosa para evitar la retirada innecesaria de hueso sano, y asegurar un asiento estable del hueso.

40 En funcionamiento, la herramienta 300 del modo de realización mostrado avanza como una unidad, con la cabeza de perforación 302 escariando y el escoplo 304 cortando simultáneamente. La cabeza de perforación 302 puede girar por medio de un motor o manualmente. Igualmente, la totalidad de la herramienta 300 puede ser forzada a avanzar en el canal medular manualmente o con la asistencia de equipo mecánico o motorizado. En otras configuraciones, la cabeza de perforación 302 puede ser acanalada (no mostrado) de tal modo que la totalidad de la herramienta 300 sea
45 accionable sobre un alambre de guía insertado en el canal medular y guiada por el mismo.

En otros modos de realización, la broca de escariado es una herramienta de escariado más tradicional que está separada de una herramienta de corte, tal como el escoplo 304. El procedimiento para preparar un hueco en tal caso incluiría primero escariar una abertura con una herramienta de escariado tradicional. Un dispositivo tal como un escoplo o una broca, configurado de modo similar al clavo intramedular que se va a implantar, se usaría a continuación para preparar el hueco. El escoplo o broca puede ser introducido manualmente, con ayuda de un martillo o mazo, o utilizando otro equipo motorizado. Un clavo consistente con el hueco preparado sería implantado a continuación.

55 Otros instrumentos específicos, tales como una broca contorneada o una broca buriladora y plantilla específica se podrían utilizar igualmente. Las brocas han sido usadas desde hace tiempo para preparar aberturas para tallos de cadera, y el uso de una broca sería familiar para un experto en la técnica. Una broca buriladora y plantilla se podría utilizar, en efecto, para tallar la forma deseada en el hueso. Tal procedimiento se puede utilizar igualmente en combinación con el escariado o taladrado para crear el hueco deseado.

60 El clavo intramedular de la presente invención se puede utilizar para tratar fracturas femorales proximales y fracturas de la diáfisis femoral, entre otras fracturas de huesos largos. Cuando se utiliza para tratar fracturas de la diáfisis femoral el clavo intramedular se asegura en el fémur mediante uno o más dispositivos de fijación. Cuando se utiliza para el tratamiento de fracturas femorales proximales se utiliza preferiblemente en conjunción con un conjunto de tornillo proximal.

65 Las figs. 20 y 21 ilustran un clavo intramedular 100 utilizado en conjunción con un conjunto de fijación 200. Este tipo de conjunto de fijación se puede utilizar en diversos otros huesos y para tratar una diversidad de diferentes indicaciones, pero a los efectos de proporcionar un ejemplo, se describe aquí en uso con el fémur proximal. En

ES 2 341 962 T3

general, el conjunto de tornillo es útil en cualquier situación en la que un fragmento de hueso deba ser empujado hacia o separado de otro fragmento de hueso de un modo controlado. El conjunto de fijación proporciona la ventaja adicional de ser configurable para permitir el deslizamiento del conjunto en una dirección deseada una vez que se ha conseguido el movimiento de los fragmentos de hueso.

5 Como se muestra en la fig. 21, el eje de la abertura transversal proximal 118 en el clavo intramedular 100 está angulado con relación a la sección proximal 102 y en uso se dirige hacia la cabeza femoral. En este modo de realización del conjunto de fijación 200, un miembro de acoplamiento tal como un tirafondo 202 se utiliza conjuntamente con un dispositivo de compresión, tal como un tornillo de compresión 204 o un bulón de compresión. Los tornillos se configuran de tal modo que en uso la circunferencia del tirafondo 202 intercepta la circunferencia del tornillo de compresión 204, de modo que el tornillo de compresión 204 se anida parcialmente en la circunferencia del tirafondo 202. Esta combinación particular de tirafondo 202 y tornillo de compresión 204 se ilustra adicionalmente en las figs. 22 a 32. Brevemente, el tirafondo 202 mostrado en estas figuras está destinado a acoplarse con la cabeza femoral y a deslizar en la abertura transversal 118 del clavo. El tornillo de compresión 204 se acopla en un resalto u otra estructura en la abertura transversal 118 del clavo 100, y asimismo se enrosca en la porción del tirafondo 202 en la cual se anida el tornillo de compresión 204, de modo que la rotación del tornillo de compresión 204 controla el deslizamiento del tirafondo 202 con relación al clavo 100, y por tanto la compresión de la cabeza femoral contra el sitio de fractura.

20 El tirafondo 202 mostrado en estos dibujos incluye un cuerpo alargado 206 y un extremo roscado 208. Como se muestra en las figs. 24 y 25, el extremo roscado 208 no incluye un extremo afilado, lo que reduce la posibilidad de que corte a través de la cabeza femoral. El cuerpo alargado 206 incluye un canal 212 que permite el posicionamiento del tornillo de compresión 204 parcialmente dentro de la circunferencia del tirafondo 202. El canal 212 incluye una porción roscada 210 que complementa y coopera con una sección roscada 214 del tornillo de compresión 204. El tornillo de compresión 204 incluye una sección roscada 214 y una sección de cabeza 215. La sección roscada 214 del tornillo de compresión 204 se configura de tal modo que los roscados son relativamente planos y lisos en la superficie exterior de modo que pueden deslizar fácilmente en la abertura y se reduce asimismo la posibilidad de corte.

25 El tirafondo 202 es recibido en la abertura transversal proximal 118 y dentro de un orificio pre-taladrado en el fémur, de modo que el tirafondo 202 se extienda a lo largo de la rotura y en el interior de la cabeza femoral. El extremo roscado 208 del tirafondo 202 se acopla con la cabeza femoral a medida que el tirafondo 202 es rotado dentro de la abertura 118, lo que provoca que su extremo roscado 208 se acople con la cabeza femoral. El extremo roscado 208 puede ser cualquier dispositivo para conseguir agarre en la cabeza femoral e incluye, aunque no se limita a, fileteados de cualquier configuración deseada incluyendo hélices, púas, cuchillas, ganchos, dispositivos de expansión y similares. La profundidad de colocación del tirafondo 202 en la cabeza femoral difiere dependiendo de la compresión deseada de la fractura.

30 El tornillo de compresión 204 puede ser recibido asimismo a través de la abertura transversal proximal 118 en un orificio pre-taladrado en la cabeza femoral. La sección roscada 214 del tornillo de compresión 204 se acopla con la porción roscada del canal 212 del tirafondo 202. La abertura transversal proximal 118 tiene un resalto interior 132 (fig. 21) para limitar el deslizamiento del tornillo de compresión 204 en la dirección medial general y, por lo tanto, del tirafondo 202, a través de la abertura 118. Cuando el tornillo de compresión 204 se aprieta, los roscados del tornillo de compresión 214 se acoplan con la porción roscada 210 del canal del tirafondo y el tornillo de compresión 204 se mueve en la dirección medial generalmente hacia abajo del tirafondo 202. La sección de cabeza 215 del tornillo de compresión 204 se acopla con el resalto 132 de la abertura transversal proximal 118, evitando que el tornillo de compresión 204 se desplace más en la dirección medial general. A medida que el tornillo de compresión 204 se aprieta, el tirafondo 202 es empujado en la dirección lateral general hacia el clavo intramedular, proporcionando compresión a la fractura. El tornillo de compresión 204 intercepta parcialmente la circunferencia del tirafondo 202 lo que proporciona una mayor resistencia de superficie y contribuye a evitar la rotación de la cabeza femoral. El tornillo de compresión 204 actúa por lo tanto no sólo como parte del mecanismo para desplazar fragmentos de hueso fracturado relativamente entre sí, sino que asimismo contacta directamente con el hueso de la cabeza femoral para contribuir a evitar que la cabeza femoral rote alrededor del eje del tirafondo 202.

35 En un modo de realización, un tornillo prisionero (no mostrado), situado en la abertura 128 del extremo proximal del clavo intramedular, se utiliza para acoplar el tornillo de compresión 204 y fijar el tornillo de compresión 204 y el tirafondo 202 en su sitio. El uso del tornillo prisionero para fijar el conjunto de fijación 200 en su sitio depende del patrón de fractura. Si no se utiliza un tornillo prisionero para acoplar el conjunto de fijación, el conjunto de fijación 200 puede deslizar dentro de la abertura proximal limitada por el resalto 132.

40 En el modo de realización del tirafondo y el tornillo de compresión mostrado en las figs. 20-32, el diámetro del tornillo de compresión 204 es menor que el diámetro del tirafondo 202. Los diámetros del tirafondo y del tornillo de compresión podrían ser iguales o el diámetro del tirafondo podría ser menor que el diámetro del tornillo de compresión. Los roscados del tirafondo y del tornillo de compresión podrían ser de una diversidad de formas distintas, como es conocido por aquellos expertos en la técnica. En general, el propósito del tirafondo es conseguir agarre en el hueso, y el propósito del tornillo de compresión es acoplarse con el tirafondo y empujarlo o moverlo. Cualquier configuración que permita estas funciones está dentro del ámbito de la invención.

65 El conjunto de fijación podría configurarse adicionalmente para permitir añadir una cabeza y cuello femorales prostéticos. En tal modo de realización, el tirafondo 202 sería reemplazado por una cabeza y cuello prostéticos. El

ES 2 341 962 T3

cuello ajustaría en la abertura transversal proximal 118 en el clavo 100. El diseño sería beneficioso cuando la degeneración o una nueva lesión de una fractura femoral curada y una articulación de cadera necesitada posteriormente de una artroplastia total de cadera (ATC). La decisión de llevar a cabo una ATC se podría realizar interoperativamente, o tras un periodo de tiempo. En lugar de tener que preparar un fémur para aceptar un tallo de cadera como es conocido en asociación con una ATC, tan sólo se necesitaría retirar una pequeña porción de hueso, junto con el conjunto de fijación 200. La cabeza y cuello prostéticos podrían ser insertados a continuación en la abertura transversal proximal 118, el acetábulo preparado, y el resto de la ATC completada.

La fig. 33 es una vista en sección transversal de un clavo intramedular 100 con un conjunto de fijación 400 alternativo. El conjunto de fijación ilustrado es muy similar al conjunto de fijación compresiva de Smith & Nephew, sistema IMHS®, como se divulga más profundamente en el documento de patente US 5.032.125 y en diversas patentes internacionales relacionadas. La mejora del dispositivo ilustrado consiste en que incluye el clavo intramedular 100 con una forma derivada anatómicamente, y sus múltiples ventajas discutidas anteriormente. En funcionamiento, un manguito 401 ajusta a través del clavo intramedular, y puede ser asegurado al clavo mediante un tornillo prisionero u otros mecanismos efectivos. Un tirafondo deslizante 402 es capaz de desplazarse axialmente dentro del manguito 401. Un tornillo de compresión 404 es enroscado en el tirafondo deslizante 402 de tal modo que al apretar el tornillo de compresión 404 se empuja el tirafondo deslizante 402 de vuelta al manguito 401. Con este mecanismo, un fragmento de hueso puede ser llevado a una posición deseada, aunque todavía se permite que consiga compresión deslizante una vez ubicado.

Las figs. 34-35 ilustran un conjunto de fijación 200 que tiene un tirafondo 202 y un bulón de compresión 502. Como se muestra en la fig. 34, el tirafondo 202 y el bulón de compresión 502 se configuran de tal modo que, en uso, la circunferencia del tirafondo 202 intercepta parcialmente la circunferencia del bulón de compresión 502, aunque en algunos modos de realización las circunferencias pueden ser contiguas en lugar de interceptarse. El tirafondo 202 incluye un cuerpo alargado 206 y un extremo roscado 208. El tirafondo 202 tiene una chaveta 504 sobre el canal 212. El bulón de compresión 502 presenta una ranura 503 que está adaptada para recibir la chaveta 504 del tirafondo 202. La chaveta 504 y la ranura 503 pueden tener una variedad de perfiles complementarios, considerados en sección transversal, tales como triangular, en forma de D, en forma de cerradura y otras formas que serán aparentes para aquellos expertos en la técnica. En funcionamiento, el bulón de compresión 502 puede desplazarse en relación al tirafondo 202 por medio de una herramienta de compresión (no mostrada) que aplica fuerzas desiguales entre el bulón de compresión 502 y el tirafondo 202, o entre la totalidad del conjunto y el clavo intramedular 100.

En el conjunto de fijación 200 mostrado en las figs. 34-35, el tirafondo 202 es recibido para deslizar en una abertura proximal en el clavo intramedular de modo que el tirafondo 202 se extiende a lo largo de la rotura y dentro de la cabeza femoral. El extremo roscado 208 del tirafondo 202 se acopla con la cabeza femoral. Una vez que el tirafondo 202 ha sido adecuadamente acoplado con la cabeza femoral, el bulón de compresión 502 se inserta en la abertura proximal dentro de un orificio pre-taladrado en la cabeza femoral, con el fin de evitar una rotación adicional del tirafondo 202 a medida que la ranura 503 del bulón de compresión 502 recibe la chaveta 504 del tirafondo 202. Proporcionando más área de resistencia, el bulón de compresión 502 contribuye a evitar la rotación de la cabeza femoral sobre el tirafondo 202. El bulón de compresión 502 se fija en posición en el clavo intramedular 100 mediante un tornillo prisionero situado en la abertura terminal proximal del clavo. El tirafondo 202 puede deslizar sobre el bulón de compresión 502 a través de la abertura proximal. En otro modo de realización, el bulón de compresión 502 presenta púas sobre su superficie.

Un conjunto de fijación 200 se ilustra en las figs. 36-37. El conjunto de fijación 200 de este modo de realización tiene un bulón de compresión 502 y un tirafondo 202 similares al modo de realización ilustrado en las figs. 34-35, excepto en que la chaveta 504 del tirafondo 202 y la ranura 503 del bulón de compresión 502 tienen un dentado de trinquete 506 complementario. El bulón de compresión 502 se fija en posición en el clavo intramedular mediante un tornillo prisionero ubicado en la abertura terminal proximal. La compresión de la fractura se puede conseguir tirando del tirafondo en la dirección lateral general. El dentado de trinquete 506 permite que el tirafondo 202 se desplace en la dirección lateral general, pero evita que el tirafondo 202 se desplace en la dirección medial general. Una herramienta de compresión similar a la herramienta descrita en asociación con las figs. 34-35 se puede utilizar para conseguir el movimiento.

Las figs. 38-39 muestra un conjunto de fijación 200 que tiene un tirafondo 602, un tornillo de cruz 610 y un tornillo de compresión 604. El tirafondo 602 incluye un cuerpo alargado 606 y un extremo roscado 608. El cuerpo alargado 606 es de forma semicircular en sección transversal. Los tornillos 602, 604, 610 se configuran de modo que la circunferencia del tirafondo 602 intercepte las circunferencias del tornillo de cruz 610 y del tornillo de compresión 604. El cuerpo alargado 606 del tirafondo 602 está roscado para complementar y cooperar con una sección roscada 602 del tornillo de cruz 610. El tornillo de cruz 610 está roscado para acoplarse con el tirafondo 602 y el tornillo de compresión 604. El tornillo de compresión 604 incluye una porción roscada 614 y una porción de cabeza 612.

En este modo de realización, el tirafondo 602, el tornillo de cruz 610 y el tornillo de compresión 604 son recibidos simultáneamente para deslizar en una abertura proximal de un tornillo intramedular. El tirafondo 602 se extiende a lo largo de la rotura y en el interior de la cabeza femoral. El extremo roscado 608 del tirafondo 602 se acopla con la cabeza femoral. A medida que el tornillo de compresión 604 es apretado, los roscados 614 del tornillo de compresión se acoplan con los roscados del tornillo de cruz 610 y el tirafondo 602, desplazando por lo tanto el tirafondo 602 en la dirección lateral general hacia el clavo intramedular, lo que proporciona compresión a la cabeza femoral. El tornillo de

ES 2 341 962 T3

5 cruz 610 es girado a continuación lo que provoca que el tornillo de compresión 604 se desplace en la dirección distal alejándose del tirafondo 602. El conjunto de fijación 200 puede configurarse alternativamente de modo que el tornillo de compresión 604 se desplace próximamente con relación al tirafondo 602. El tornillo de compresión 604 separado del tirafondo 602 contribuye a evitar la rotación de la cabeza femoral sobre el tirafondo 602 añadiendo más área de resistencia.

10 Las figs. 40-41 ilustran un conjunto de fijación 200 que tiene un tirafondo 702 y un bulón de compresión 704. El tirafondo 702 incluye un cuerpo alargado 706 y un extremo roscado 708. El cuerpo alargado 706 es de forma semicircular con el fin de permitir que el bulón de compresión 704 sea ubicado parcialmente dentro de la circunferencia del tirafondo 702 para su inserción en el fémur, y tiene una chaveta 712 ubicada sobre el lado interior del cuerpo alargado 706. El cuerpo alargado 706 tiene asimismo una abertura 710 a través del cuerpo. El bulón de compresión 704 es generalmente cilíndrico y se dimensiona para ajustar dentro del cuerpo semicircular 706 del tirafondo. La chaveta 712 del tirafondo es recibida en una ranura 714 en el bulón de compresión 704. La chaveta 712 y ranura 714 contienen un dentado de trinquete complementario.

15 En este modo de realización, el tirafondo 702 y el bulón de compresión 704 son recibidos simultáneamente para deslizar en una abertura proximal en un tornillo intramedular dentro de un orificio pre-taladrado en el fémur. El tirafondo 702 se extiende a lo largo de la rotura y en el interior de la cabeza femoral. El extremo roscado del tirafondo 702 se acopla con la cabeza femoral. Una herramienta de compresión, similar a la herramienta descrita en asociación con las figs. 34-35, se puede utilizar para conseguir el movimiento entre el bulón de compresión 704 y el tirafondo 702, o entre la totalidad del conjunto y el clavo intramedular 100. Un tornillo prisionero se puede utilizar para fijar la posición del conjunto de fijación. El tornillo prisionero se configura de tal modo que cuando tornillo prisionero se aprieta una protuberancia sobre el tornillo prisionero es recibida a través de la ranura 710 del tirafondo 702 y desplaza el tornillo de compresión 704 alejándolo del tirafondo 702. El tornillo de compresión 704 separado del tirafondo 702 contribuye a evitar la rotación de la cabeza femoral sobre el tirafondo añadiendo más área de resistencia.

20 La fig. 42 ilustra un conjunto de fijación 200 empleado en cooperación con una placa de compresión 150. Como se ilustra, los dispositivos están siendo aplicados a un fémur. Los diversos modos de realización del conjunto de fijación 200 descritos anteriormente se pueden utilizar con una placa de compresión similar, y se pueden configurar diversas placas de compresión para que sean aplicables a otras partes de la anatomía.

25 La fig. 43 ilustra un conjunto de fijación 200 siendo usado con una placa periarticular 170. La placa y el conjunto de fijación mostrados está siendo aplicados a una tibia proximal. Los diversos modos de realización del conjunto de fijación 200 descritos anteriormente pueden ser utilizados con una placa periarticular similar y se pueden configurar diversas placas periarticulares para que sean aplicables a otras partes de la anatomía.

30 La fig. 44 ilustra un conjunto de fijación 200 utilizado en combinación con un clavo humeral 190. Como se ilustra, una sección de cabeza 212 del tornillo de compresión 204 se apoya contra el húmero para aplicar compresión contra el húmero. Con la fuerza de compresión aplicada al tirafondo 202, y el tirafondo 202 fijado a un fragmento de hueso por medio de su extremo roscado 208, el fragmento de hueso puede ser ubicado para una curación adecuada. En algunas circunstancias, puede ser ventajoso colocar una arandela o superficie de apoyo (no mostrada) entre la sección de cabeza 212 y el hueso humeral contra el cual la sección de cabeza 212 comprime. En todavía otra variante, la abertura en el húmero puede ser agrandada de modo se permita que la sección de cabeza 212 penetre en el húmero y apoye contra una porción del clavo humeral 190. En tal modo de realización, el conjunto de fijación 200 sería más corto que el ilustrado en la fig. 45 para conseguir agarre en la misma área de hueso con el extremo roscado 208. Los diversos modos de realización del conjunto de fijación 200 descritos anteriormente pueden ser utilizados con un clavo similar y se pueden configurar diversos clavos para que sean aplicables a otras partes de la anatomía.

35 Como aquellos expertos en la técnica apreciarán, los modos de realización particulares de esta invención descritos anteriormente e ilustrados en las figuras se proporcionan para explicar la invención, y se pueden realizar diversas alteraciones en la estructura y materiales de los modos de realización ilustrados sin alejarse del ámbito como se define en las siguientes reivindicaciones.

55

60

65

ES 2 341 962 T3

REIVINDICACIONES

5 1. Aparato para tratar una fractura ósea, que comprende una estructura de estabilización (150; 170) adaptada para ser conectada a una superficie externa de una primera porción de hueso y que contiene una abertura transversal (118) y un conjunto de fijación (200; 400) adaptado para ser recibido en la abertura transversal, conjunto de fijación que comprende:

10 a. un miembro de acoplamiento (202; 402; 602) adaptado para deslizar en la abertura transversal de la estructura de estabilización y para acoplarse con una segunda porción de hueso, incluyendo el miembro de acoplamiento una estructura de cooperación (210; 504; 610) adaptada para cooperar con un miembro de compresión (204; 404; 502; 604)

caracterizado porque el miembro de acoplamiento comprende además;

15 b. el miembro de compresión que está adaptado para ser recibido en la abertura transversal de la estructura de estabilización, y adaptado para hacer contacto y cooperar con el miembro de acoplamiento para imposibilitar la rotación del miembro de acoplamiento en la abertura transversal, y para controlar el deslizamiento del miembro de acoplamiento y la abertura transversal,

20 en el que el miembro de compresión:

25 1. está adaptado para hacer contacto con la segunda porción de hueso cuando se instala con el fin de, junto con el miembro de acoplamiento, imposibilitar la rotación de la segunda porción de hueso con relación al miembro de acoplamiento; y

30 2. está adaptado para cooperar con el miembro de acoplamiento para imposibilitar la rotación del miembro de acoplamiento con relación a la estructura de estabilización, y de este modo imposibilitar que la segunda porción de hueso rote con relación a la primera porción de hueso.

2. Aparato de acuerdo con la reivindicación 1, **caracterizado** además porque la estructura de estabilización es una placa de compresión (150).

35 3. Aparato de acuerdo con la reivindicación 1, **caracterizado** además porque la estructura de estabilización es una placa periarticular (170).

40 4. Aparato de acuerdo con la reivindicación 1, **caracterizado** además porque el miembro de compresión está adaptado, una vez ajustado, para aplicar tensión al miembro de acoplamiento y, por lo tanto, aplicar compresión entre la primera porción de hueso y la segunda porción de hueso.

5. Aparato de acuerdo con la reivindicación 1, **caracterizado** además porque el miembro de compresión está anidado al menos parcialmente con una porción (212) del miembro de acoplamiento.

45 6. Aparato de acuerdo con la reivindicación 1, **caracterizado** además porque el miembro de compresión incluye una porción roscada (214; 614), y el miembro de acoplamiento incluye una porción roscada (210; 606) adaptada para cooperar con la porción roscada del miembro de compresión con el fin de controlar el deslizamiento del miembro de acoplamiento en la abertura transversal de la estructura de estabilización.

50 7. Aparato de acuerdo con la reivindicación 1, **caracterizado** además porque la abertura transversal es asimétrica en sección transversal y contiene una primera porción adaptada para recibir al menos parte del miembro de acoplamiento, y una segunda porción adaptada para recibir al menos parte del miembro de compresión.

55

60

65

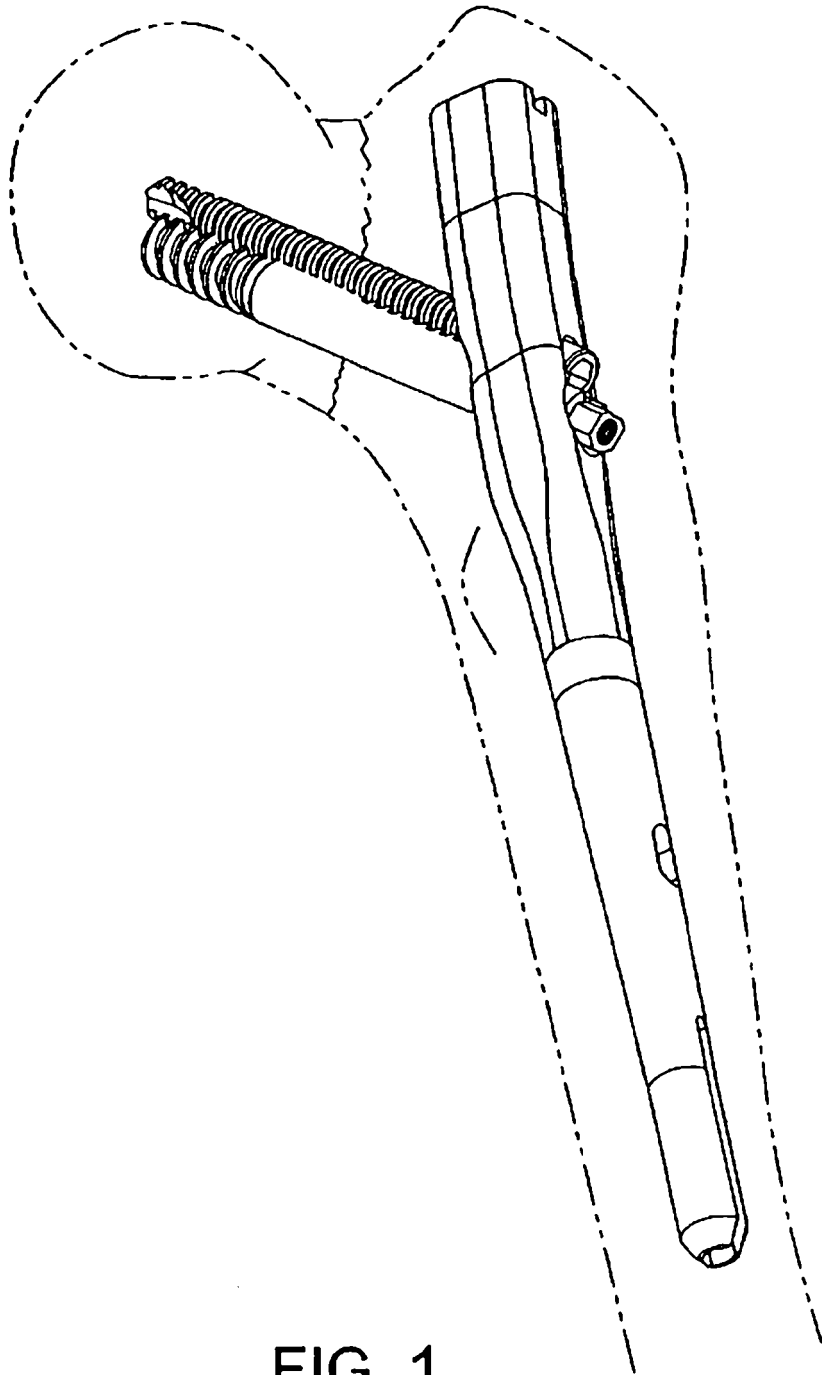


FIG. 1

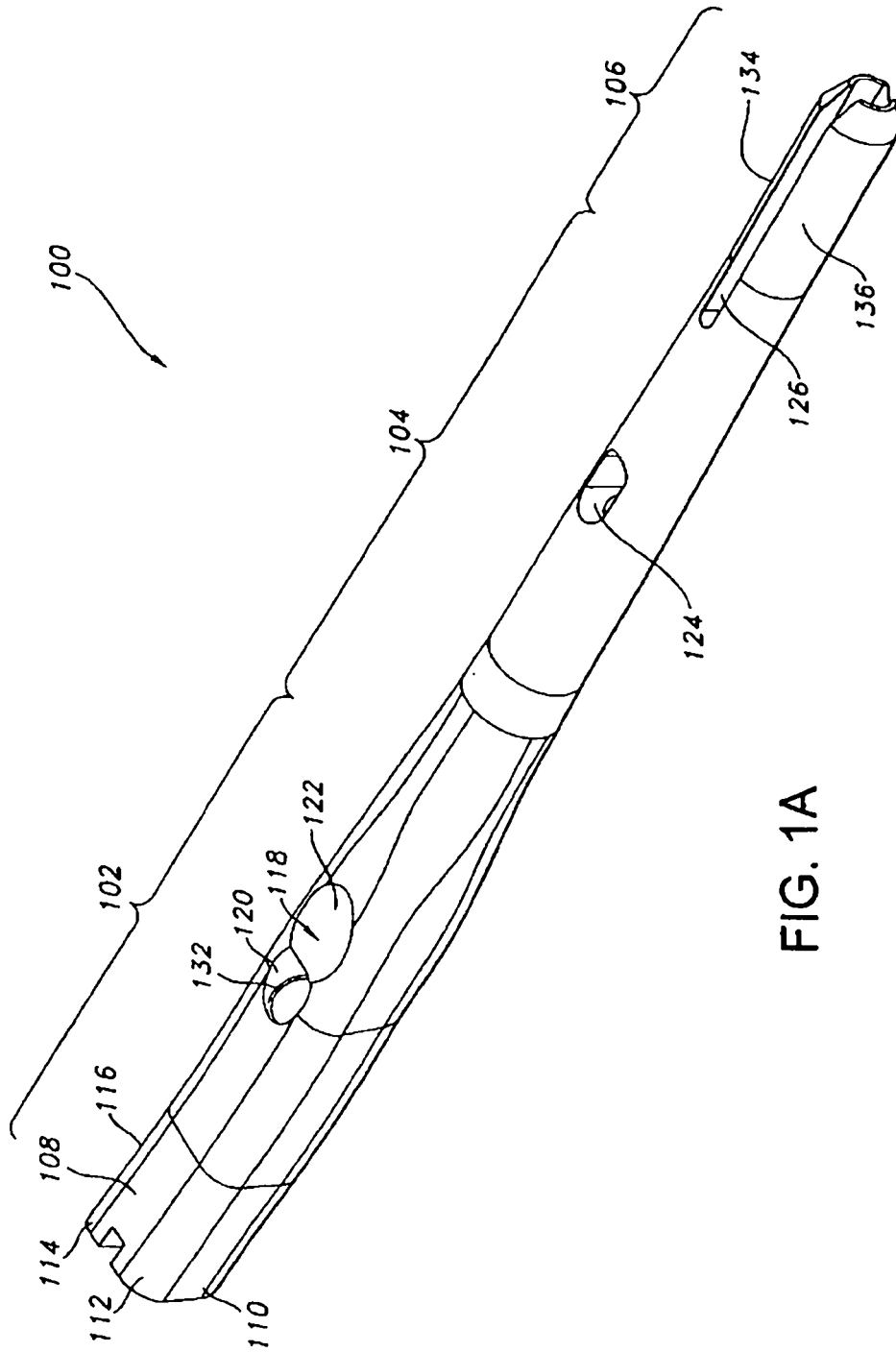


FIG. 1A

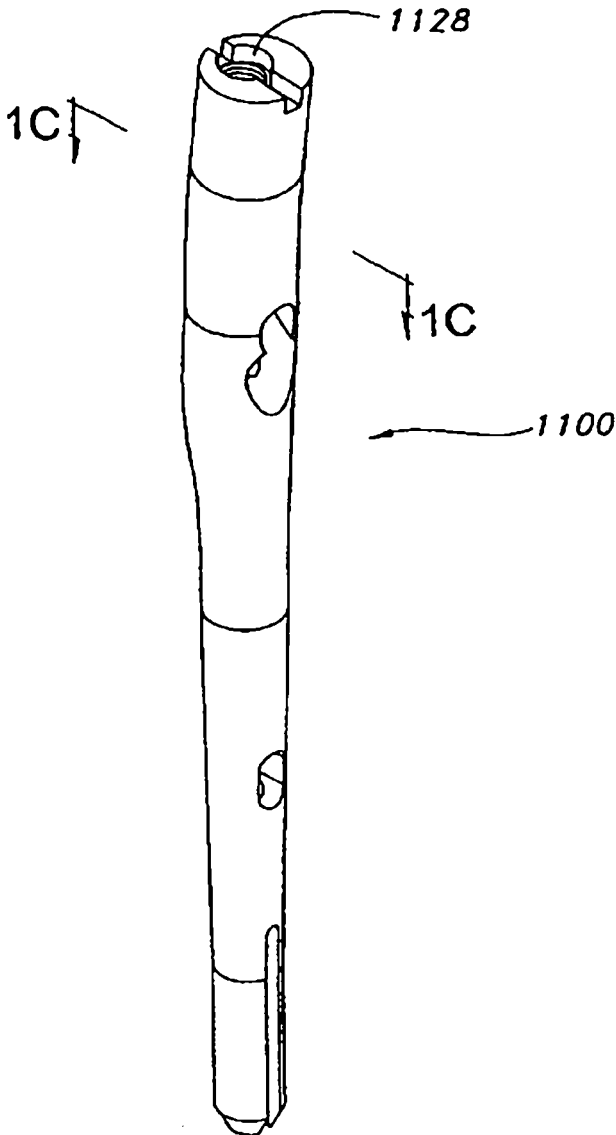


FIG. 1B

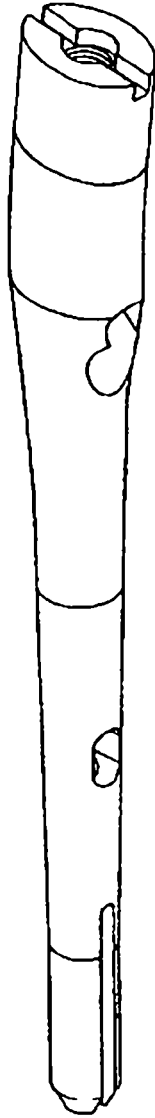


FIG. 1D

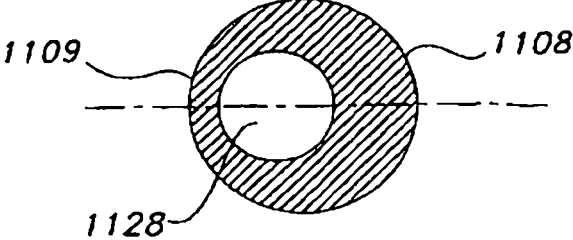
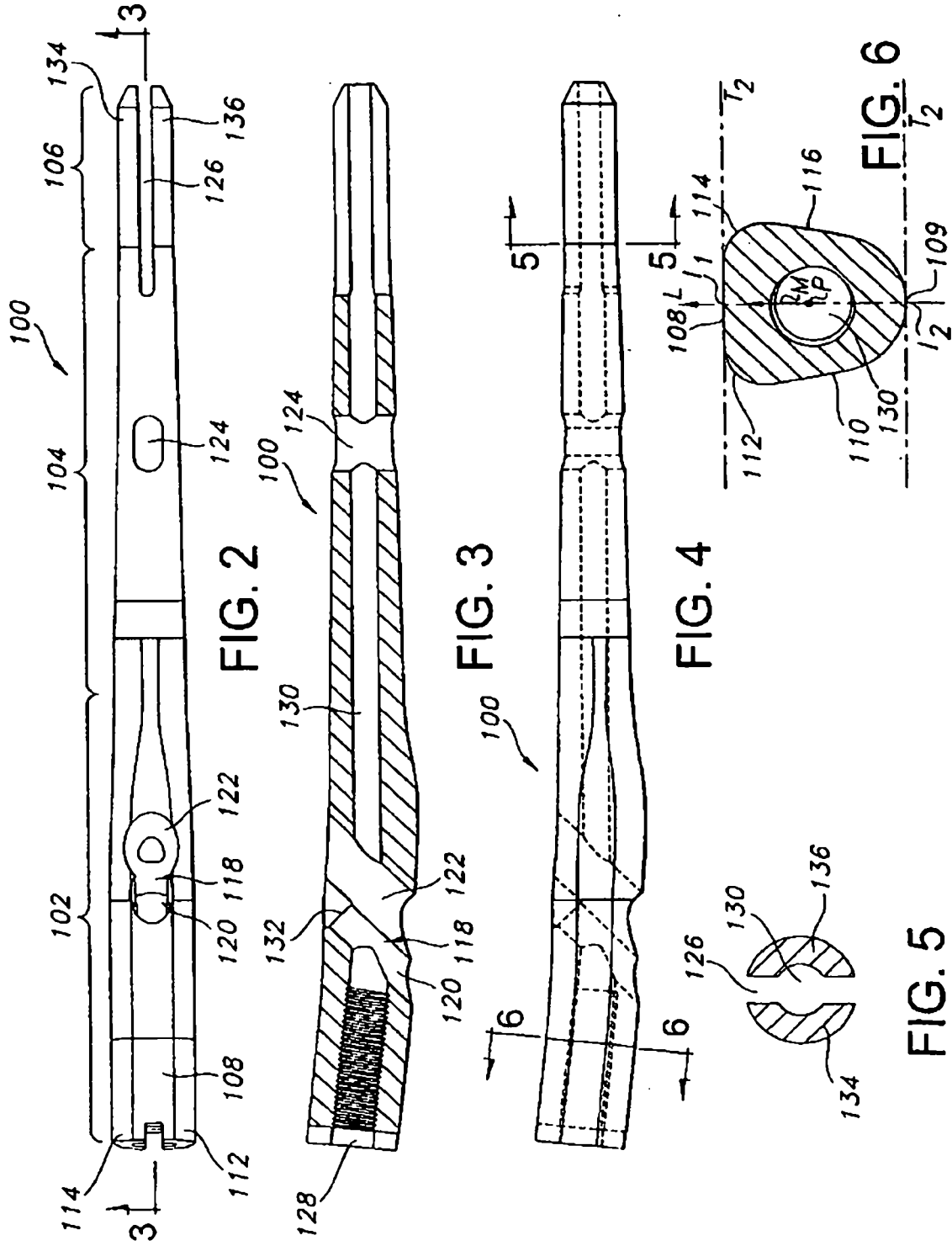
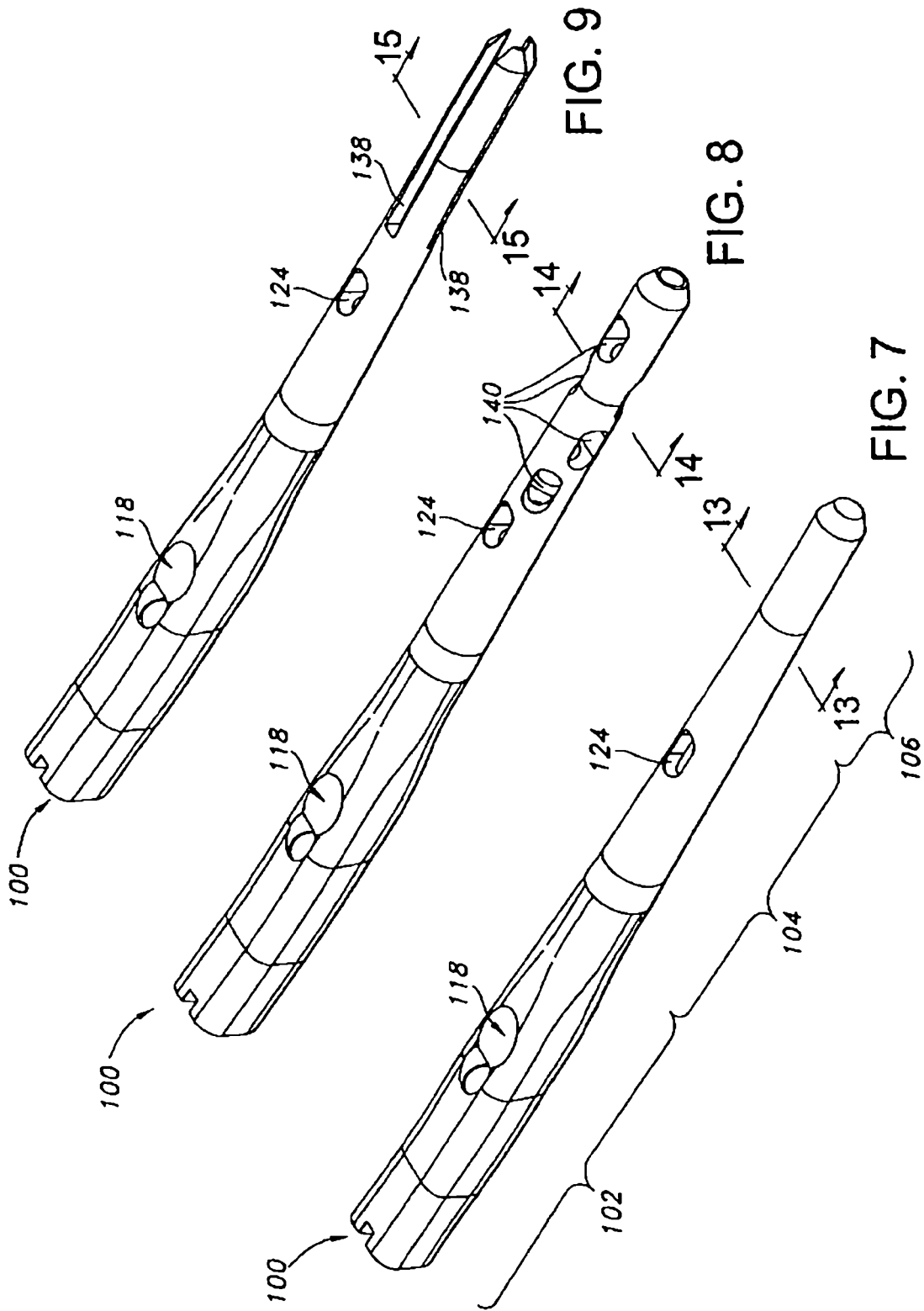
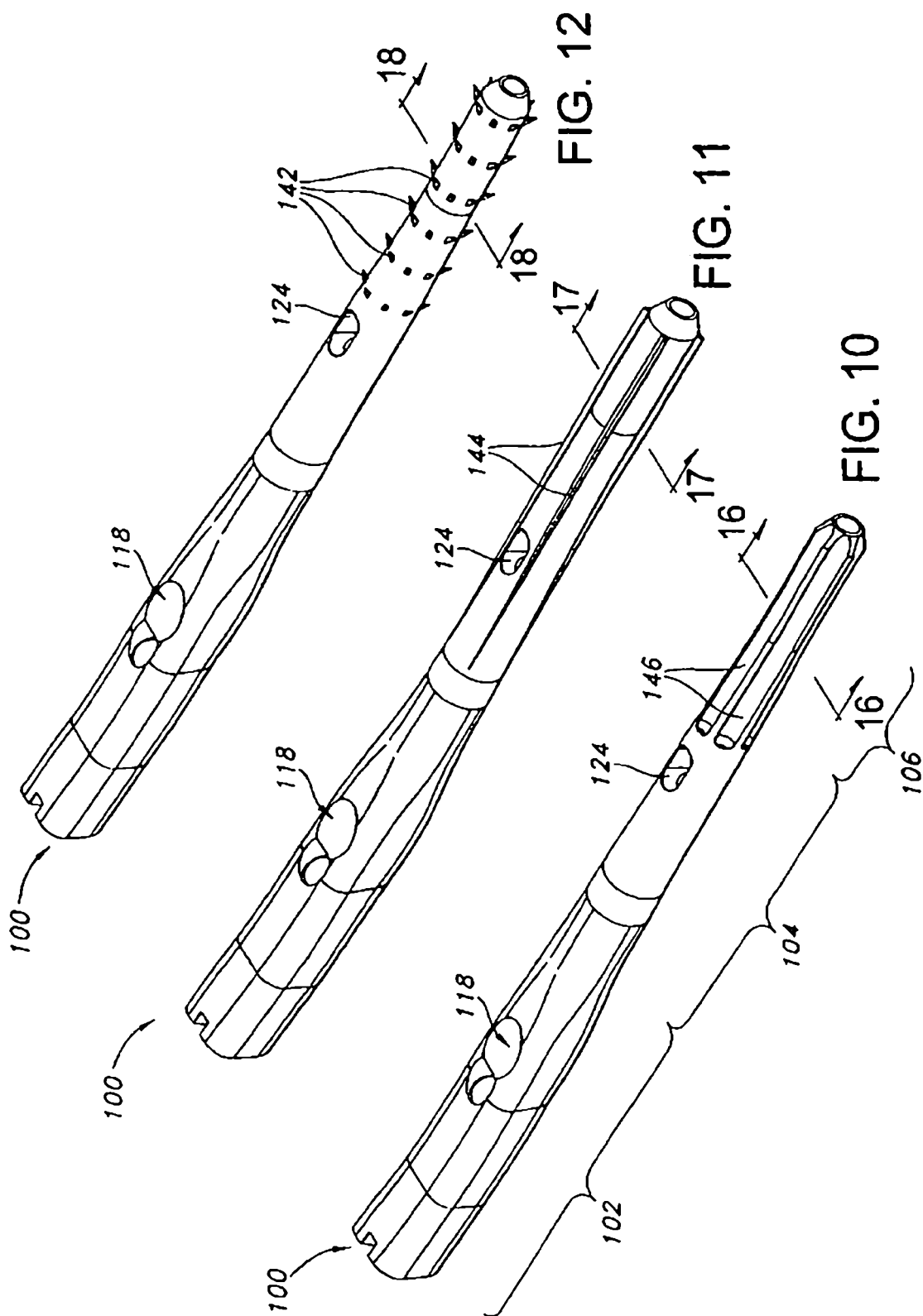


FIG. 1C







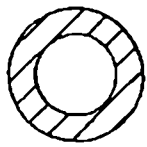


FIG. 13

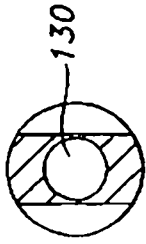


FIG. 14

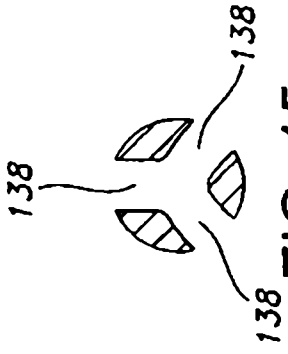


FIG. 15

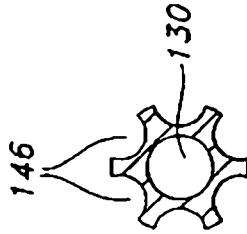


FIG. 16

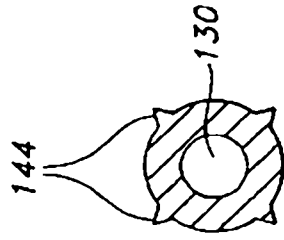


FIG. 17

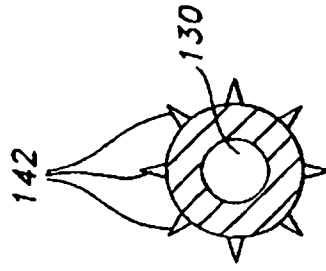


FIG. 18

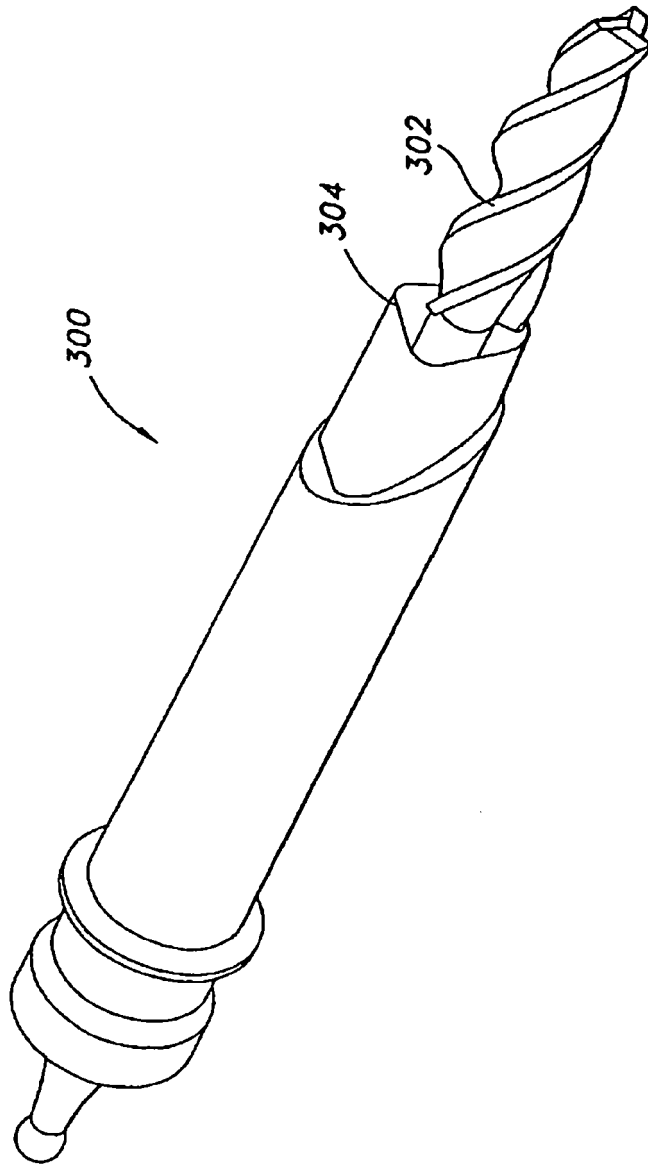


FIG. 19

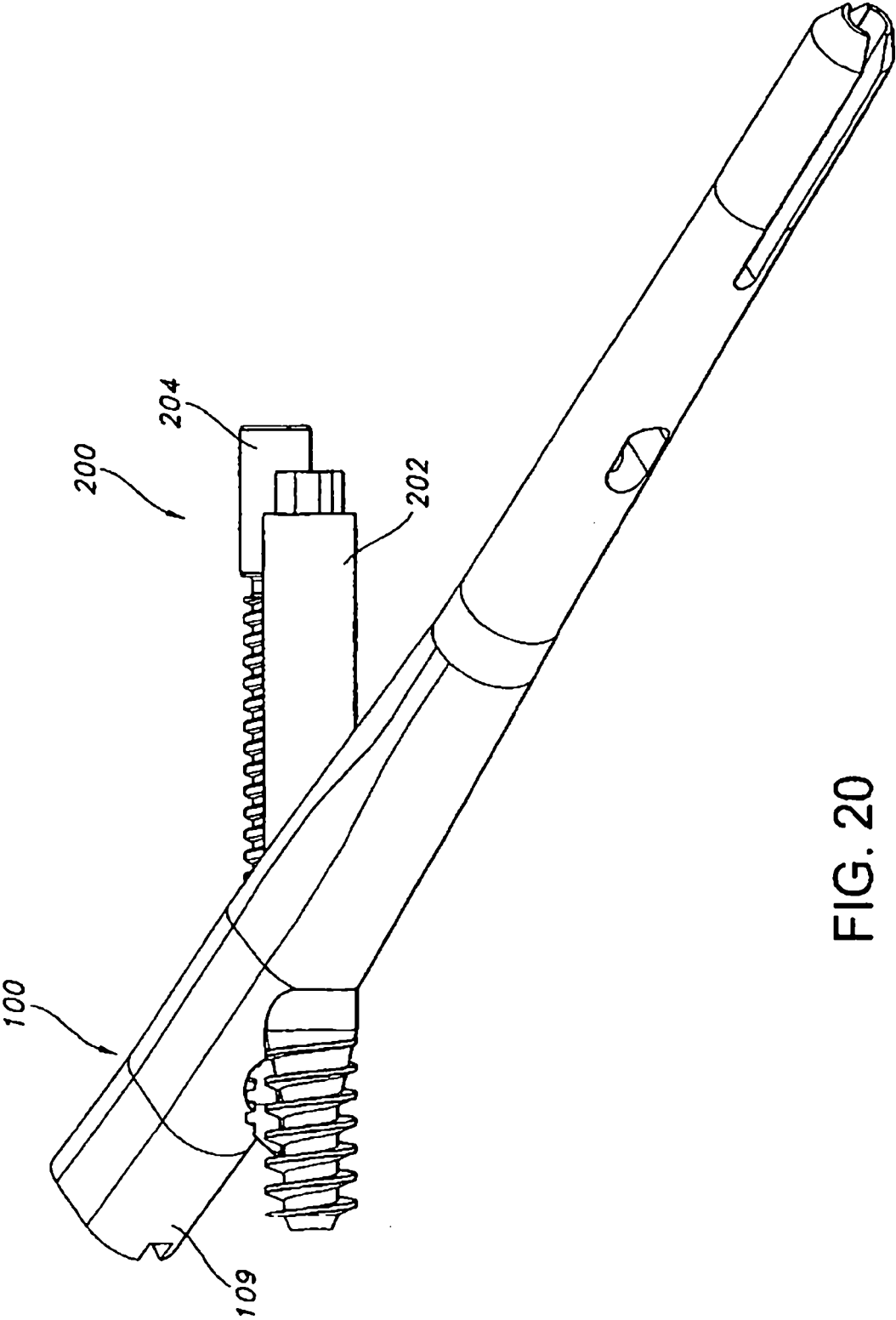
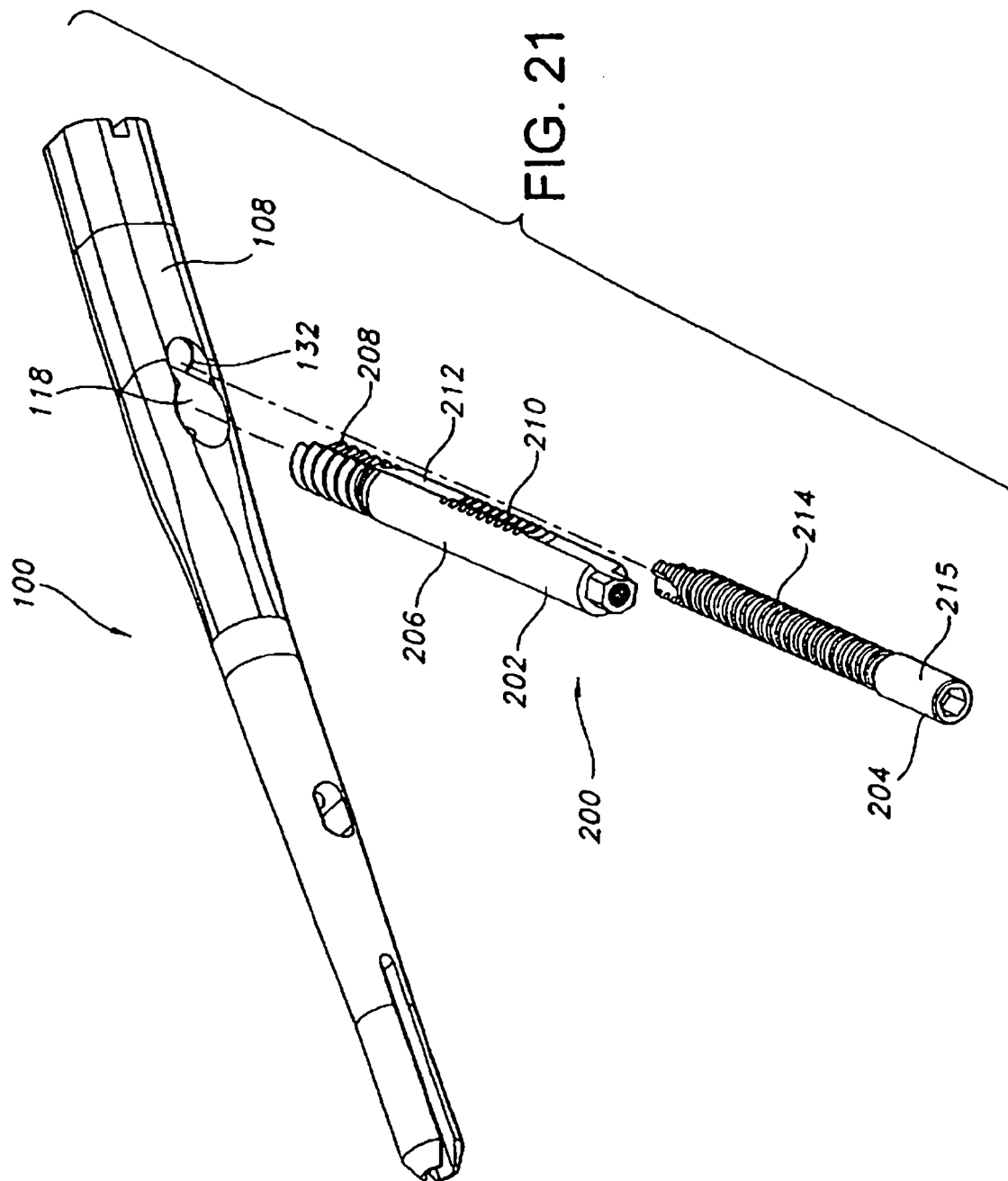


FIG. 20



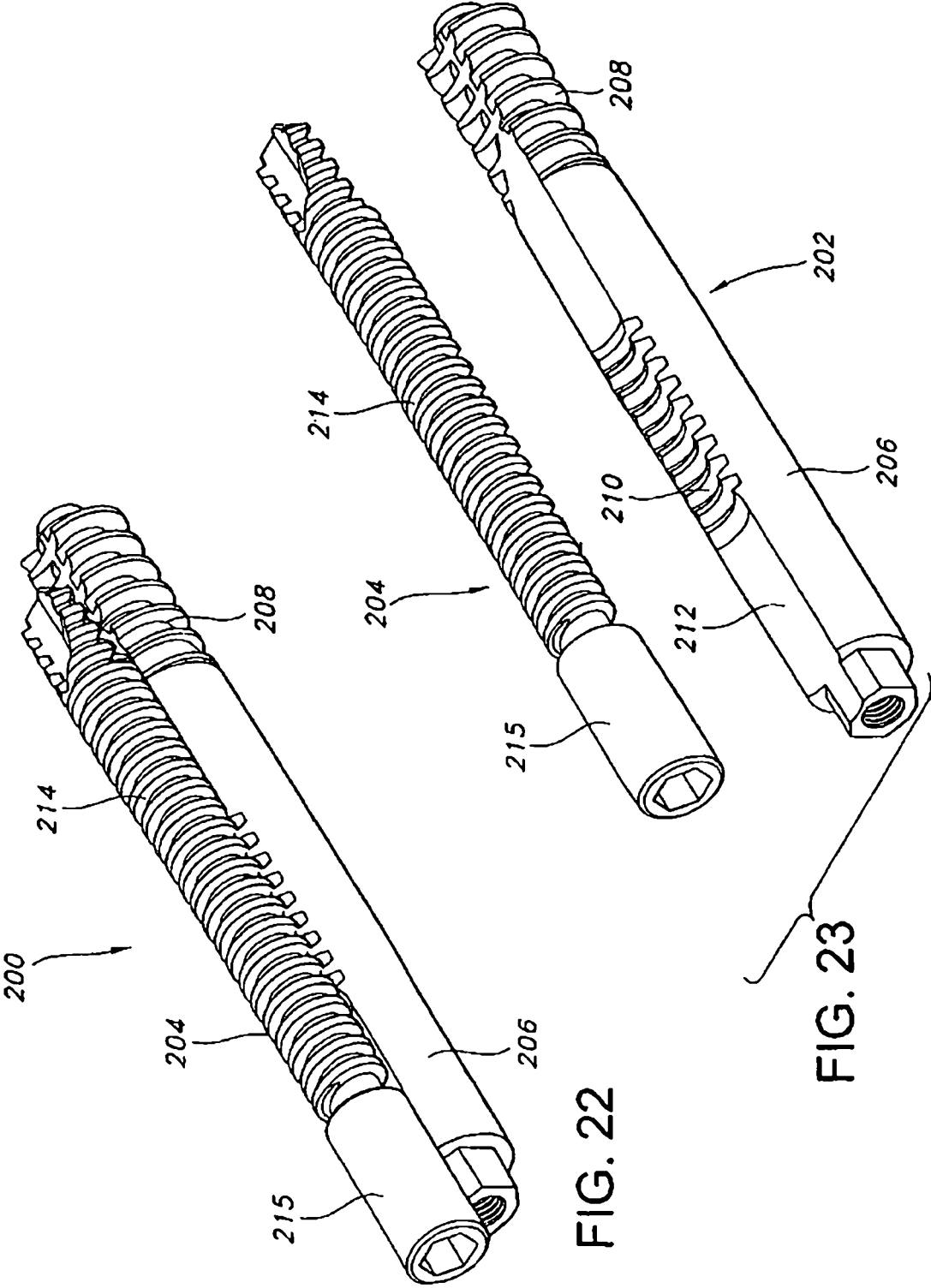


FIG. 22

FIG. 23

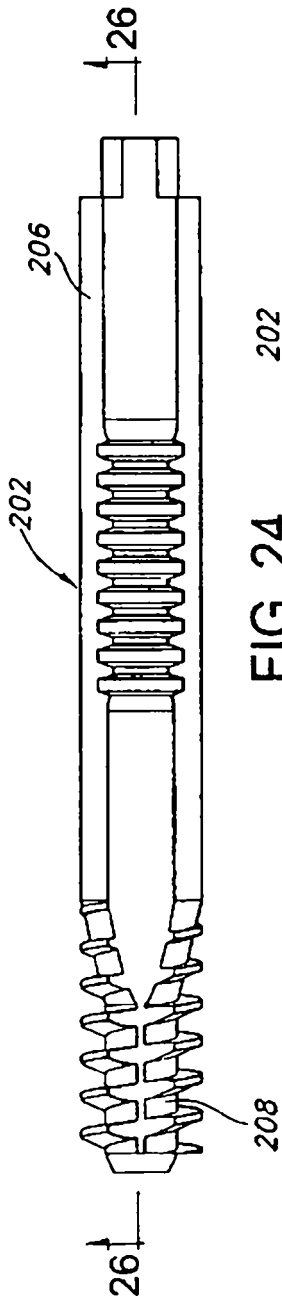


FIG. 24

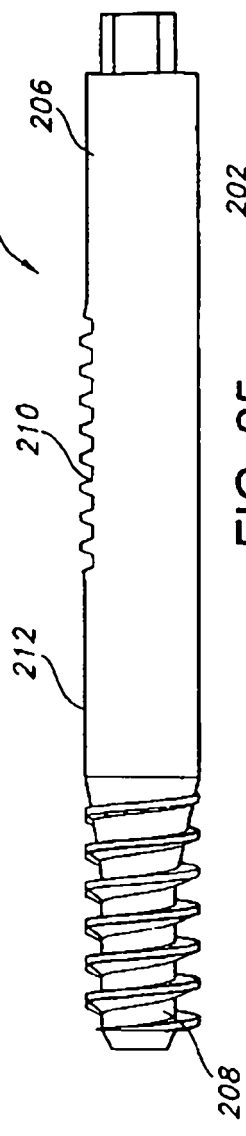


FIG. 25

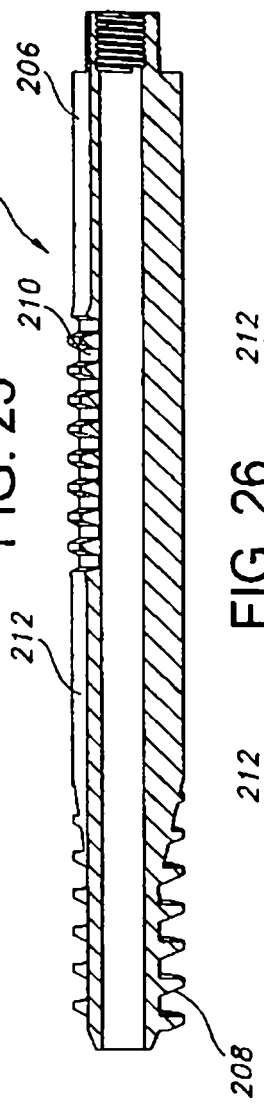


FIG. 26



FIG. 27

FIG. 28

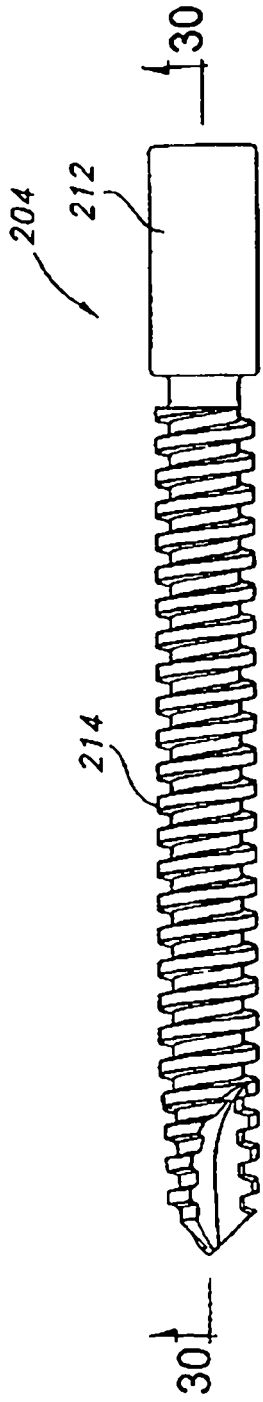


FIG. 29

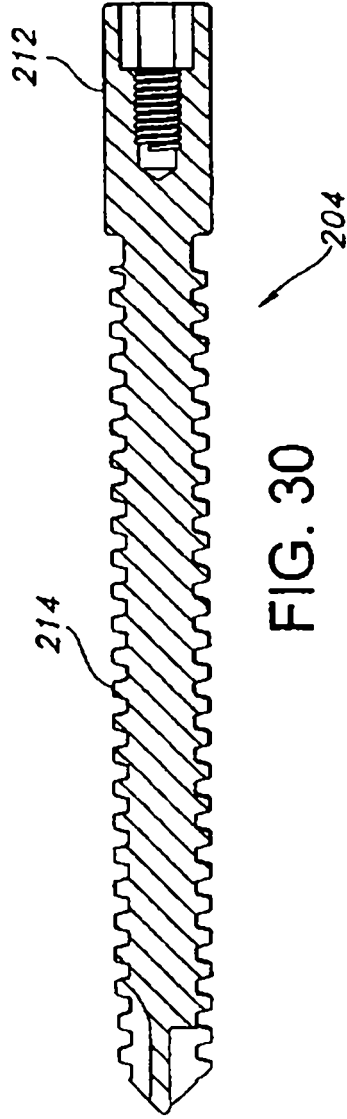


FIG. 30



FIG. 31

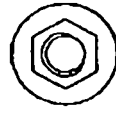


FIG. 32

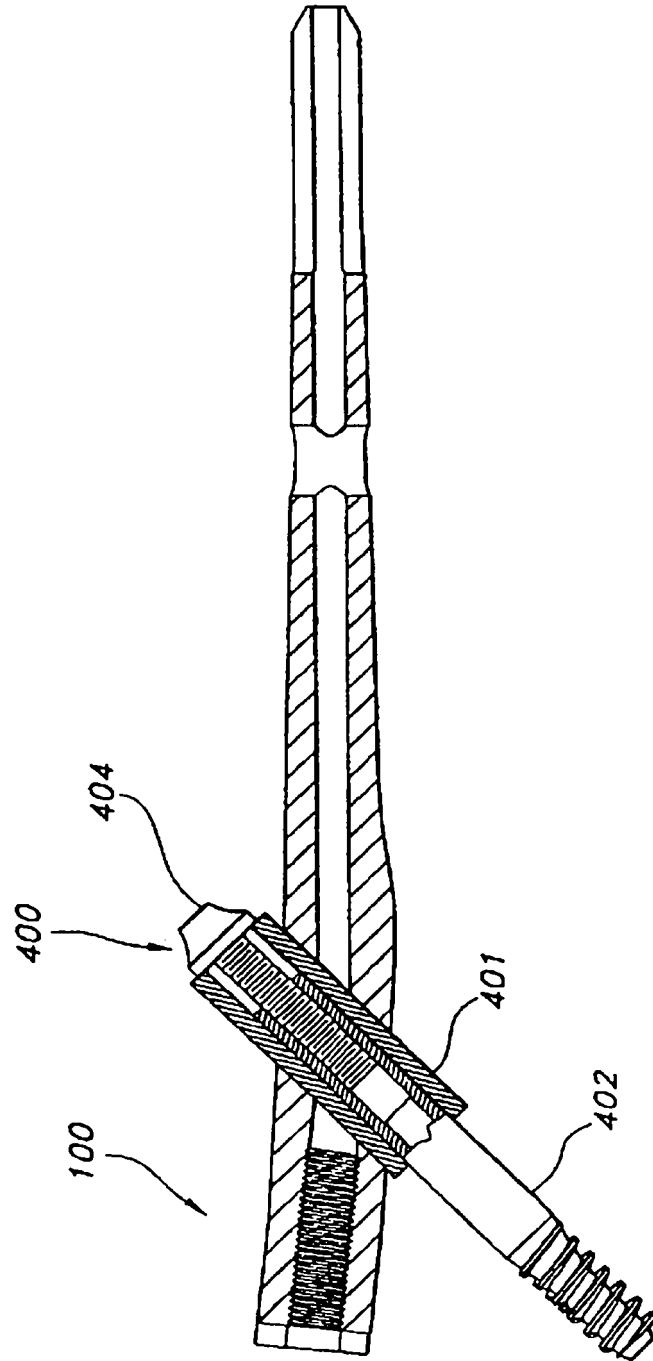


FIG. 33

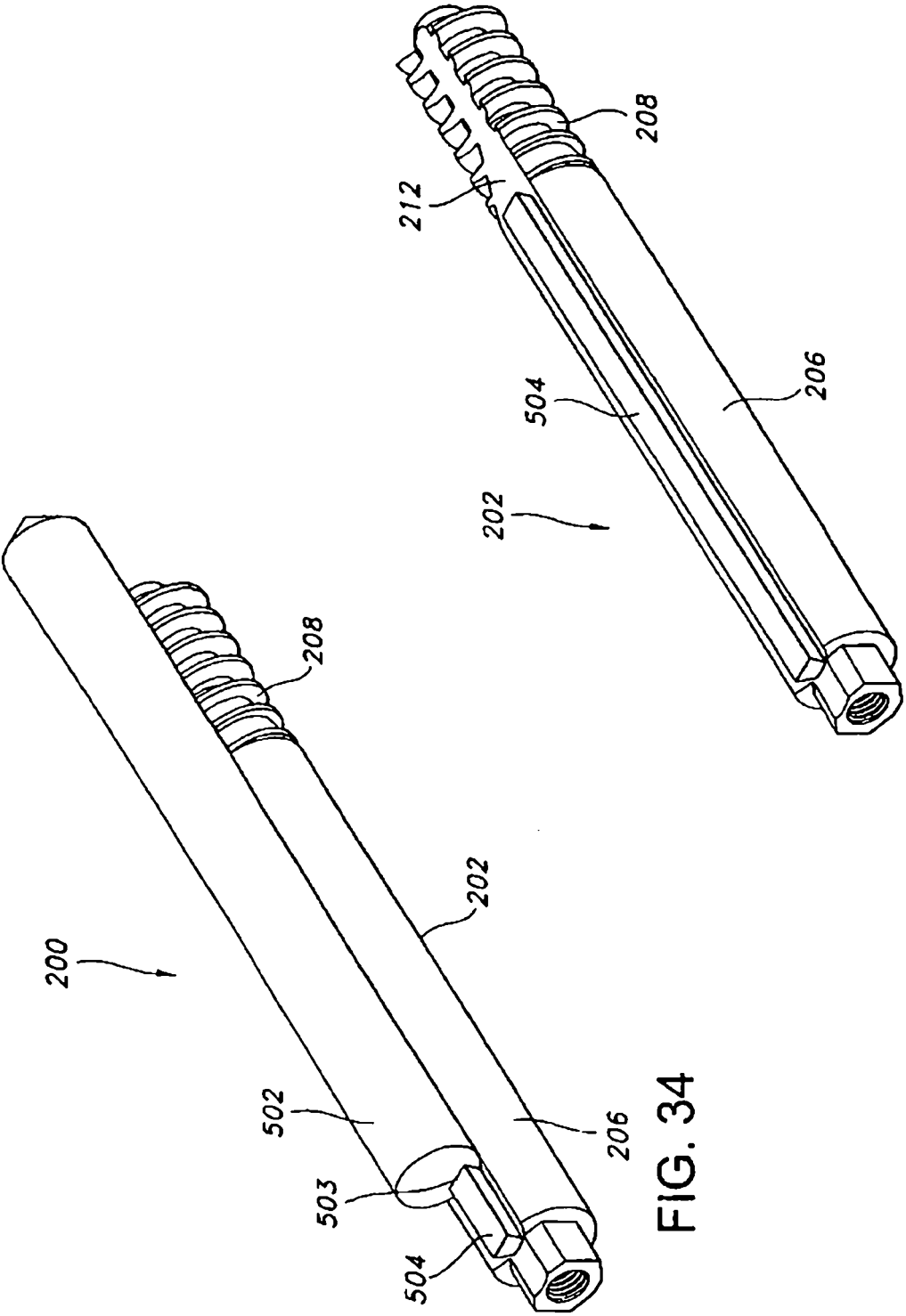


FIG. 34

FIG. 35

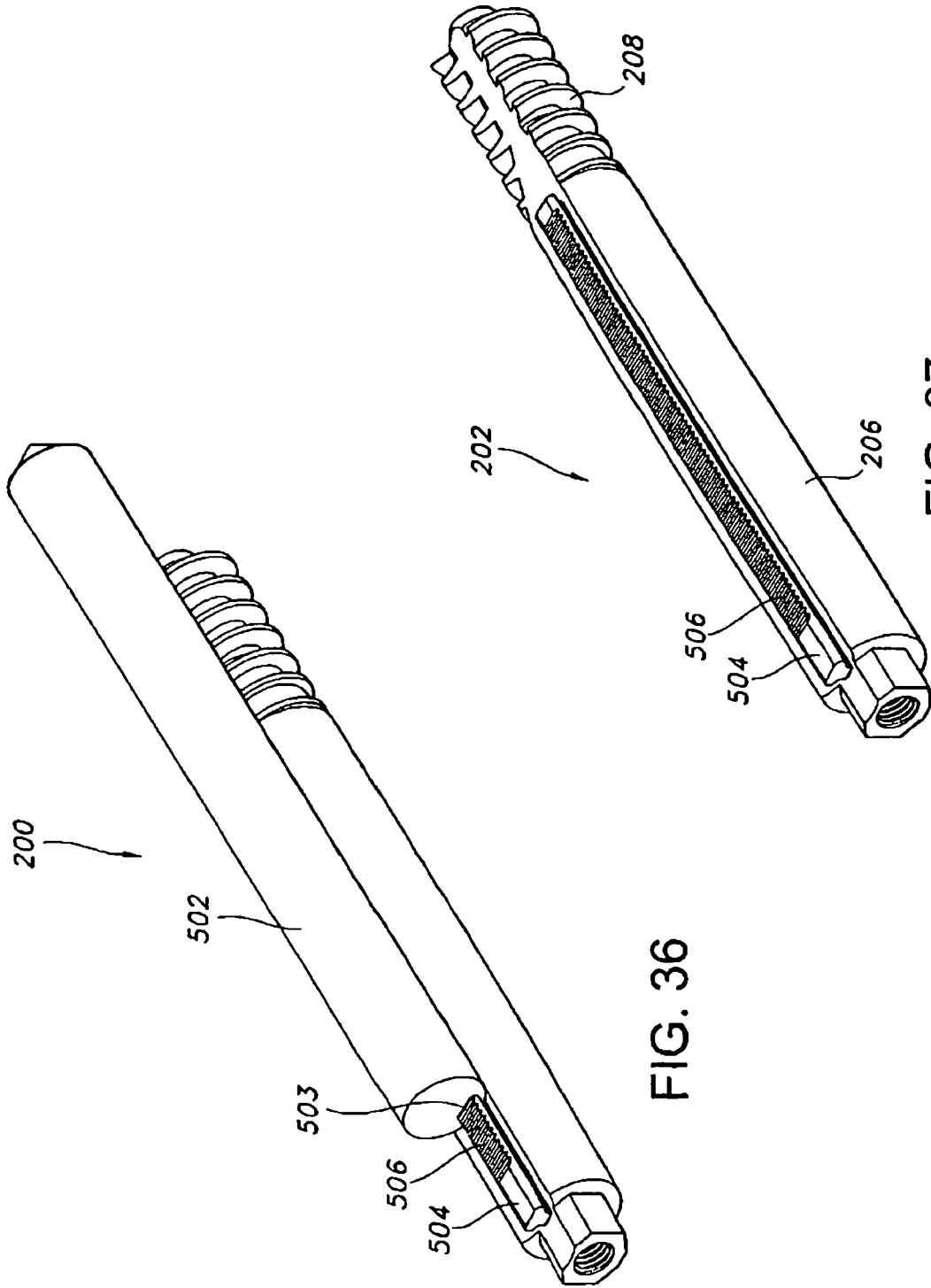


FIG. 36

FIG. 37

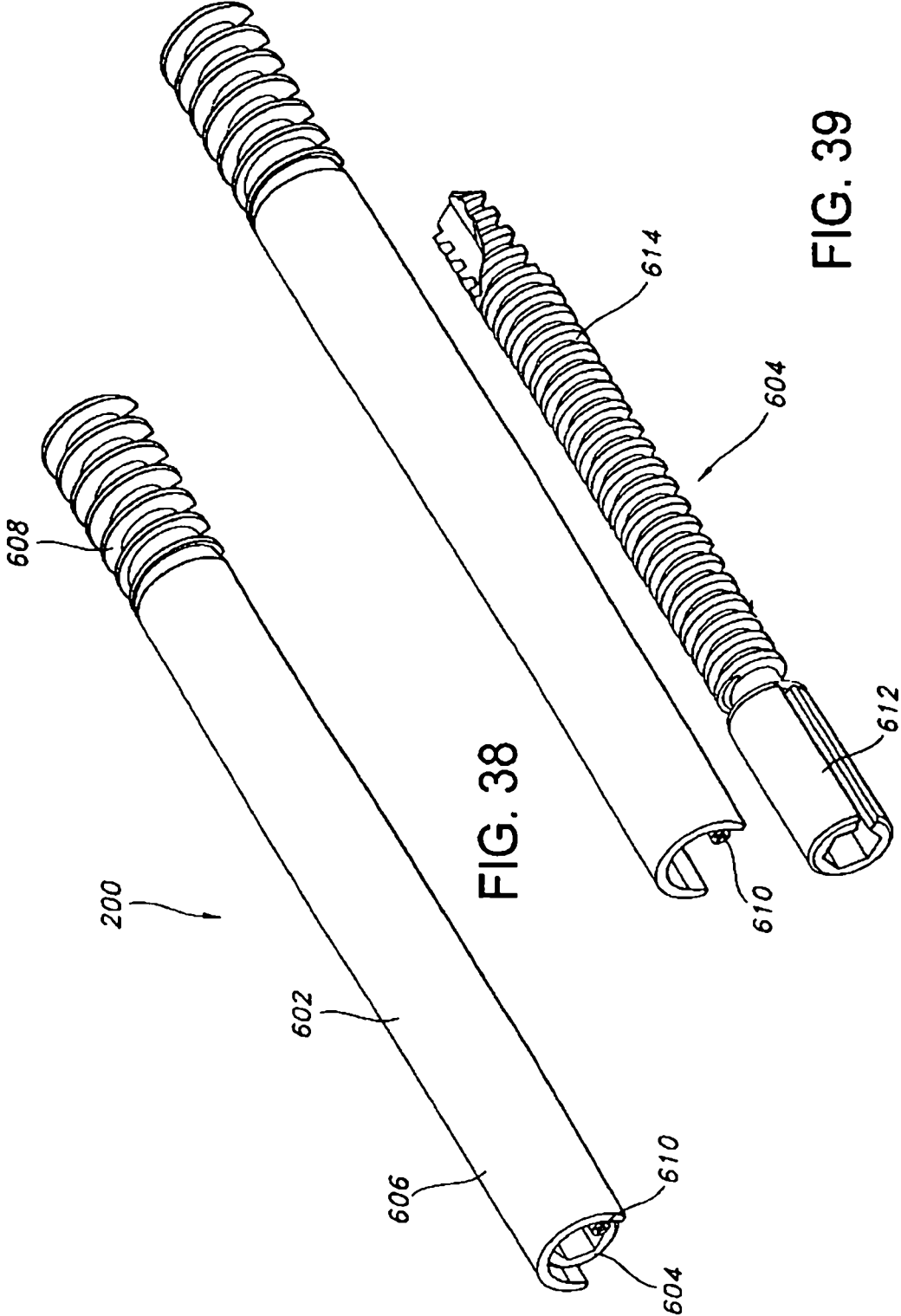
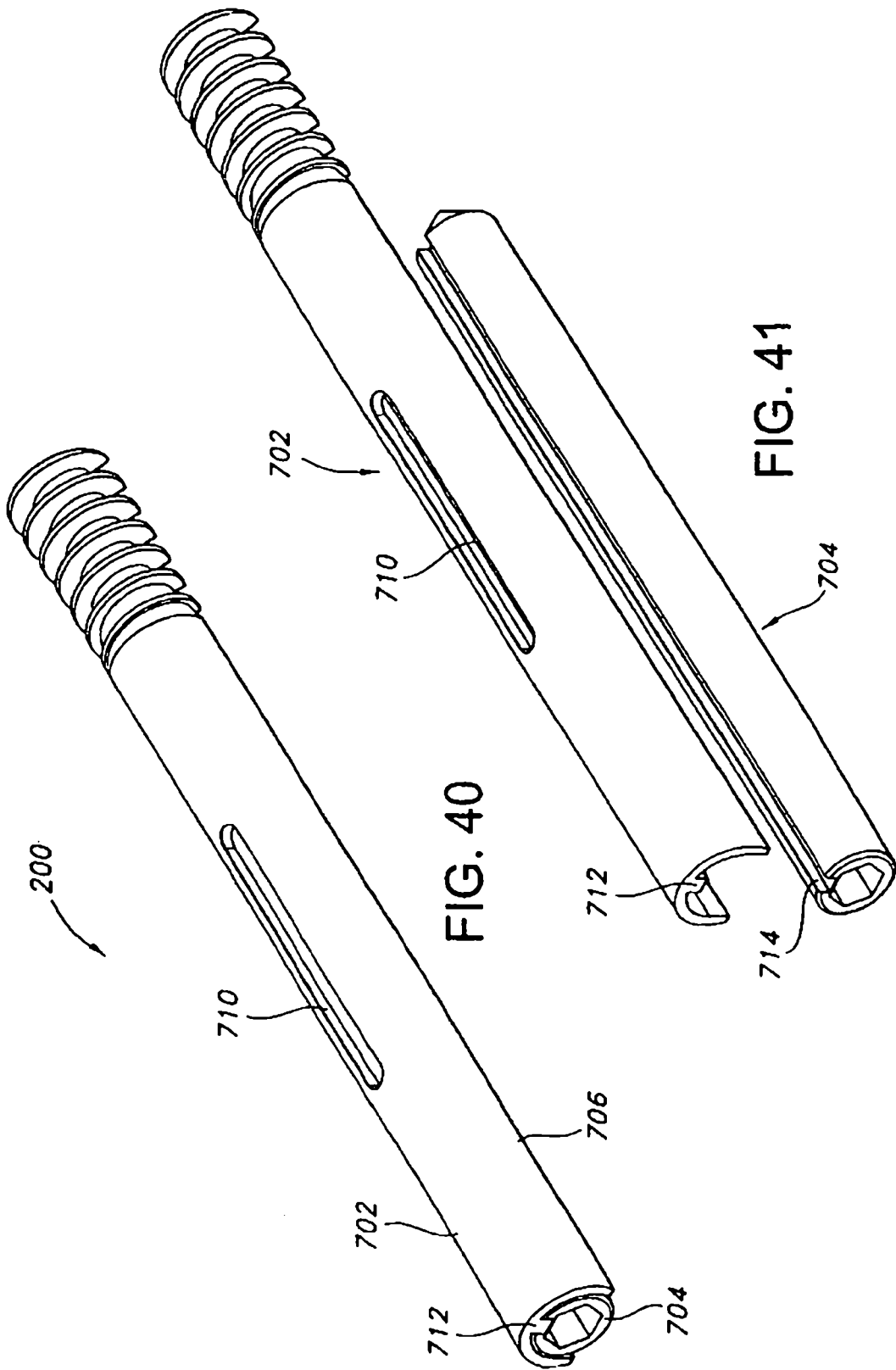


FIG. 38

FIG. 39



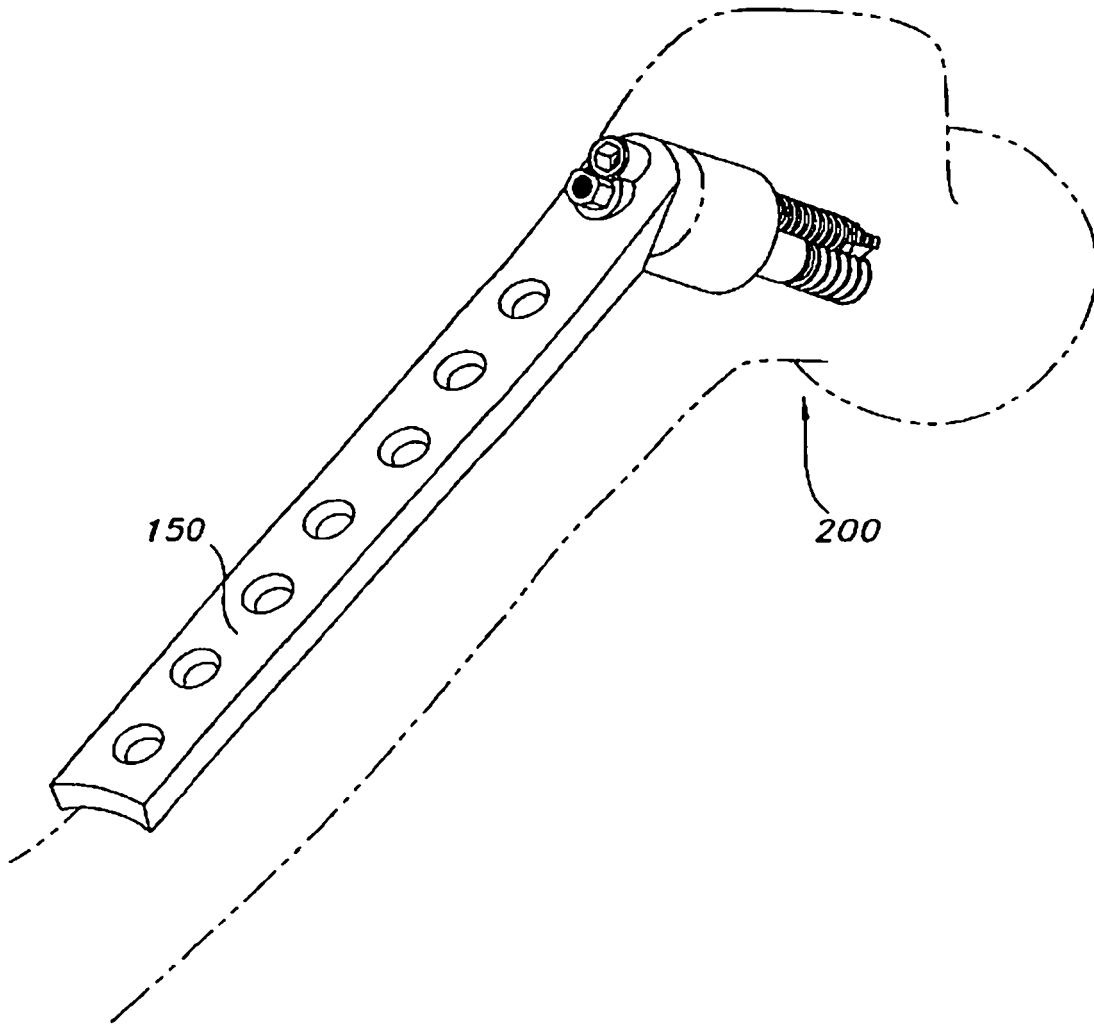


FIG. 42

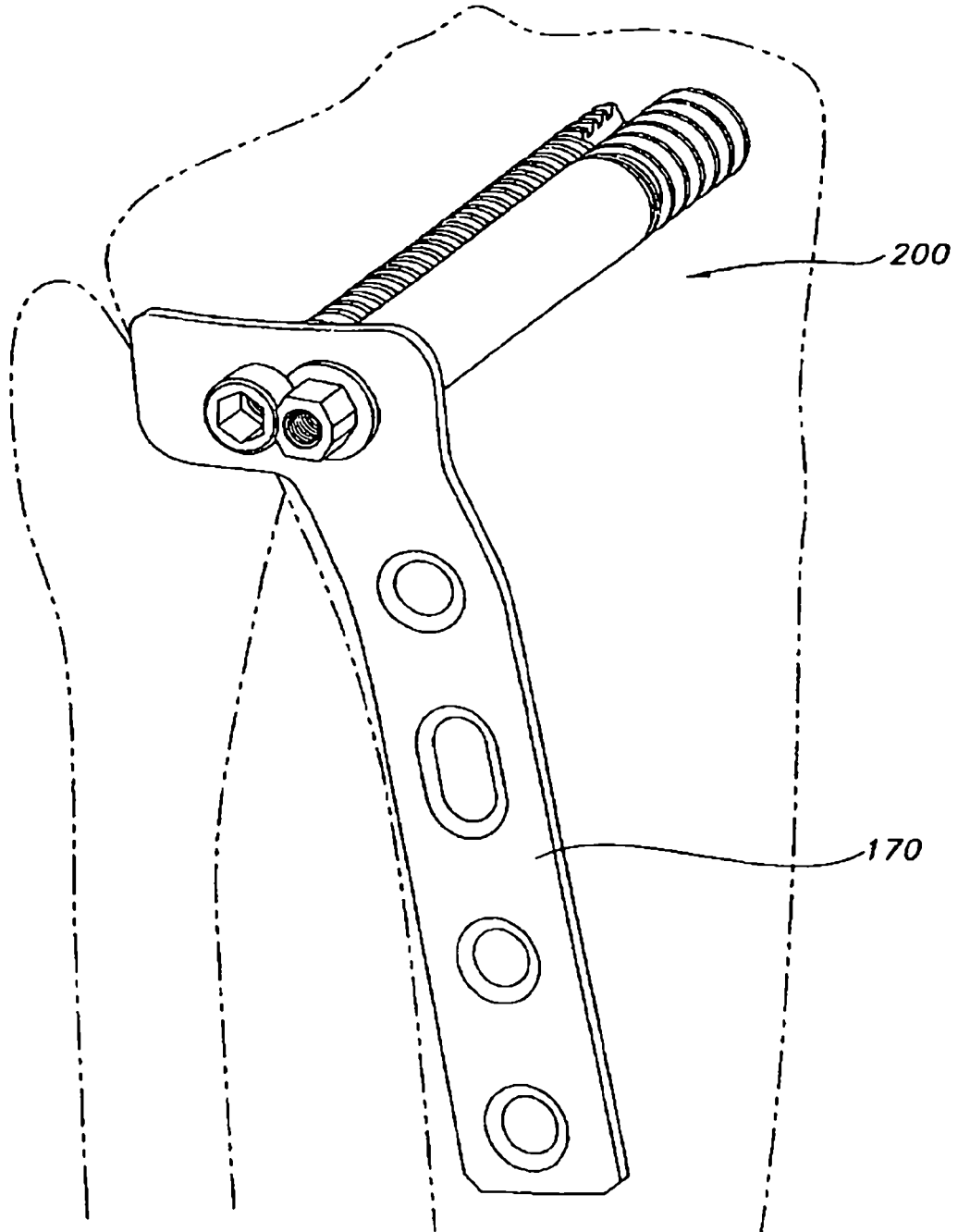


FIG. 43

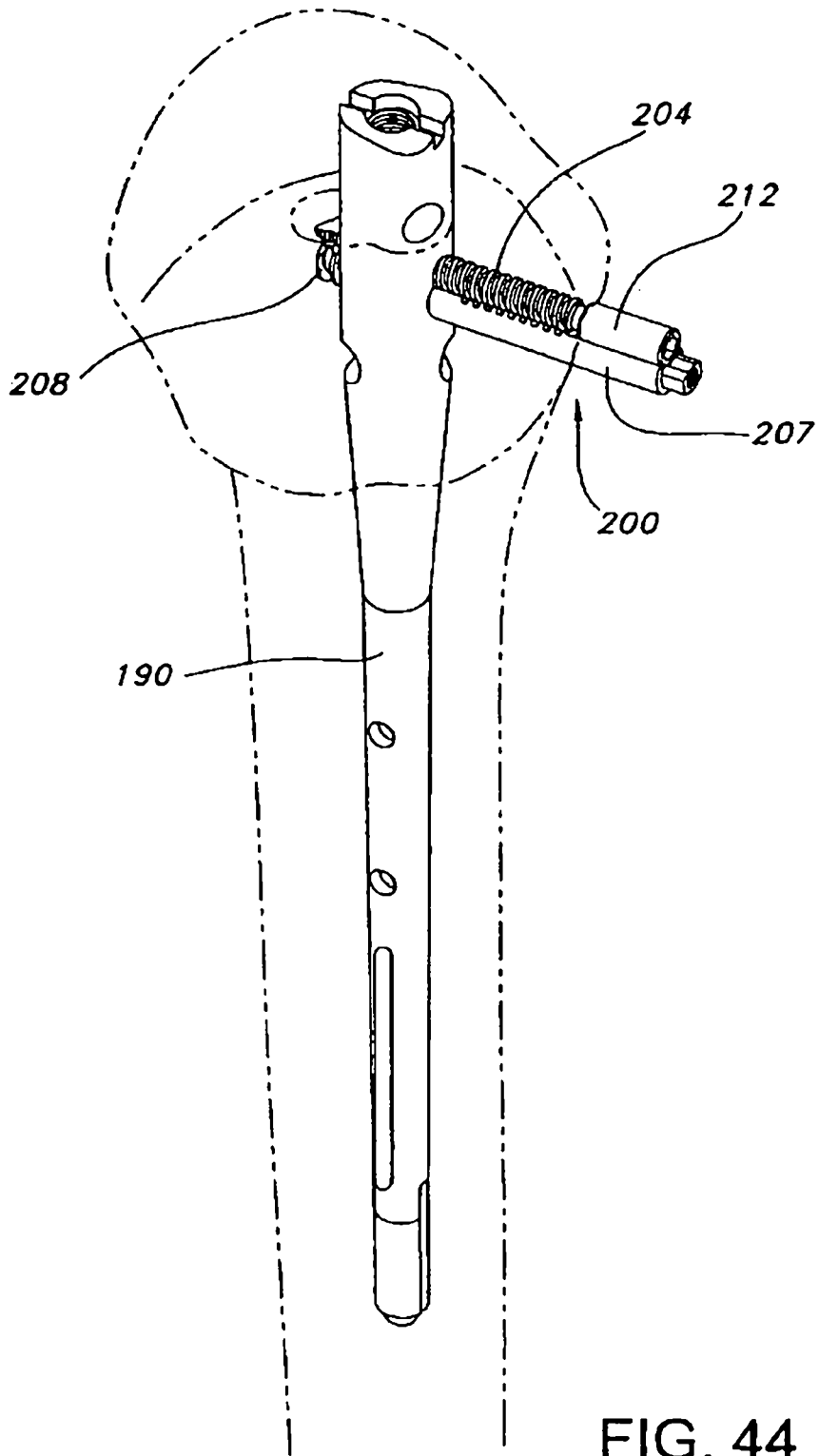


FIG. 44