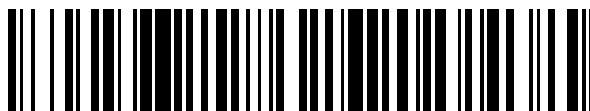


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 765 002**

51 Int. Cl.:

**A61B 17/58** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **11.02.2011 PCT/US2011/024472**

87 Fecha y número de publicación internacional: **18.08.2011 WO11100512**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **11.02.2011 E 11742844 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **21.08.2019 EP 2533713**

54 Título: **Un conjunto de fijación intramedular intraósea**

30 Prioridad:

**11.02.2010 US 658680**

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

**05.06.2020**

73 Titular/es:

**EXTREMITY MEDICAL LLC (100.0%)  
Morris Corporate Center 1, 300 Interpace  
Parkway, Building A, 4th Floor  
Parsippany, NJ 07054, US**

72 Inventor/es:

**GANNOE, JAMY;  
TYBER, JEFF y  
KIEFER, LAWRENCE**

74 Agente/Representante:

**VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro**

ES 2 765 002 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**

Un conjunto de fijación intramedular intraósea

**5 Campo de la invención**

Esta invención se refiere al campo de los dispositivos de implantes ortopédicos, y más particularmente, a un conjunto de fijación intramedular utilizado para la fusión de las articulaciones angulares, huesos y la corrección de las deformidades, tal como los huesos de la mano y del pie.

10

**Antecedentes de la invención**

Los dispositivos de implantes ortopédicos, como clavos intramedulares, placas, varillas y tornillos, a menudo se usan para reparar o reconstruir huesos y articulaciones afectadas por traumatismos, degeneraciones, deformidades y enfermedades, como la artropatía de Charcot causada por la diabetes en algunos pacientes, deformidades en valgo del dedo gordo, bunionectomías de Keller fallidas, artritis reumatoide y deformidades severas.

15

Además, las infecciones y las complicaciones en las heridas son una preocupación importante entre los procedimientos anteriormente mencionados. El cierre de heridas es técnicamente complicado para el cirujano, y los dispositivos que añaden protuberancias de superficie, tales como placas o tornillos expuestos, añaden la dificultad de que requieren una tensión tisular mayor durante la reaproximación de la incisión. Esto aumenta el riesgo de infecciones posoperatorias de la herida y desprendimientos, lo que en última instancia puede conducir a la amputación de la extremidad.

20

Se han utilizado varios implantes para el tratamiento quirúrgico de estos huesos y articulaciones, incluidos los tornillos óseos. Los implantes también se han utilizado para tratar deformidades severas en los huesos metatarsianos y falángicos, incluidos múltiples tornillos y placas. Estos múltiples implantes de placa y tornillos se han usado comúnmente en un primer procedimiento de fusión metatarso-falángica para fusionar el primer metatarsiano con el primer hueso falángico en deformidades en valgo del dedo gordo, bunionectomías de Keller fallidas, artritis reumatoide y otros tipos de deformidades severas en los huesos metatarsianos y falángicos. Si bien estos dispositivos permiten la fijación y promueven la fusión, no llevan a cabo la restauración del arco en un pie de Charcot, no son efectivos en los procedimientos de fusión metatarso-falángica (MTP), ni proporcionan una compresión uniforme para varios ángulos de compresión predeterminados.

25

30

En particular, los implantes de tornillo en los procedimientos MTF son ineficaces para proporcionar suficiente compresión a los huesos del pie, impedir la rotura de la cabeza del tornillo o producir una resistencia a la flexión eficaz. Además, la dificultad para controlar la dorsiflexión y los ángulos valgus, así como la irritación cutánea debido a la proximidad con la piel impide que estos implantes de tornillo se utilicen fácilmente en los tratamientos quirúrgicos. Asimismo, los implantes de placa utilizados con tornillos óseos también tienen los mismos inconvenientes, ya que los ángulos varo y valgo fijados, la falta de compresión dirigida a través de la articulación MTF y la irritación cutánea debido a la proximidad con la piel, reducen la eficacia de estos implantes

35

40

Por lo tanto, existe la necesidad de un conjunto de fijación intramedular y un método de uso que supere algunos o todos los inconvenientes previamente definidos de los conjuntos de fijación anteriores.

45

El documento CN 2738745Y describe una estructura de tornillo de bloqueo de clavo intramedular, que comprende un primer y un segundo soportes de bloqueo que están compuestos respectivamente por las partes de unión y las partes finales.

**50 Sumario de la invención**

Los aspectos de la invención están de acuerdo con las reivindicaciones independientes adjuntas.

La invención puede superar los inconvenientes de las invenciones anteriores.

55

Se puede proporcionar un nuevo y útil conjunto de fijación intramedular que puede utilizarse para tratar huesos en un cuerpo humano.

Se puede proporcionar un sistema para comprimir huesos usando un conjunto de fijación intramedular.

60

Se puede proporcionar un conjunto de fijación intramedular en ángulo agudo fijo para la fijación ósea.

Se puede proporcionar un conjunto de fijación intramedular en ángulos agudos variables para la fijación ósea con ángulos de fijación agudos variables.

65

Se pueden proporcionar al menos tres puntos de compresión sobre fragmentos óseos mediante un conjunto de

fijación intramedular de ángulo variable.

Se proporciona un conjunto intramedular para fusión ósea que incluye un elemento de tirafondo y un elemento de tornillo cónico. El elemento de tirafondo incluye un primer cuerpo alargado que tiene una primera parte roscada en un primer extremo y una parte bulbosa en un segundo extremo. El elemento de tornillo cónico está acoplado al elemento de tirafondo, e incluye un segundo cuerpo alargado que tiene una segunda parte roscada en un tercer extremo, y una abertura en un cuarto extremo.

En la presente memoria también se describe un método para la fusión ósea que incluye varias etapas no limitantes. En una etapa, se proporciona un conjunto intramedular, donde el conjunto intramedular incluye un elemento de tirafondo que tiene un primer cuerpo alargado. El primer cuerpo alargado incluye una primera parte roscada en un primer extremo y una parte bulbosa en un segundo extremo. El conjunto intramedular también incluye un elemento de tornillo cónico acoplado al elemento de tirafondo, donde el elemento de tornillo cónico incluye un segundo cuerpo alargado que tiene una segunda parte roscada en un tercer extremo, una parte tubular en un cuarto extremo y una abertura en el cuarto extremo.

Otra etapa incluye hacer una incisión en el pie. Otra etapa incluye perforar un primer canal medular en un primer hueso. Otra etapa incluye insertar el elemento de tornillo cónico en el primer canal medular. Otra etapa incluye alinear el elemento de tornillo cónico en el primer canal medular. Otra etapa incluye perforar un segundo canal medular en el primer hueso. Otra etapa incluye acoplar de forma deslizante el elemento de tirafondo al elemento de tornillo cónico. Otra etapa incluye insertar el elemento del tirafondo en el segundo canal medular. Otra etapa incluye aplicar compresión al elemento de tirafondo para bloquear el elemento de tornillo cónico al elemento de tirafondo, fusionando así el primer hueso con el segundo hueso.

#### Breve descripción de los dibujos

Se puede obtener mayor entendimiento de la invención haciendo referencia a una realización preferida expuesta en las ilustraciones de los dibujos adjuntos. Aunque la realización ilustrada es simplemente un ejemplo de sistemas y métodos para llevar a cabo la invención, tanto la organización como el método de operación de la invención, en general, junto con otros objetivos y ventajas de la misma, pueden entenderse más fácilmente por referencia a los dibujos y la siguiente descripción. Los dibujos no pretenden limitar el alcance de esta invención, que se expone con particularidad en las reivindicaciones adjuntas o enmendadas posteriormente, sino simplemente para aclarar y ejemplificar la invención.

Para una comprensión más completa de la invención, a continuación se hace referencia a los siguientes dibujos en los que:

La Figura 1 es una vista en perspectiva de un sistema de fijación.

La Figura 2 es una vista en perspectiva de un elemento de tornillo proximal utilizado en el sistema de fijación mostrado en la Figura 1.

La Figura 3A es una vista en perspectiva de un elemento distal utilizado en el sistema de fijación mostrado en la Figura 1.

La Figura 3B es una vista en sección transversal en perspectiva del elemento distal mostrado en la Figura 3A.

La Figura 4 es una vista en perspectiva del elemento del instrumento utilizado en el sistema de fijación mostrado en la Figura 1.

La Figura 5 es una vista en perspectiva del conjunto de fijación intramedular ensamblado insertado en los huesos del pie de un paciente.

La Figura 6 es una vista lateral del conjunto de fijación intramedular ensamblado mostrado en la Figura 5.

La Figura 7 es un diagrama de flujo que ilustra el método de acoplamiento del conjunto de fijación intramedular mostrado en las Figuras 1-6 a los huesos tarsianos y metatarsianos en el pie de un paciente.

La Figura 8 es una vista en perspectiva de otro conjunto de fijación intramedular ensamblado insertado en los huesos del pie de un paciente.

La Figura 9 es una vista en perspectiva del otro conjunto de fijación intramedular mostrado en la Figura 8.

La Figura 10 es una vista en perspectiva del elemento de tirafondo utilizado en el conjunto de fijación intramedular mostrado en las Figuras 8-9.

La Figura 11 es una vista en perspectiva del elemento de tornillo cónico utilizado en el conjunto de fijación intramedular mostrado en las Figuras 8-9.

La Figura 12 es un diagrama de flujo que ilustra el método de acoplamiento del conjunto de fijación intramedular mostrado en la Figura 8-9 a los huesos del pie de un paciente.

La Figura 13 es una vista en perspectiva de otro conjunto de fijación intramedular ensamblado insertado en los huesos de la mano de un paciente.

La Figura 14 es una vista en perspectiva del conjunto de fijación intramedular mostrado en la Figura 13.

La Figura 15 es una vista en perspectiva del elemento de tirafondo utilizado en el conjunto de fijación intramedular mostrado en las Figuras 14.

La Figura 16 es una vista en perspectiva del elemento de tornillo poliaxial utilizado en el conjunto de fijación intramedular mostrado en la Figura 14.

La Figura 17 es una vista en perspectiva de un conjunto de fijación intramedular ensamblado.

La Figura 18 es una vista en perspectiva de un conjunto de fijación intramedular ensamblado que tiene una pluralidad de elementos de tirafondo.

La Figura 19 es una vista en perspectiva despiezada de un elemento de cubierta para un tirafondo

Algunos de los ejemplos de las Figuras no muestran una parte bulbosa cónica o un ángulo fijo de menos de 90 grados. Estos ejemplos no entran dentro del alcance de las reivindicaciones.

### Descripción detallada de la invención

La invención puede entenderse más fácilmente haciendo referencia a la siguiente descripción detallada de la realización preferida de la invención. Sin embargo, los sistemas y las estructuras operativas de acuerdo con la invención pueden realizarse en una amplia variedad de formas y modos, algunos de los cuales pueden ser bastante diferentes de los de la realización divulgada. En consecuencia, los detalles estructurales y funcionales específicos divulgados en la presente memoria son meramente representativos, sin embargo, a ese respecto, se considera que ofrecen la mejor realización para fines de divulgación y proporcionan una base para las reivindicaciones del presente documento, que definen el ámbito de la invención. Debe señalarse que, como se usa en la memoria descriptiva y en las reivindicaciones adjuntas, las formas singulares "uno", "una" y "el", "la" incluyen referentes plurales a menos que el contexto indique claramente lo contrario.

Haciendo ahora referencia a la Figura 1, se muestra un sistema de fijación 100. Como se muestra, el sistema de fijación 100 incluye un conjunto de fijación intramedular 110 que comprende un elemento de tornillo proximal 130 y un elemento distal 140. El elemento de tornillo proximal 130 se proporciona sobre un extremo proximal 135 del conjunto 110 y está acoplado a un elemento distal 140 que se proporciona sobre el extremo distal 145 del conjunto de fijación 110. Además, el elemento de tornillo proximal 130 crea un ángulo 150 fijo con el elemento distal 140, y este ángulo 150 determina el ángulo para la reconstitución del arco. Por otra parte, el sistema de fijación 100 incluye un instrumento 120 que se utiliza para acoplar el conjunto de fijación intramedular 110 a los huesos de la región media plantar (no se muestra). Debería entenderse que, en una realización no limitante, el conjunto de fijación intramedular 110 puede estar hecho de un material de titanio, aunque, en otras realizaciones no limitantes, el conjunto de fijación intramedular 110 puede estar hecho de acero inoxidable, PEEK, NiTi, cromo cobalto u otros tipos de materiales similares.

Como se muestra en la Figura 2, el elemento de tornillo proximal 130 tiene generalmente forma cilíndrica y se extiende desde la primera parte bulbosa 202 hasta el segundo extremo cónico 204. El extremo 204 tiene un diámetro que es ligeramente más pequeño que el diámetro 226 de la parte bulbosa 202. Adicionalmente, la parte bulbosa 202 tiene un cono, tal como un cono Morse, con una anchura que disminuye desde el extremo 211 hasta el extremo 212. El cono permite un ajuste de interferencia bloqueado con una abertura cónica 316 cuando la parte bulbosa 202 cónica está combinada con la abertura cónica 316 mostrada y descrita más adelante. Por otra parte, la parte bulbosa 202 es generalmente circular y tiene una abertura de transmisión 208 del par de fuerza generalmente hexagonal y que atraviesa la longitud 210 de la parte bulbosa 202. Sin embargo, puede utilizarse una abertura con forma de estrella, una abertura con forma de cuadrado, o cualquier abertura con otra forma sin alejarse del ámbito de la invención. La abertura de transmisión 208 del par de fuerza se utiliza para transmitir un par de fuerza desde la parte bulbosa 202 hasta el extremo cónico 204 rotando la parte bulbosa 202.

Además, el elemento de tornillo proximal 130 tiene una primera parte exterior lisa 206 que se extiende desde el extremo 212 de la parte bulbosa 202. La parte 206 comprende una abertura interna 214 que atraviesa longitudinalmente la parte 206 en la dirección 201. La parte 206 termina en una segunda parte 216 generalmente tubular. La parte 216 puede comprender una abertura circular interna 220 que atraviesa longitudinalmente el interior de la parte 216. La abertura circular interna 220 está alineada con las aberturas 214 y 208 a lo largo del eje 203 para formar una abertura continua (es decir, una cánula) desde la parte bulbosa 202 hasta el extremo 204. La abertura continua o la cánula se proporciona para interactuar con un alambre guía (no se muestra) recibiendo el alambre guía en el interior de la abertura continua, situando y colocando de este modo el elemento proximal 130. En otras realizaciones no limitantes, el elemento proximal 130 puede proporcionarse sin aberturas 220 y 214 (es decir, el elemento proximal es sólido).

Asimismo, la parte tubular 216 tiene una pluralidad de roscas circulares, tales como las roscas 218, que están dispuestas circunferencialmente sobre la superficie externa de la parte 216 y teniendo las roscas 218 un diámetro externo 224. La parte 216 también puede estar provista de un borde principal autorroscante 222 para proporcionar a la parte 216 la capacidad de retirar el material óseo durante la inserción del elemento de tornillo proximal 130 en el hueso. Debería apreciarse que la longitud del elemento proximal 130 puede seleccionarse de longitudes que varían para permitir que un cirujano fusione diferentes articulaciones en un pie (no se muestra).

Tal y como se muestra en las Figuras 3A-3B, el elemento distal 140 tiene forma generalmente tubular y se estrecha desde un primer extremo 302 hasta un segundo extremo 304 (es decir, el extremo 302 tiene un diámetro 306 que es ligeramente mayor del diámetro 308 del extremo 304). Sin embargo, en otra realización no limitante, el elemento distal 140 tiene una anchura constante desde el primer extremo 302 hasta el segundo extremo 304. Además, el

5 primer extremo 302 tiene forma generalmente semiesférica y tiene una abertura circular interna 316, que atraviesa el extremo 302 a lo largo de la dirección 301 (es decir, el extremo 302 tiene generalmente forma de "donut"). Adicionalmente, la abertura circular 316 surge desde la superficie 322, de modo que la parte 310 tiene una abertura 316 generalmente cónica proporcionada en la parte 310. La abertura circular 316 comprende una inclinación 320 desde el primer extremo 302 hasta el extremo 322 de la parte 310. Además, la abertura 316 está alineada a lo largo del eje 303, que está desplazado desde el eje horizontal 305 del elemento distal 140. El eje 303 forma un ángulo 150 con el eje horizontal 305 que determina el ángulo de reconstitución del arco, tal y como se muestra en la Figura 3A. El ángulo 150 puede ser cualquier ángulo mayor de 90 grados y menor de 180 grados. La abertura cónica 316, cuando se combina con la parte bulbosa 202 cónica, mostrada en la Figura 2, crea un ajuste de interferencia bloqueado entre el elemento proximal 130 y el elemento distal 140. El primer extremo 302 tiene una pluralidad de ranuras 326 y 328 sustancialmente similares, que forman una "forma en L" con la superficie 330 del extremo 302. Las ranuras 326 y 328 se proporcionan para recibir el instrumento 120 del sistema de fijación 100 que se describe más adelante. En otras realizaciones no limitantes, pueden proporcionarse otros instrumentos similares que van a ser recibidos en el interior de las ranuras 326 y 328.

15 El elemento distal 140 comprende además una parte 310 generalmente lisa acoplada al extremo 302. La parte 310 tiene una abertura 312 con forma generalmente hexagonal que se abre hacia la abertura 316 y que atraviesa longitudinalmente la parte 310 en la dirección 301. En otras realizaciones no limitantes, puede utilizarse una abertura con forma de estrella, una abertura con forma de cuadrado, o una abertura con cualquier otra forma. La abertura circular 316 tiene un diámetro 314 que es ligeramente mayor del diámetro externo 224 de las partes 216 y 206 del elemento de tornillo proximal 130, estando las partes 216 y 206 recibidas de manera deslizante en el interior de la abertura 316 de la parte 310. La abertura 316 tiene un diámetro que es más pequeño que el diámetro 226 de la parte bulbosa 202.

20 La parte 310 del elemento distal 140 termina en una segunda parte 318 generalmente cilíndrica que tiene una pluralidad de roscas 324, que están dispuestas circunferencialmente sobre la superficie externa de la parte 318. La parte 318 tiene una abertura circular interna 325 que se extiende longitudinalmente junto con la parte 318 en la dirección 301. La abertura circular 325 se alinea con la abertura 312 para formar una abertura continua desde el extremo 302 hasta el extremo 304.

25 Tal y como se muestra en la Figura 4, el instrumento 120 se ilustra para acoplar el elemento de tornillo proximal 130 al elemento distal 140. Particularmente, el instrumento 120 incluye una parte de mango 402 acoplada a una parte de varilla 404. La parte de varilla 404 surge desde la parte de mango 402 en el extremo 406 y termina en una parte plana rectangular 408 en el extremo 410. La parte plana 408 está alineada a lo largo del eje 401 y está acoplada de manera fija a una parte tubular 412 generalmente cilíndrica (es decir, un dispositivo para apuntar). La parte 412 atraviesa la parte 408 desde la superficie superior 414 hasta la superficie inferior 416. Además, la parte tubular 412 está alineada a lo largo del eje 403 distinto, formando un ángulo 405 con el eje 401. Además, la parte tubular 412 tiene una abertura 420 pasante que atraviesa longitudinalmente la parte 412 a lo largo del eje 403.

30 La parte plana 408 está acoplada a la parte plana 422, teniendo la parte 422 una anchura ligeramente menor de la anchura de la parte 408. La parte 422 termina en una parte 424 generalmente con forma de U, siendo la parte 424 ortogonal a la parte 422. Además, la parte 424 tiene una pluralidad de lados 426 y 428 sustancialmente similares que se proporcionan para estar acoplados de manera deslizante a las ranuras 326 y 328 del elemento distal 140.

35 En la operación, los lados 426 y 428 del instrumento 120 se reciben en las respectivas ranuras 326 y 328 del elemento distal 140 de las figuras 3A-3B, acoplando de este modo de manera deslizante el elemento distal 140 al instrumento 120. En esta posición, el eje 303 de la abertura 316 está alineado a lo largo de sustancialmente el mismo eje como el eje 403 del instrumento 120. El elemento de tornillo proximal 130 está acoplado al elemento distal 140 mediante las partes 206 y 216 que se acoplan de manera deslizante a través de la abertura 420 de la parte tubular 412. La parte tubular 412 guía el elemento de tornillo proximal 130 a través de la abertura interna 420 y hacia la abertura 316 de la superficie 322 y puede también guiar un alambre de Kirschner (alambre K) o una broca. El elemento de tornillo proximal 130 de la Figura 2 se desplaza hacia el hueso a medida que las partes 216 y 206 se desplazan además a través de la abertura 316 en el extremo 302 hasta que la parte bulbosa 202 queda retenida por la superficie 322 y el extremo 302. La abertura 316, que se estrecha a lo largo del eje 303, hace que el elemento de tornillo proximal 130 forme un ángulo 150 con el elemento distal 140, estando el elemento proximal 130 alineado a lo largo de un eje 303 que es sustancialmente el mismo eje que el eje 403 de la parte tubular 412 del instrumento 120.

40 En funcionamiento, y como se muestra mejor en las figuras 5, 6 y 7, el sistema de fijación 100 utiliza el conjunto de fijación intramedular para tratar y fijar los huesos deteriorados y dañados o fracturados del pie humano 500. Esto reconstituye el arco del pie humano 500 acoplando el conjunto de fijación intramedular al pie humano 500 de una pierna izquierda. En un ejemplo no limitante, tal y como se muestra en la Figura 5, el conjunto intramedular 110 está acoplado a los canales medulares del primer hueso metatarsiano 502, la cuña del tarso media 504, el navicular 506 y el astrágalo 508. El astrágalo 508 forma parte de la articulación del tobillo donde está acoplada de manera roscada la parte 216 roscada del elemento de tornillo proximal 130 del conjunto intramedular 110. La cuña del tarso media 504 y el hueso navicular 506 se ven más afectados por la enfermedad del pie de Charcot diabético que produce el deterioro y el colapso del arco del pie 500. Debería de apreciarse que el conjunto intramedular 110 puede utilizarse

dentro de cada uno de los cinco rayos, representando un rayo una línea trazada desde cada hueso metatarsiano hasta el astrágalo. La angulación en los rayos más pequeños será menor de los dos rayos (es decir, una línea desde el primer y segundo metatarsiano hasta el astrágalo). Además, el diámetro del elemento distal 140 disminuirá desde el rayo grande hasta el rayo pequeño. En un ejemplo no limitante, la angulación puede ser un ángulo mayor de 90 grados y menor de 180 grados. Por ejemplo, el ángulo del primer rayo puede ser de 150-170 grados y los ángulos de los otros rayos pueden ser de 160-175 grados.

Tal y como se muestra en las Figuras 6 y 7, el conjunto de fijación intramedular puede utilizarse para reconstruir un arco en la región media plantar de un pie humano 500. Tal y como se muestra, el método comienza en la etapa 700 y continúa hasta la etapa 702, en la que se realiza una incisión dorsal tarsometatarsiana (Lis Franc) (es decir, una incisión en la región media plantar) (no se muestra) en el pie 500 para tener acceso a la articulación. En la etapa 704, la cápsula articular se separa "estirando" el pie 500 en la dirección 601 (es decir, el pie 500 se dobla en la región media plantar) para exponer la superficie articular 602 y retirar el cartílago articulado. A continuación, en la etapa 706, el canal intramedular se escaria y el elemento distal 140 se inserta en el canal intramedular (no se muestra) del metatarsiano 502. En otras realizaciones no limitantes, el elemento distal 140 puede insertarse mediante impacto, ajuste a presión, escariando un orificio en el canal intramedular (no se muestra) o sustancialmente mediante cualquier otra estrategia o técnica similar.

A continuación, en la etapa 708, el instrumento 120 se acopla al elemento distal 140 acoplado los lados 426 y 428 del instrumento 120 a las respectivas ranuras 326 y 328. En la etapa 710, la colocación inicial del elemento proximal 130 se evalúa con el uso de un alambre guía a través de la parte 412 (es decir, el dispositivo de puntería). A continuación, en la etapa 712, se inserta una broca de avellanado a través de la parte 412 y penetra en la corteza proximal. En esta etapa, se utiliza una guía canulada o alambre guía para perforar previamente el orificio a través de las articulaciones seleccionadas para su fusión. En la etapa 714, el elemento de tornillo proximal 130 se inserta sobre el alambre guía y hacia el elemento distal 140. Particularmente, el elemento proximal 130 se inserta a través de la parte tubular 412 (es decir, el dispositivo de puntería), haciendo que el elemento proximal 130 se desplace a través de la abertura 420 longitudinal interna hacia el elemento distal 140 y además hacia los huesos 504, 506, y 508 hasta que se realice una conexión rígida con la abertura cónica 316, comprimiendo la articulación de este modo. En una realización no limitante, un elemento de bloqueo (no se muestra), tal como una placa o una arandela, está acoplado al extremo 302 del conjunto de fijación intramedular para asegurar además el elemento 130 roscado proximal al elemento distal 140. A continuación, en la etapa 716 el instrumento 120 se retira y se cierra la incisión tarsometatarsiana dorsal (Lis Franc) (es decir, en la región media). El método termina en la etapa 718.

Debería apreciarse que puede insertarse una pluralidad de conjuntos de fijación intramedulares, tales como el conjunto de fijación intramedular, en cualquiera de los huesos de un pie 500, tal como, pero no limitándose al metatarsiano, a la cuña del tarso, al calcáneo, al cuboide, al astrágalo y al navicular, para reconstituir la forma anatómica natural del arco del pie 500. De este modo, el sistema de fijación 100, en una realización no limitante, se utiliza para acoplar el conjunto de fijación intramedular al pie 500, lo que hace que los huesos metatarsianos 504, la cuña del tarso media 504, el navicular 506 y el astrágalo 508 estén alineados en la forma anatómica correcta de un arco cuando se montan en el pie 500. Debería apreciarse que el conjunto de fijación intramedular 110 se coloca mediante una incisión en la región media dorsal, reduciendo de este modo la alteración de los tejidos plantares y/o de las cabezas de los metatarsianos, a la vez que al mismo tiempo se minimiza la tensión sobre la piel. Esto permite un cierre de heridas mejorado, una reducción del tiempo en el quirófano, una reducción en el número de incisiones requeridas y una reducción en la longitud total de las incisiones. Debería apreciarse además que, en otras realizaciones no limitantes, el conjunto intramedular 110 puede utilizarse con material de injerto (es decir, autoinjerto, aloinjerto u otro agente biológico).

En una realización alternativa, tal y como se muestra en la Figura 8, se proporciona un conjunto de fijación intramedular 800 con el fin de aplicar compresión intraósea a los huesos. En particular, el conjunto de fijación intramedular 800 comprende un elemento de tornillo cónico 800 acoplado a un elemento de tirafondo 815 en un ángulo agudo fijo para la fusión interna de los huesos del pie humano 805, tal como, por ejemplo, el hueso calcáneo 820, el astrágalo 825 y el cuboide 830. En otras realizaciones no limitantes, el conjunto de fijación intramedular 800 puede utilizarse para cualquier otro uso apropiado para la fijación interna de otros huesos. Debería apreciarse que el conjunto de fijación intramedular 800 puede proporcionarse en diversas longitudes para la fijación interna de varios tamaños de hueso en el cuerpo humano.

También como se muestra en la Figura 9, el conjunto de fijación intramedular 800 incluye el elemento de tornillo cónico 810 acoplado al elemento de tirafondo 815 en un ángulo fijo 905. El ángulo fijo 905 puede proporcionarse en varios ángulos fijos dependiendo de los segmentos óseos que se han de comprimir. El ángulo fijo entre el elemento de tornillo cónico 810 y el elemento de tirafondo 815 hace que el conjunto de fijación intramedular 800 se "enganche" en los segmentos óseos y transmita la compresión aplicada a los fragmentos óseos a través de los elementos 810 y 815. Debería apreciarse que, en una realización no limitante, el conjunto de fijación intramedular 800 puede estar hecho de un material de titanio, aunque, en otras realizaciones no limitantes, el conjunto de fijación intramedular 800 puede estar hecho de SST, PEEK, NiTi, cromo cobalto u otros tipos similares de materiales. También debería apreciarse que el conjunto de fijación intramedular 800 está bloqueado en el ángulo fijo después de la inserción del mismo en el hueso. El conjunto de fijación intramedular 800 transmite la compresión aplicada a los fragmentos

óseos por el elemento de tornillo cónico 810 y el elemento de tirafondo 815 en compresión uniforme a través de la fijación multipunto.

5 Como se muestra en la Figura 10, el elemento de tirafondo 815 tiene generalmente forma cilíndrica y tiene una primera parte exterior lisa 1005 que se extiende desde la primera parte bulbosa 1010 hasta una segunda parte roscada 1015. Además, la parte bulbosa 1010 tiene un cono, tal como un cono Morse, con una anchura que disminuye desde el extremo 1030 en dirección 1000. El cono Morse permite un ajuste de interferencia bloqueado con la abertura cónica 1130 (mostrado en la Figura 11) cuando la parte bulbosa 1010 cónica reside dentro de la abertura cónica 1130, que se mostrará y describirá más adelante. Además, la parte bulbosa 1010 cónica tiene  
10 generalmente forma cilíndrica y tiene una abertura 1035 generalmente hexagonal alineada a lo largo del eje 1002 y que atraviesa la longitud longitudinal de la parte bulbosa 1010. Sin embargo, puede utilizarse una abertura en forma de estrella, una abertura con forma de cuadrado, o cualquier abertura con otra forma sin alejarse del ámbito de la invención. La abertura 1035 se proporciona para transmitir el par de fuerza desde la parte bulbosa 1010 hasta la parte roscada 1015 a medida que la parte bulbosa 1010 rota en una dirección que provoca una rotación correspondiente de la parte roscada 1015.  
15

Además, el elemento de tirafondo 815 tiene una primera parte exterior lisa 1005 que tiene un diámetro 1025 uniforme desde el primer extremo 1040 hasta el segundo extremo 1045. La parte 1005 incluye una abertura interna 1050 alineada a lo largo del eje 1002 que atraviesa la longitud longitudinal de la parte 1005 en la dirección 1000  
20 Además, la parte 1005 termina en una parte roscada 1015. La parte roscada 1015 incluye una abertura interna 1055 alineada a lo largo del eje 1002 que atraviesa longitudinalmente la parte roscada 1015. La abertura interna 1055 que está alineada en el mismo eje 1002 que las aberturas 1035 y 1055 forman cooperativamente una abertura continua (es decir, una cánula) desde el extremo 1030 de la parte bulbosa 1010 hasta el extremo 1060 de la parte roscada 1015. La abertura continua o la cánula se proporciona para interactuar con un cable guía (no se muestra) al recibir el cable guía dentro de la abertura continua para ayudar a guiar y colocar el elemento de tirafondo 815 durante la inserción del elemento de tirafondo 815. En otras realizaciones no limitantes, el elemento de tirafondo 815 puede proporcionarse sin aberturas 1050 y 1055 (es decir, el elemento del tirafondo 815 es sólido).  
25

Además, la parte roscada 1015 tiene una pluralidad de hilos circulares, tales como hilos 1065, que están dispuestos circunferencialmente en la superficie externa de la parte roscada 1015. La parte roscada 1015 tiene un diámetro 1020 que es sustancialmente igual al diámetro 1025 de la parte 1005. La parte roscada 1015 también puede estar provista de un borde delantero autorroscante 1070 para proporcionar la parte 1015 con la capacidad de eliminar material óseo durante la inserción del elemento de tirafondo 815 en el hueso. Debería apreciarse que la longitud del elemento de tirafondo 815 puede seleccionarse de diferentes longitudes para permitir que un cirujano fusione diferentes articulaciones en el cuerpo humano. Debería apreciarse que el elemento de tirafondo 815 puede colocarse en un ángulo dentro del elemento de tornillo cónico 810. Además, el elemento de tirafondo 815 puede recubrirse con un material osteoconductor, tal como, por ejemplo, pulverización de plasma u otros tipos similares de materiales porosos que son capaces de soportar o fomentar el crecimiento óseo en este material.  
30  
35

40 Como se muestra en la Figura 11, el elemento de tornillo cónico 810 tiene generalmente forma cilíndrica y tiene una parte exterior lisa 1105 que se extiende desde una parte cónica 1110 hasta una parte roscada 1115. El elemento de tornillo cónico 810 está alineado a lo largo del eje longitudinal 1104, que es longitudinalmente coextensivo con longitud del tornillo roscado 810.

45 Además, la parte cónica 1110 tiene forma generalmente tubular y se estrecha desde el extremo 1120 hasta el extremo 1125 (es decir, el extremo 1120 tiene un diámetro 1127 que disminuye ligeramente en diámetro desde el extremo 1120 en la dirección 1100). Además, el primer extremo 1120 tiene una abertura cónica 1130, que atraviesa la parte cónica 1110 a lo largo del eje 1102, lo que hace que la abertura cónica 1130 emane desde la superficie 1135. El eje 1102 está desplazado del eje longitudinal 1104 en un ángulo 1140. Además, la parte cónica 1110 tiene una abertura generalmente de forma hexagonal contenida dentro de la parte 1110, que está alineada a lo largo del eje 1104 y se proporciona para recibir un instrumento (no se muestra) para aplicar un par de fuerza al elemento de tornillo cónico 810. En otras realizaciones no limitantes, se puede utilizar una abertura en forma de estrella, o cualquier otra abertura conformada sin apartarse del ámbito de la invención. Con la abertura cónica 1130 alineada a lo largo del eje 1102, la abertura cónica 1130 forma un ángulo fijo 1140 con el eje longitudinal 1145. El ángulo fijo 1140 determina el ángulo para la fijación del elemento de tornillo cónico 810 con respecto al elemento de tirafondo 815 (mostrado en la Figura 10). Debería apreciarse que el ángulo fijo 1140 puede ser cualquier ángulo inferior a 90 grados para permitir al cirujano la flexibilidad de determinar el ángulo para la fijación interna de los huesos en el cuerpo humano. También debe apreciarse que la abertura cónica 1130 cuando se combina con la parte bulbosa cónica 1010, mostrada en la Figura 10, crea un ajuste de interferencia bloqueado entre el elemento de tornillo cónico 810 y el elemento de tirafondo 815.  
50  
55  
60

Además, el elemento de tornillo cónico 810 tiene una parte exterior lisa 1105 que tiene un diámetro uniforme 1145 desde el extremo 1125 hasta el extremo 1150. El elemento de tornillo cónico 810 es generalmente sólido, sin embargo, en otras realizaciones no limitantes, el elemento de tornillo 810 puede ser canulado. Además, la parte 1105 termina en una parte roscada 1115. La parte roscada 1115 es generalmente sólida e incluye una pluralidad de hilos circulares, tales como los hilos 1155, que están dispuestos circunferencialmente en la superficie externa de la  
65

parte roscada 1115. La parte roscada 1115 tiene un diámetro 1160 que es sustancialmente igual al diámetro 1145 de la parte 1105. La parte roscada 1115 también puede estar provista de un borde delantero autorroscante 1165 para proporcionar a la parte 1115 la capacidad de eliminar material óseo durante la inserción del elemento de tornillo cónico 810 en el hueso. Debería apreciarse que la longitud del elemento de tornillo cónico 810 puede seleccionarse de diferentes longitudes para permitir que un cirujano fusione diferentes articulaciones en el cuerpo humano. Debería apreciarse que el elemento de tornillo cónico 810 puede recubrirse con un material osteoconductor, tal como, por ejemplo, pulverización de plasma u otro tipo similar de materiales porosos que sea capaz de soportar o estimular el crecimiento óseo en este material.

Como se muestra en las Figuras 8 y 12, el conjunto de fijación intramedular 800 puede utilizarse para aplicar compresión, por ejemplo, a los huesos de un pie humano a través de una fijación de ángulo agudo del elemento de tornillo cónico 810 al elemento de tirafondo 815. Como se muestra, el método comienza en la etapa 1200 y continúa a la etapa 1205, mediante el cual se realiza una incisión central en la región posterior del pie 805. A continuación, en la etapa 1210, se perfora un orificio piloto en el hueso calcáneo 820 y el hueso cuboideo 830. En esta etapa, se inserta una broca de avellanado, se utiliza una guía canulada o un alambre guía para perforar previamente el orificio a través de las articulaciones seleccionadas para la fusión. A continuación, en la etapa 1215, el elemento de tornillo cónico 810 se inserta en el canal intramedular intraóseo (no se muestra) del calcáneo 820. En otras realizaciones no limitantes, el elemento de tornillo cónico 810 puede insertarse mediante impacto, ajuste a presión, escariando un orificio en el canal intramedular (no se muestra) o sustancialmente cualquier otra estrategia o técnica similar.

A continuación, en la etapa 1220, la posición final del elemento de tornillo cónico 810 se alinea de modo que el acoplamiento del elemento de tirafondo 815 forme un ángulo predeterminado con el elemento de tornillo cónico 810. En la etapa 1225, se alinea una guía a través de la abertura cónica 1130 en superficie 1135 y se taladra previamente un orificio a través de la articulación sustancialmente a lo largo del eje 1102. A continuación, en la etapa 1230, se inserta un alambre K (no se muestra) en el orificio pretaladrado y en el elemento de tornillo cónico 810 para que el alambre K forme un ángulo agudo con el elemento de tornillo cónico 810. A continuación, en la etapa 1235, el elemento de tirafondo 815 se gira y se inserta sobre el alambre K y dentro del hueso calcáneo 820 de modo que el alambre K guíe el elemento de tirafondo 815. El alambre K, al ayudar al elemento del tirafondo 815, penetra el extremo 1060 y surge del extremo 1030. En algunas realizaciones no limitantes, el elemento de tracción 815 puede insertarse por impacto, por ajuste a presión, o sustancialmente cualquier otra estrategia similar o técnica. A continuación, en la etapa 1240, se retira el alambre K y se cierra la incisión. El método termina en la etapa 1245.

En una realización alternativa, como se muestra en la Figura 13, se proporciona un conjunto de fijación intramedular 1300 para la fijación interna de huesos en una mano humana 1305. Particularmente, el conjunto de fijación intramedular 1300 es sustancialmente el mismo que el conjunto de fijación intramedular 800 de la realización mostrada y descrita en la Figura 8. El conjunto de fijación intramedular 1300 incluye un elemento de tornillo cónico 1310 que forma un ángulo agudo fijo con el elemento de tirafondo 1315. El ángulo agudo fijo está predeterminado y el ángulo puede seleccionarse hasta 90 grados, en un ejemplo, por un cirujano para proporcionar la fijación interna de los huesos en la mano humana 1305, como por ejemplo el radio 1320 y el cúbito 1325.

En otra realización alternativa, como se muestra en la Figura 14, se puede proporcionar un conjunto de fijación intramedular 1400 para variar el ángulo agudo entre 0 y 90 grados después de la inserción del conjunto de fijación intramedular 1400. Particularmente, el conjunto de fijación intramedular 1400 comprende un elemento de tornillo poliaxial 1410 acoplado a un elemento de tirafondo 1415 y formando un ángulo 1405 entre los dos elementos 1410 y 1415. El ángulo 1405 entre el elemento de tornillo poliaxial 1410 y el elemento de tirafondo 1415 hace que el conjunto de fijación intramedular 1400 se “enganche” en los segmentos óseos y transmita la compresión aplicada a los fragmentos óseos a través de los elementos 1410 y 1415. Debería apreciarse que el conjunto de fijación intramedular 1400 puede proporcionarse en varias longitudes para la fijación interna de varios tamaños de hueso en el cuerpo humano. También debe apreciarse que, en una realización no limitante, el conjunto de fijación intramedular 1400 puede estar hecho de un material de titanio, aunque, en otras realizaciones no limitantes, el conjunto de fijación intramedular 1400 puede estar hecho de SST, PEEK, NiTi, cromo cobalto u otros tipos de materiales similares.

Como se muestra en la Figura 15, el elemento de tirafondo 1415 generalmente tiene forma cilíndrica y tiene una primera parte exterior lisa 1505 que se extiende desde la primera parte bulbosa 1510 hasta una segunda parte roscada 1515. La parte bulbosa 1510 tiene generalmente forma semiesférica y tiene un diámetro 1500 que es ligeramente más grande que el diámetro interno de la abertura 1630 (mostrado en la Figura 16), que se proporciona para recibir la parte bulbosa 1510. La parte bulbosa 1510 reside dentro de la abertura interna 1630 (mostrado en la Figura 16) y proporciona un movimiento de rotación tanto del elemento de tornillo poliaxial 1410 como del elemento de tirafondo 1415 en varios ángulos entre 0 y 90 grados después de la inserción del conjunto de fijación intramedular 1400. Además, la parte bulbosa 1510 tiene una abertura generalmente de forma hexagonal 1535 alineada a lo largo del eje 1502 que atraviesa la longitud longitudinal de la parte bulbosa 1510. En otras realizaciones no limitantes, se puede utilizar una abertura en forma de estrella, una abertura en forma de cuadrado o cualquier otra abertura en forma sin apartarse del ámbito de la invención. La abertura 1535 se proporciona para transmitir el par de fuerza desde la parte bulbosa 1510 a la parte roscada 1515 a medida que la parte bulbosa 1510 se gira en una dirección que provoca una rotación correspondiente de la parte roscada 1515. También se debe apreciar que el eje 1502 es



longitudinalmente coextensivo con la longitud del elemento de tirafondo 1415.

Además, el elemento de tirafondo 1415 tiene una primera parte exterior lisa 1505 de un diámetro uniforme 1525 desde el primer extremo 1540 hasta el segundo extremo 1545. La parte 1505 incluye una abertura interna 1550 alineada a lo largo del eje 1502 que atraviesa la longitud longitudinal de la parte 1505 a lo largo de la dirección 1504. Además, la parte 1505 termina en la parte roscada 1515. La parte roscada 1515 también incluye una abertura interna 1555 alineada a lo largo del eje 1502 que atraviesa longitudinalmente la parte roscada 1515. La abertura interna 1555 está alineada a lo largo del mismo eje 1502 ya que las aberturas 1555 y 1550 forman cooperativamente una abertura continua (es decir, una cánula) desde la parte bulbosa 1510 hasta el extremo 1560 de la parte roscada 1515. La abertura continua o cánula se proporciona para interactuar con un cable guía (no se muestra) al recibir el cable guía dentro de la abertura continua para ayudar a guiar y colocar el elemento del tirafondo 1415 durante la inserción en el hueso. En otras realizaciones no limitantes, el elemento de tirafondo 1415 puede proporcionarse sin aberturas 1550 y 1555 (es decir, el elemento de tirafondo 1415 no está canulado o es sólido).

Además, la parte roscada 1515 tiene una pluralidad de hilos circulares, tales como los hilos 1565, que están dispuestos circunferencialmente en la superficie externa de la parte roscada 1515. La parte roscada 1515 tiene un diámetro 1520 que es sustancialmente el mismo que el diámetro 1525 de la parte 1505. La parte roscada 1515 también puede estar provista de un borde delantero autorroscante (no se muestra) para proporcionar a la parte 1515 la capacidad de eliminar material óseo durante la inserción del elemento de tirafondo 1415 en el hueso. Debería apreciarse que la longitud del elemento de tirafondo 1415 puede seleccionarse de diferentes longitudes para permitir que un cirujano fusione diferentes articulaciones en el cuerpo humano. Además, el elemento de tirafondo 1415 puede recubrirse con un material osteoconductor, tal como, por ejemplo, pulverización de plasma u otro tipo similar de materiales porosos que sea capaz de soportar o estimular el crecimiento óseo en este material.

Como se muestra en la Figura 16, el elemento de tornillo poliaxial 1410 tiene generalmente forma cilíndrica y tiene una parte exterior lisa 1605 que se extiende desde la parte 1610 hasta una parte roscada 1615. El elemento de tornillo poliaxial 1410 está alineado a lo largo del eje longitudinal 1604, que es longitudinalmente coextensivo con la longitud de tornillo poliaxial 1410.

Además, la parte 1610 tiene generalmente una forma tubular que tiene un diámetro uniforme, que es ligeramente mayor que el diámetro de la abertura 1630, lo que hace que la parte 1610 se apoye en la superficie interior de la parte 1610 en la abertura 1630. Sin embargo, en otras realizaciones no limitantes, la parte 1610 puede estrecharse desde un diámetro mayor a un diámetro menor a medida que recorremos la parte 1610 a lo largo de la dirección del eje 1600. Además, la parte 1610 tiene una pluralidad de aberturas 1620 y 1630 de diámetros diferentes. La abertura 1630 es una abertura pasante y se estrecha a lo largo del eje 1602, lo que hace que la abertura 1630 emane de la superficie 1635. Por otro lado, la abertura 1620 está dispuesta longitudinalmente a lo largo del eje 1604 y tiene una abertura generalmente de forma hexagonal, aunque en otras realizaciones no limitantes, se puede utilizar una abertura en forma de estrella, una abertura en forma de cuadrado o cualquier otra forma de abertura. La abertura 1630 está desplazada del eje 1604 en un ángulo 1640. El ángulo 1640 determina el ángulo para la rotación del elemento de tirafondo 1415 cuando la parte bulbosa 1510 (mostrada en la Figura 15) reside en la abertura 1630 con el elemento de tirafondo 1415 que gira angularmente alrededor del eje 1602. Debería apreciarse que el ángulo 1640 puede ser cualquier ángulo inferior a 90 grados para permitir al cirujano la flexibilidad de fijar la rotación del elemento de tornillo poliaxial 1410 y el elemento de tirafondo 1415.

Además, el elemento de tornillo poliaxial 1410 tiene una parte exterior lisa 1605 que tiene un diámetro uniforme desde el extremo 1625 hasta el extremo 1650. El diámetro de la parte exterior 1605 es menor que el diámetro de la abertura 1630. El elemento de tornillo poliaxial 1410 es generalmente sólido, sin embargo, en otras realizaciones no limitantes, el elemento de tornillo poliaxial 1410 puede ser canulado. Además, la parte 1605 termina en una parte roscada 1615. La parte roscada 1615 es generalmente sólida e incluye una pluralidad de hilos circulares, tales como los hilos 1655, dispuestos circunferencialmente en la superficie externa de la parte roscada 1615. La parte roscada 1615 tiene un diámetro uniforme que es ligeramente más grande que el diámetro de la parte 1605. Sin embargo, en otras realizaciones no limitantes, los diámetros respectivos de las porciones 1605 y 1615 pueden ser sustancialmente los mismos. La parte roscada 1615 también puede estar provista de un borde delantero autorroscante (no se muestra) para proporcionar a la parte 1615 la capacidad de eliminar material óseo durante la inserción del elemento de tornillo poliaxial 1410 en el hueso. Debería apreciarse que la longitud del elemento de tornillo poliaxial 1410 puede seleccionarse de diferentes longitudes para permitir que un cirujano fusione diferentes articulaciones en el cuerpo humano. Debería apreciarse que el elemento de tornillo poliaxial 1410 puede estar recubierto con un material osteoconductor, tal como, por ejemplo, pulverización de plasma u otro tipo similar de materiales porosos que sea capaz de soportar o estimular el crecimiento óseo en este material.

En otra realización alternativa, como se muestra en la Figura 17, la longitud del elemento de tornillo poliaxial 1710 puede variarse para acomodar el conjunto de fijación intramedular 1700 en huesos de varios tamaños. Particularmente, el elemento de tornillo poliaxial 1710 incluye una parte terminal lisa 1720 acoplada directamente a una parte roscada 1725, variando así el ángulo 1705 que se forma entre el elemento de tornillo poliaxial 1710 y el elemento de tirafondo 1715. En todos los demás aspectos, el conjunto de fijación intramedular 1700 es sustancialmente similar al conjunto de fijación intramedular 1400 como se mostró y describió en la Figura 14.

En otra realización alternativa, como se muestra en la Figura 18, se proporciona un conjunto de fijación intramedular 1800 que tiene una pluralidad de elementos de tirafondo 1805 y 1810 acoplados a un elemento de tornillo cónico 1815 para aplicar compresión en múltiples puntos en la superficie del fragmento de hueso. En particular, los elementos de tirafondo 1805 y 1810, y el elemento de tornillo cónico 1815 son sustancialmente similares al elemento de tirafondo 815 y al elemento de tornillo cónico 810 mostrados y descritos respectivamente en la realización de las Figuras 8-11. Cada uno de los elementos de tirafondo 1805 y 1810 forma un ángulo agudo fijo con el elemento de tornillo cónico 1815, estando predeterminados estos ángulos, por ejemplo, por un cirujano para fijar los huesos en un cuerpo humano.

Como se muestra, el elemento de tornillo cónico 1815 tiene generalmente forma cilíndrica y tiene una parte exterior lisa 1820 que se extiende longitudinalmente a lo largo del eje 1806 desde el extremo 1825 hasta una parte roscada 1830. Además, el extremo 1825 tiene una abertura cónica 1835, que está alineada en el eje 1802 y forma un ángulo fijo 1808 con el eje 1806. El ángulo fijo 1808 determina el ángulo para la fijación del elemento de tornillo cónico 1810 con respecto al elemento de tirafondo 1805. Además, el elemento de tornillo cónico 1815 tiene una segunda abertura cónica 1840, alineada a lo largo del eje 1804 y forma un ángulo fijo 1812 con el eje 1804. El ángulo fijo 1812 determina el ángulo para la fijación del elemento de tirafondo 1810 con el elemento de tornillo cónico 1815. Debería apreciarse que los ángulos fijos 1808 y 1812 pueden ser cualquier ángulo menor de 90 grados para permitir a un cirujano la flexibilidad de determinar el ángulo para la fijación interna de los huesos en el cuerpo humano. También debe apreciarse que el elemento de tornillo cónico 1815 crea un ajuste de interferencia bloqueado con cada uno de los elementos de tirafondo 1805 y 1810.

Además, el elemento de tornillo cónico 1815 tiene una parte exterior lisa 1820 que tiene un diámetro uniforme desde el extremo 1825 hasta la parte roscada 1830. El elemento de tornillo cónico 1815 es generalmente sólido, sin embargo, en otras realizaciones no limitantes, el elemento de tornillo 1815 puede ser canulado. Además, la parte roscada 1830 es generalmente sólida e incluye una pluralidad de hilos circulares dispuestos circunferencialmente en la superficie externa de la parte roscada 1830. La parte roscada 1830 también puede estar provista de un borde delantero autorroscante para proporcionar a la parte 1830 la capacidad de extraer material óseo durante la inserción del elemento de tornillo cónico 1815 en el hueso. Debería apreciarse que la longitud del elemento de tornillo cónico 1815 puede seleccionarse de diferentes longitudes para permitir que un cirujano fusione diferentes articulaciones en el cuerpo humano. Debería apreciarse que el elemento de tornillo cónico 1815 puede recubrirse con un material osteoconductor, tal como, por ejemplo, pulverización de plasma u otro tipo similar de materiales porosos que sea capaz de soportar o estimular el crecimiento óseo en este material.

Además, como se muestra en la Figura 18, cada uno de los elementos de tirafondo 1805 y 1810 respectivos es sustancialmente similar al elemento de tirafondo de la realización mostrada y descrita en la Figura 10. Particularmente, el elemento de tirafondo 1805 tiene generalmente forma cilíndrica y tiene una primera parte exterior lisa 1845 que se extiende desde la parte bulbosa 1850 hasta una parte roscada 1855, mientras que el elemento de tirafondo 1810 tiene una parte exterior lisa 1860 que se extiende desde la parte bulbosa 1865 hasta la parte roscada 1870. Además, cada una de las porciones bulbosas 1850 y 1865 tiene un cono, como un cono Morse, que proporciona un ajuste de interferencia bloqueado con las aberturas cónicas 1835 y 1840 respectivamente.

En una realización alternativa, como se muestra en la Figura 19, un elemento de tirafondo 1900 puede incluir una cubierta o elemento de conexión 1905. El elemento de cubierta 1905 incluye una primera parte terminal 1910 que tiene sustancialmente el mismo diámetro que la parte terminal 1915. El elemento de cubierta 1905 también incluye una segunda parte terminal 1920, que es más pequeña que el diámetro interno de la parte terminal 1915 y que se proporciona para ser recibida dentro de la abertura 1925 del elemento de tirafondo 1900.

Debería apreciarse que cualquier cantidad de conjuntos de fijación intramedular, como el conjunto de fijación intramedular 800, puede insertarse en las articulaciones, por ejemplo, del pie humano para proporcionar la compresión de los huesos del pie. También debe apreciarse que el conjunto de fijación intramedular 800 se suministra a través de una incisión, reduciendo así la interrupción de los tejidos plantares y al mismo tiempo minimizando la tensión en la piel. Esto permite mejorar el cierre de la herida, reducir el tiempo de quirófano, reducir el número de incisiones requeridas y reducir la longitud total de las incisiones. También debe tenerse en cuenta que el conjunto de fijación intramedular 800 también puede utilizarse para restaurar cualquiera de los otros huesos del cuerpo humano. También debe apreciarse que, en otras realizaciones no limitantes, el conjunto intramedular 800 puede utilizarse con material de injerto (es decir, autoinjerto, aloinjerto u otro agente biológico).

También debe entenderse que esta invención no se limita a las características divulgadas y se pueden utilizar otros métodos y sistemas similares sin apartarse del ámbito de la invención.

Si bien la invención se ha descrito con referencia a la realización preferida y las realizaciones alternativas, cuyas realizaciones se han expuesto con un detalle considerable con el fin de hacer una divulgación completa de la invención, tales realizaciones son meramente ilustrativas y no pretenden ser limitantes ni representan una enumeración exhaustiva de todos los aspectos de la invención. El alcance de la invención, por lo tanto, se definirá únicamente por las siguientes reivindicaciones. Además, será evidente para los expertos en la materia que se

pueden hacer numerosos cambios en tales detalles. Debería apreciarse que la invención puede realizarse de otras formas sin apartarse de sus características esenciales.

**REIVINDICACIONES**

1. Un conjunto intramedular (800) para la fusión ósea de un primer hueso con un segundo hueso, que comprende:

5 un elemento de tirafondo (815), en donde el elemento de tirafondo comprende un primer cuerpo alargado, y en donde el primer cuerpo alargado incluye una primera parte roscada (1015) en un primer extremo para atornillar en un primer hueso y una parte bulbosa cónica (1010) en un segundo extremo; y  
un elemento de tornillo cónico (810) adaptado para acoplarse al elemento de tirafondo (815), en donde el  
10 elemento de tornillo cónico (810) incluye un segundo cuerpo alargado, en donde el segundo cuerpo alargado tiene un primer extremo y un segundo extremo, estando provista en el primer extremo del segundo cuerpo alargado una segunda parte roscada (1115) para atornillar en un segundo hueso, y estando provista en el segundo extremo del segundo cuerpo alargado una parte tubular, en donde la parte tubular tiene una abertura dispuesta en su extremo (1120) y una abertura cónica (1130) que se extiende desde la abertura a través de la parte tubular y surge en una superficie externa (1135),

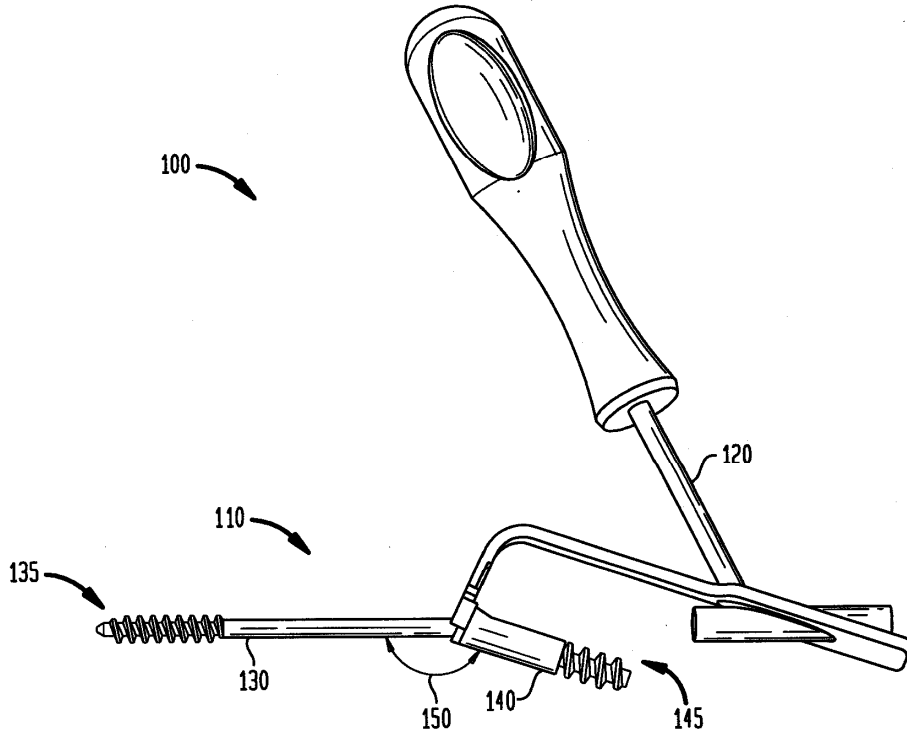
15 en donde el elemento de tirafondo (815) está adaptado para acoplarse al elemento de tornillo cónico (810) insertando la primera parte roscada (1015) del elemento de tirafondo (815) en la abertura (1120) de la parte tubular y a través de la abertura cónica (1130), de modo que la abertura cónica (1130) combinada con la parte bulbosa cónica (1010), crea un ajuste de interferencia bloqueado en un ángulo fijo incluido entre el primer cuerpo alargado y el  
20 segundo cuerpo alargado de entre 0 grados y 90 grados.

2. El conjunto intramedular de la reivindicación 1, en el que al menos una de la primera parte roscada (1015) y la segunda parte roscada (1115) incluye un borde autorroscante (1165) para extraer hueso.

25 3. El conjunto intramedular de la reivindicación 1, que comprende además una parte de cubierta (1905) para acoplar a la parte bulbosa (1915) del elemento de tirafondo (1900).

30 4. El conjunto intramedular de la reivindicación 1, en el que la abertura cónica (1130) forma un ángulo predeterminado con el segundo cuerpo alargado.

**FIG. 1**



**FIG. 2**

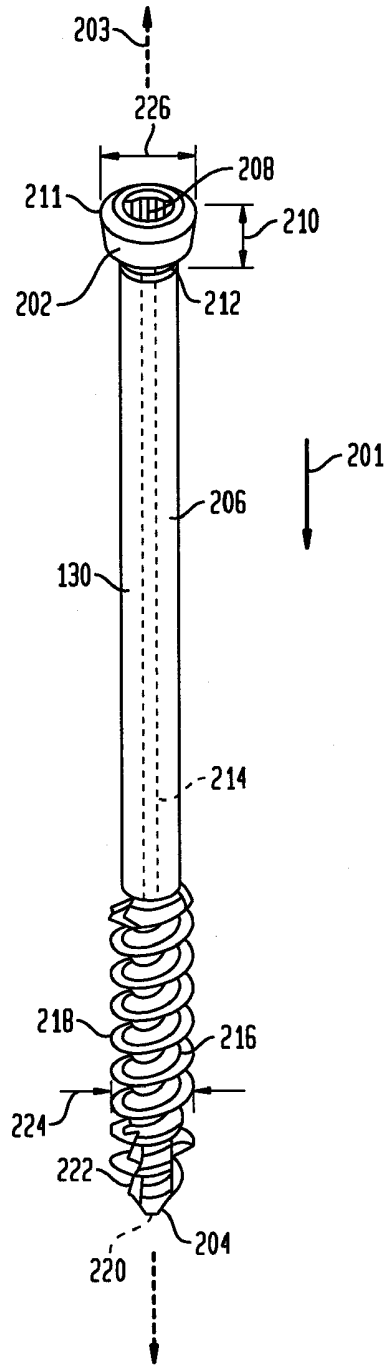
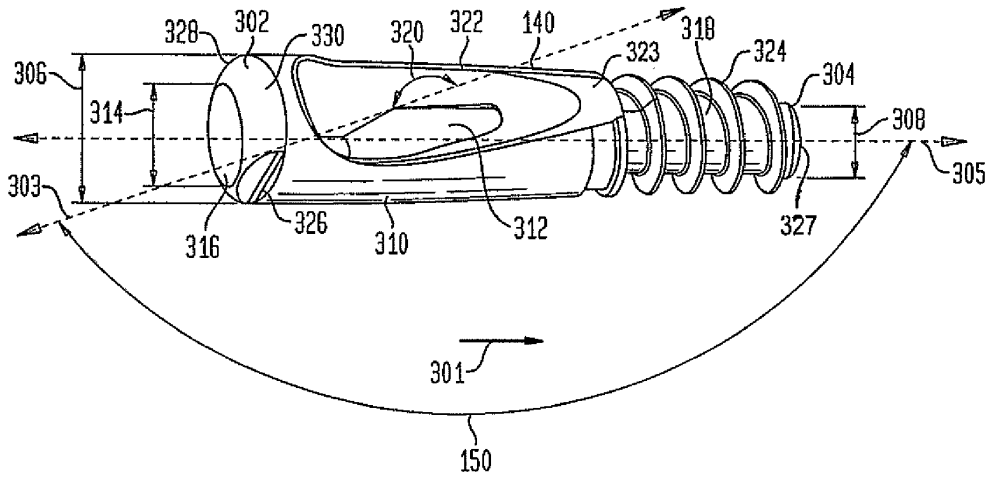


FIG. 3A



**FIG. 3B**

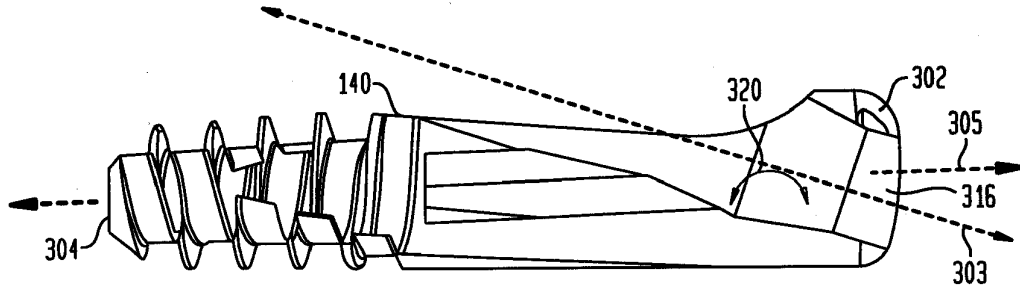
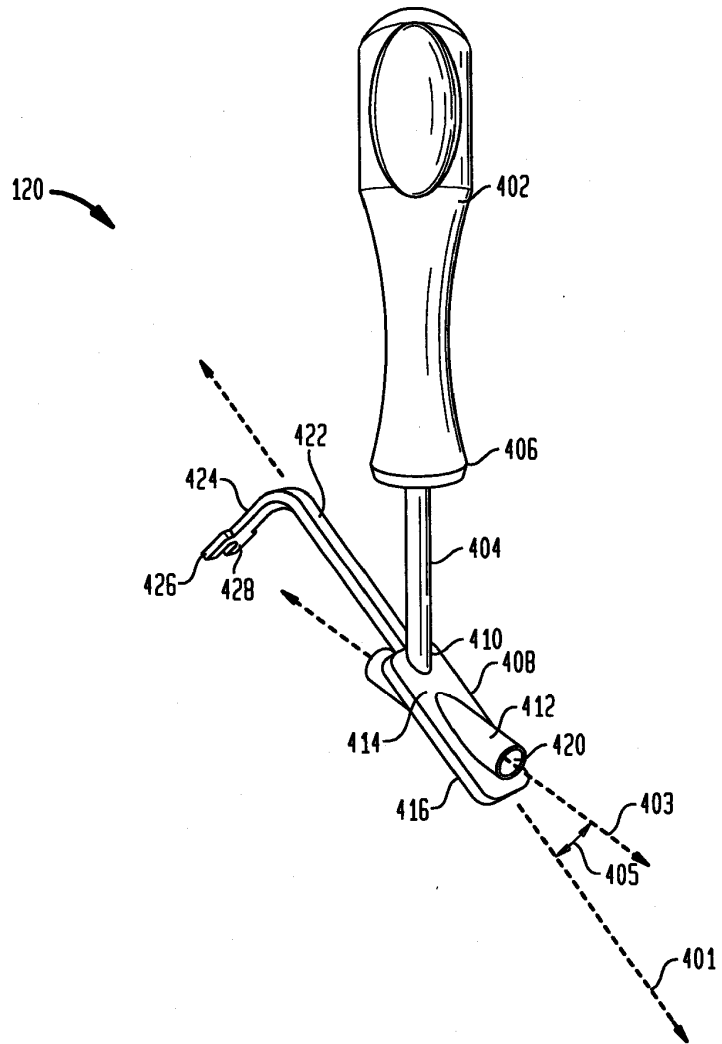
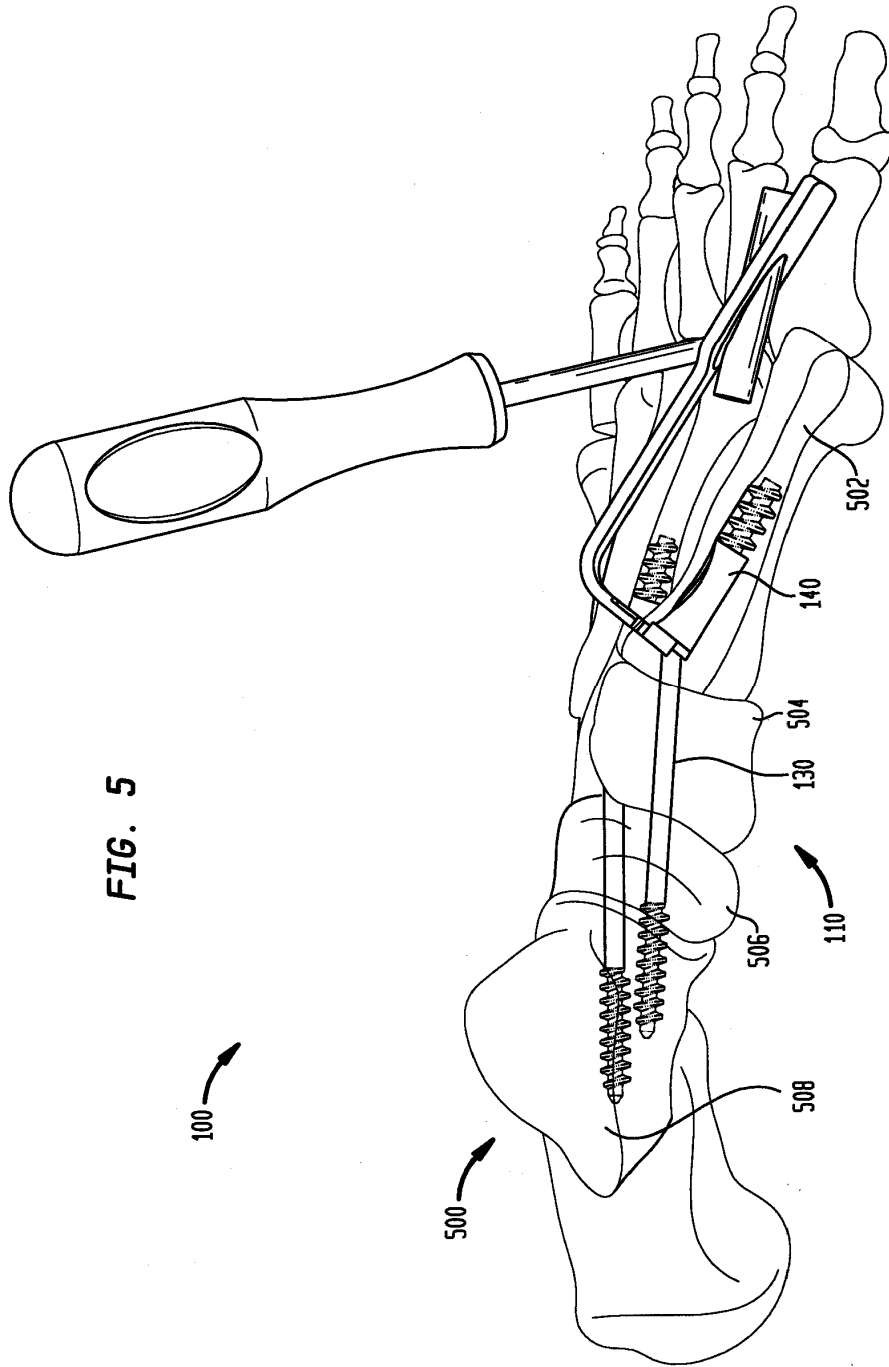




FIG. 4





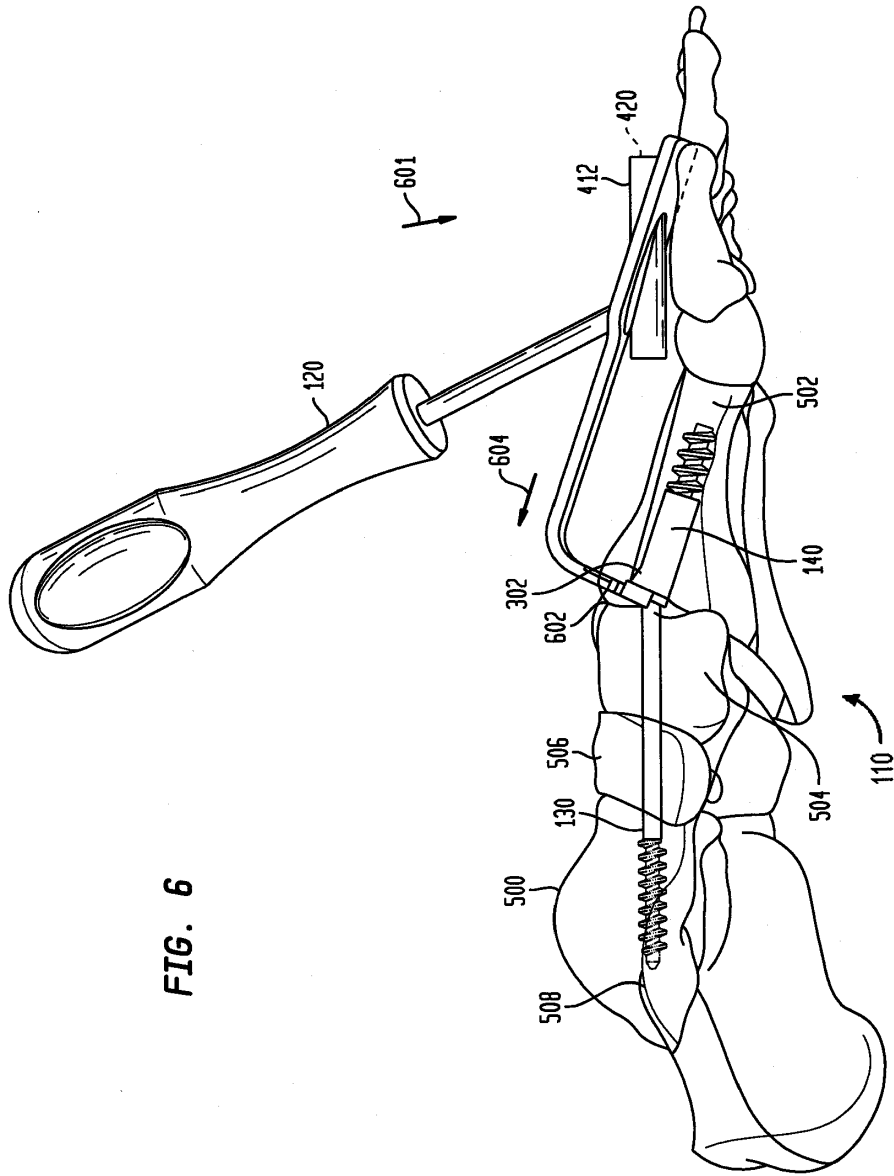
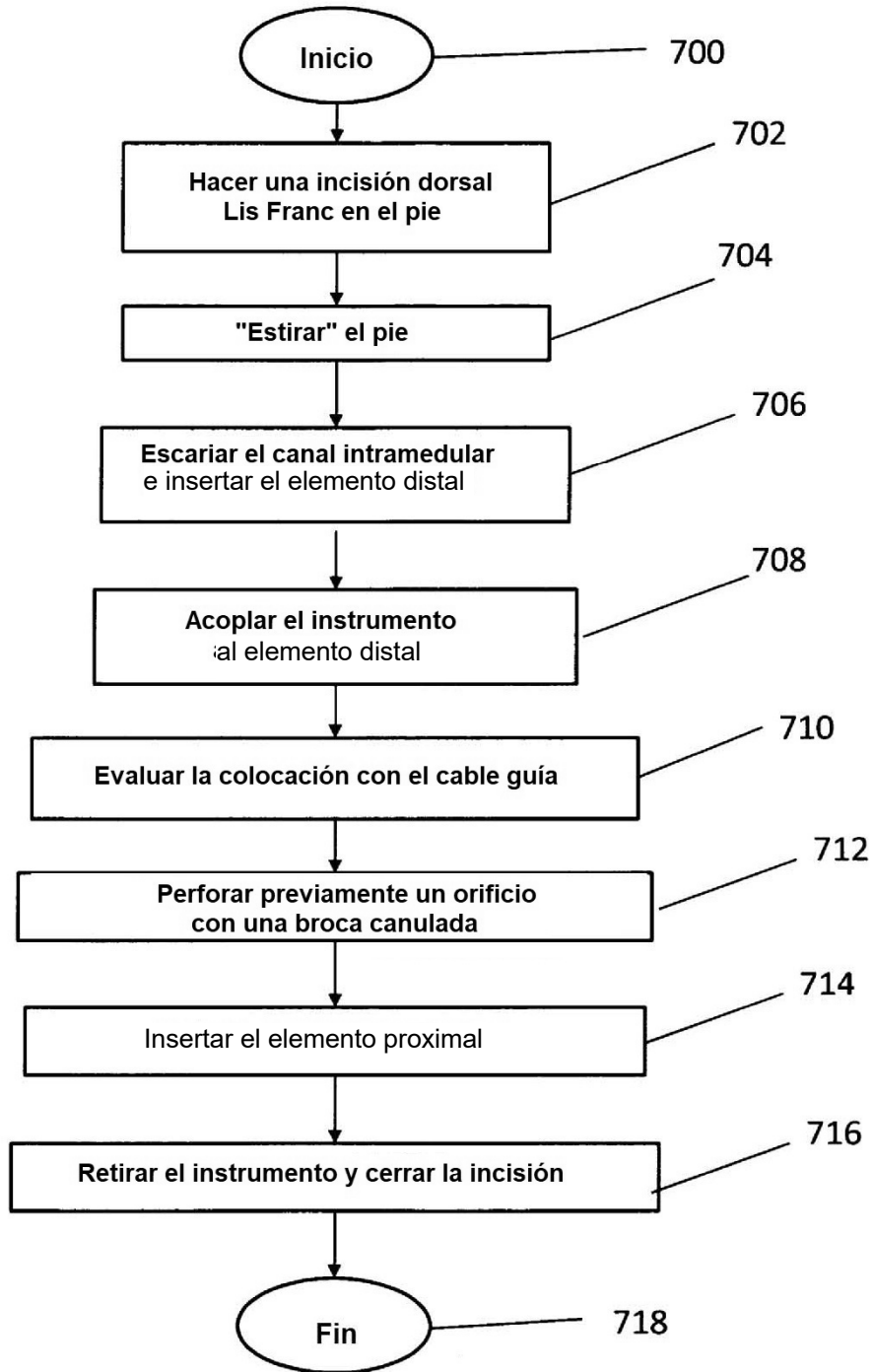
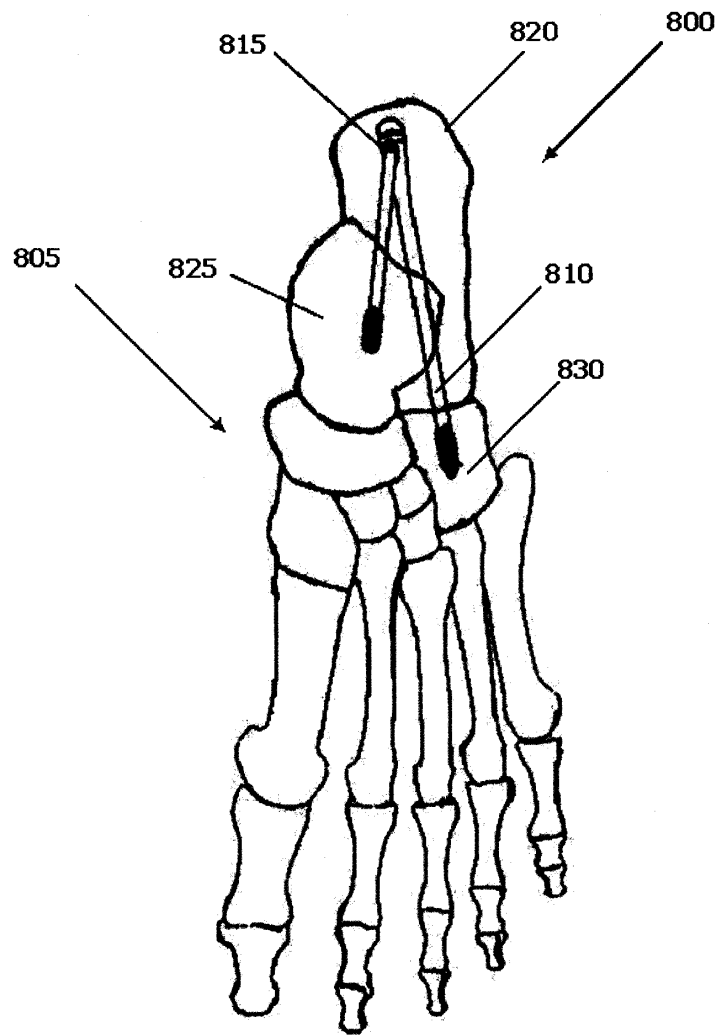


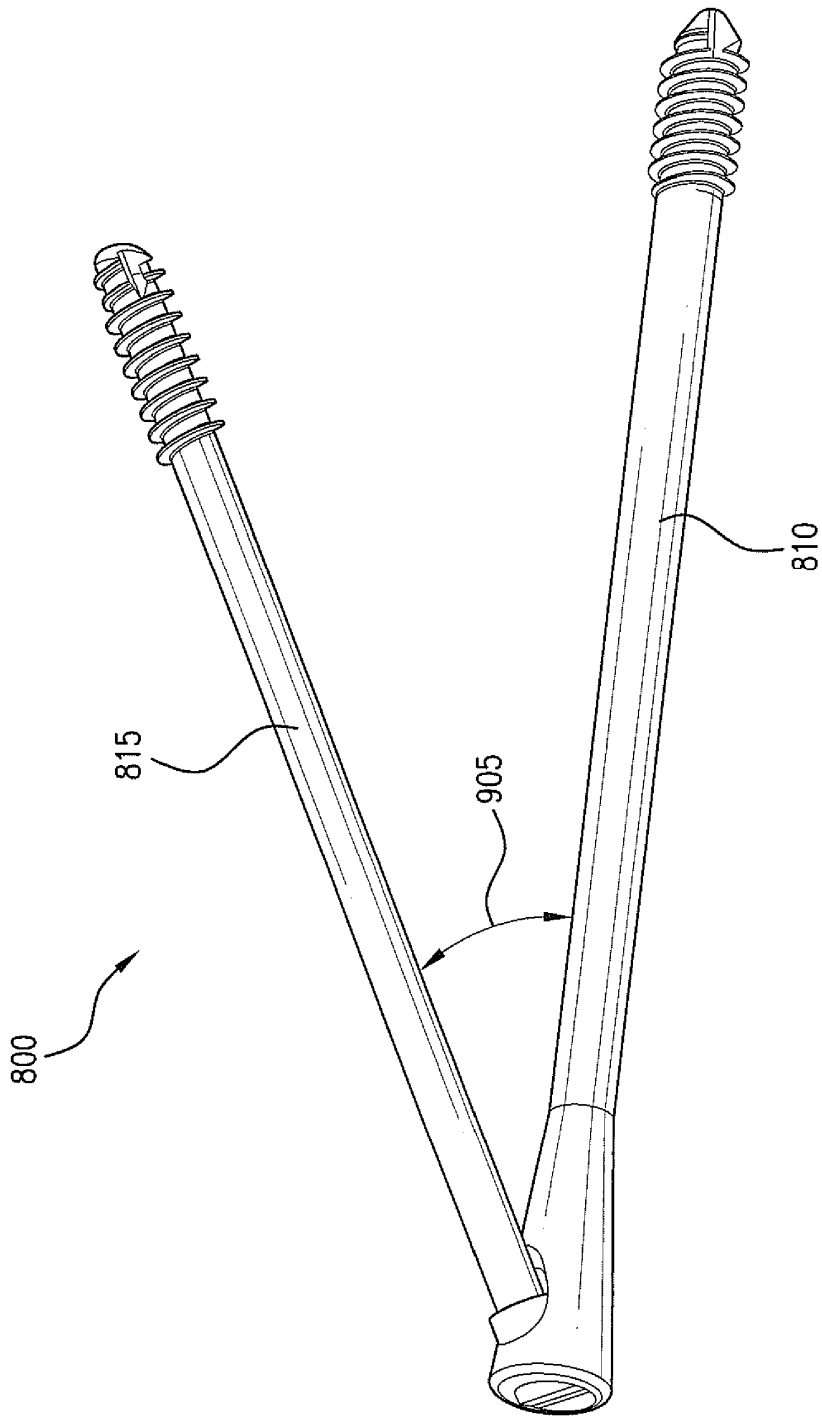
FIG. 6



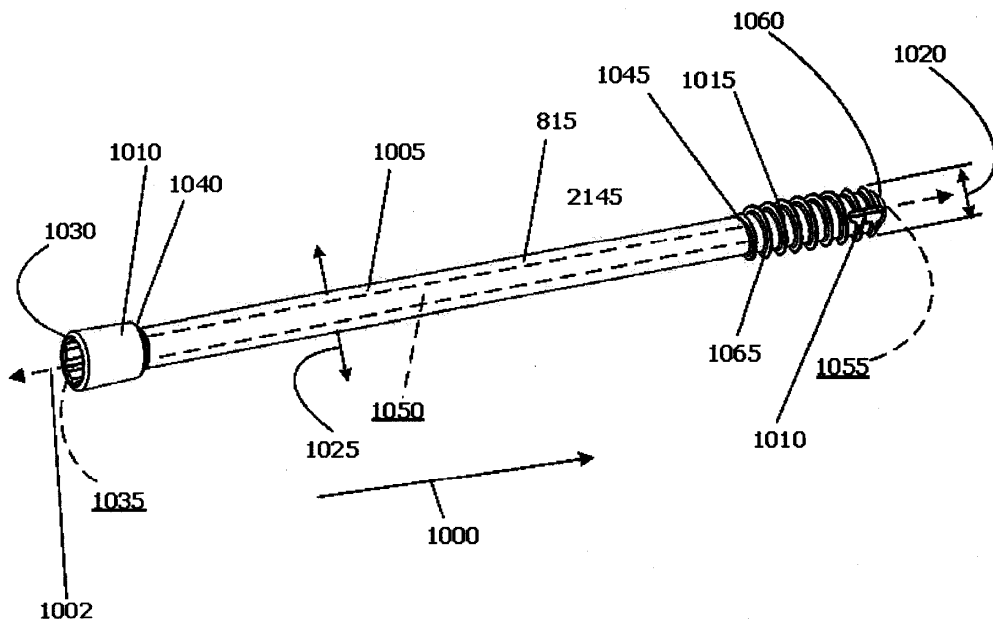
**FIG. 7**



**FIG. 8**



**FIG. 9**



**FIG. 10**

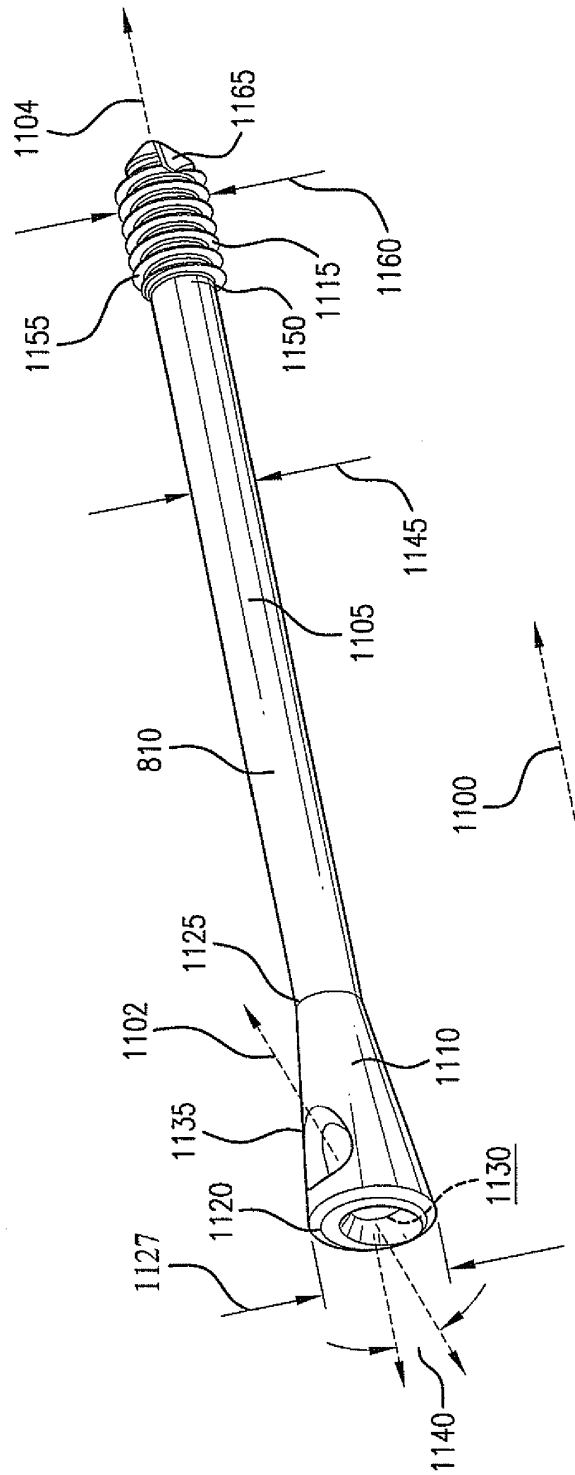
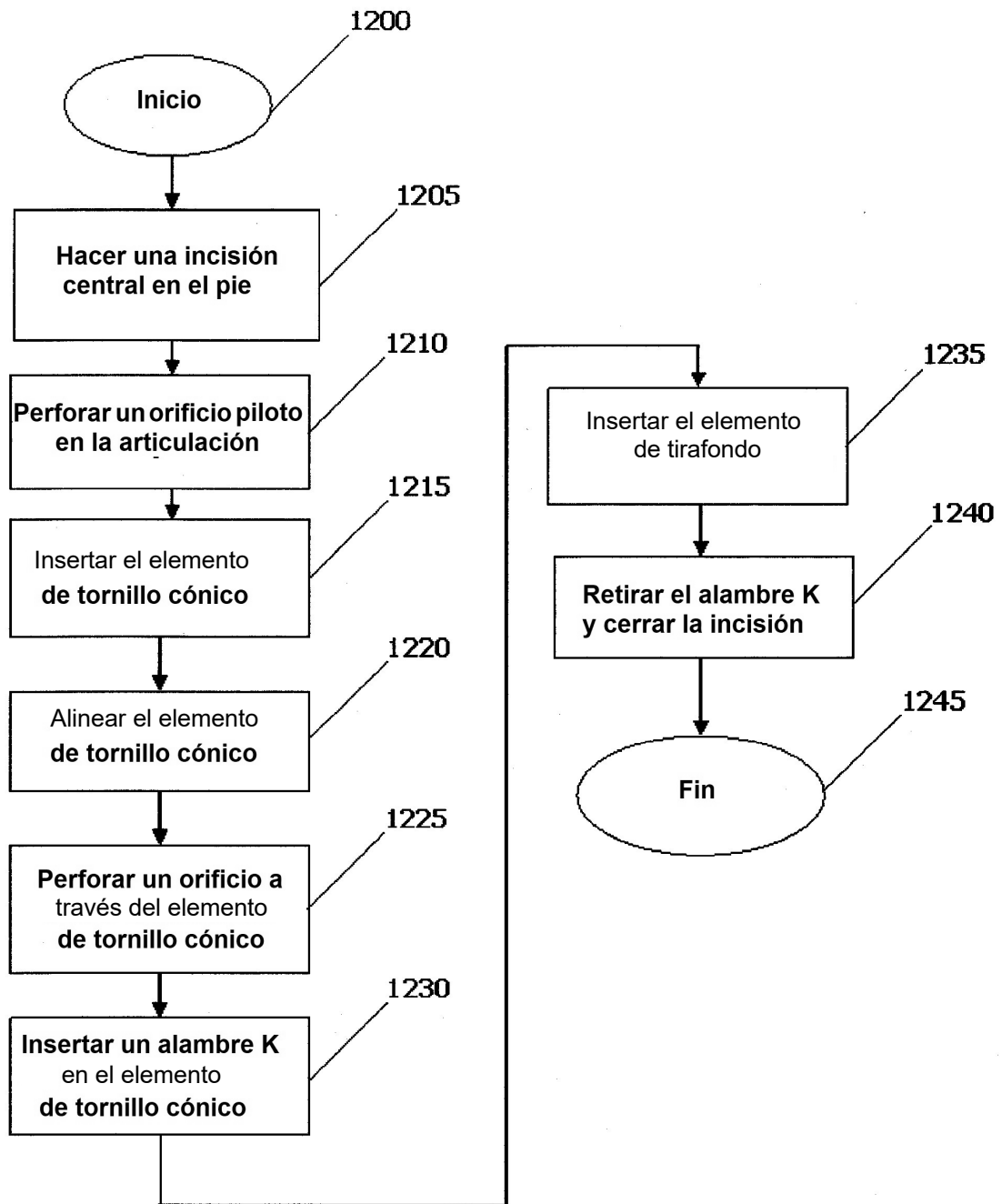
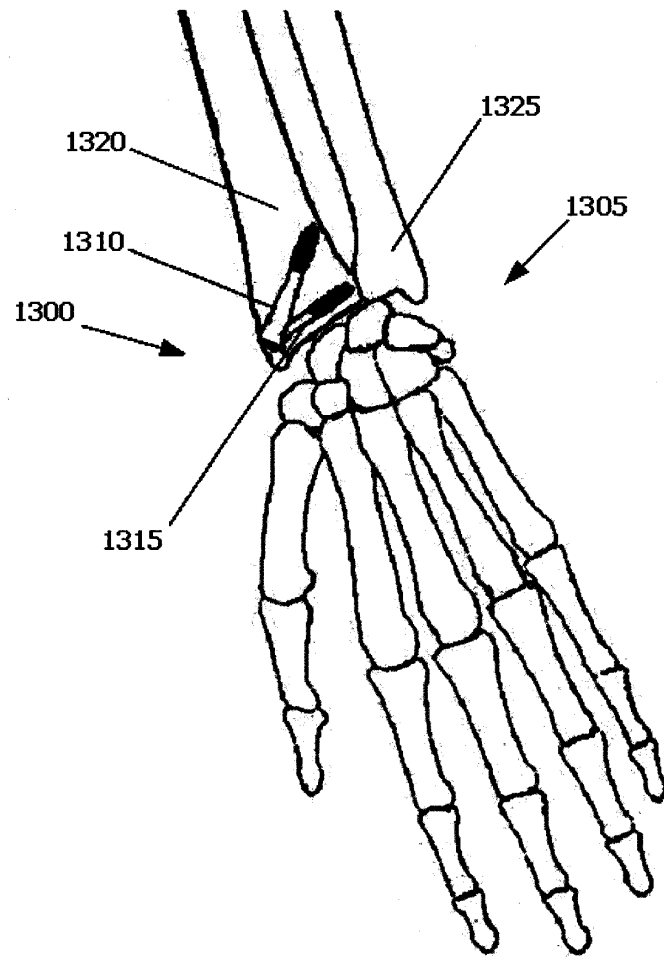


FIG. 11





**FIG. 12**



**FIG. 13**

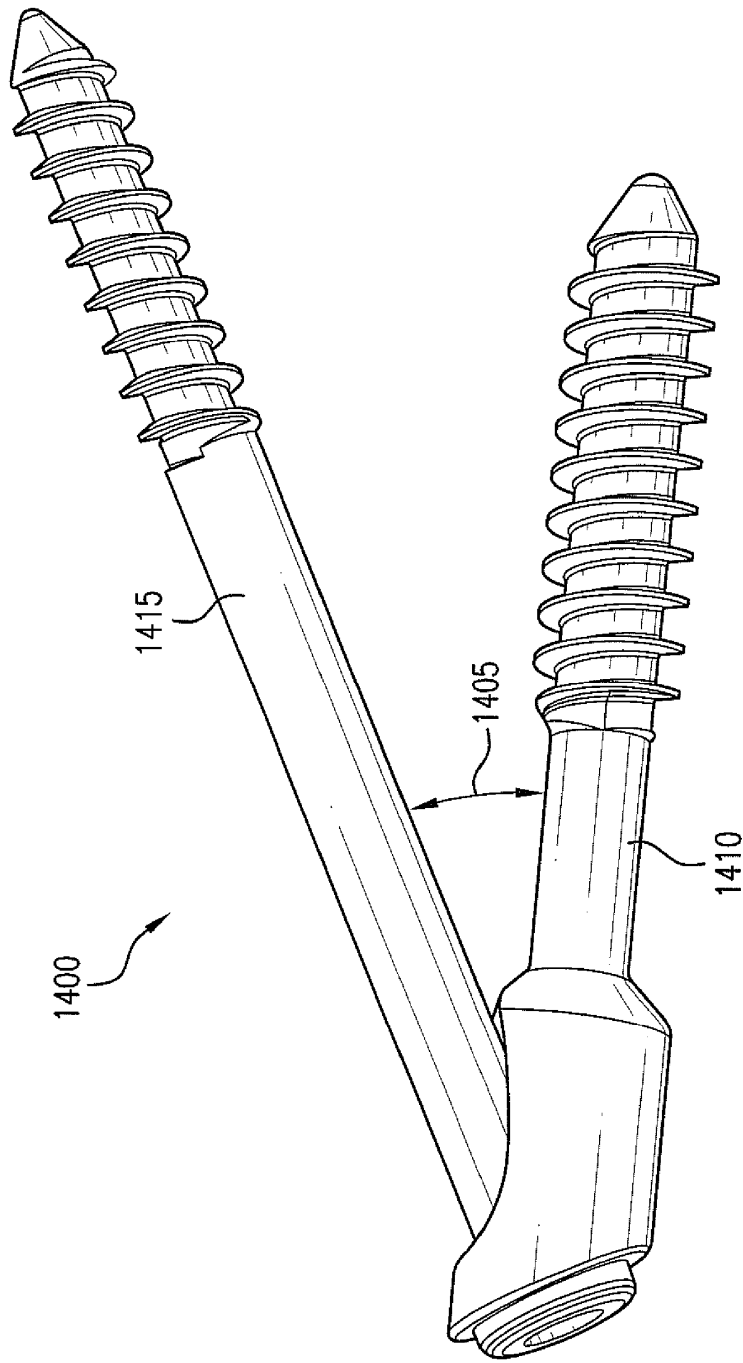
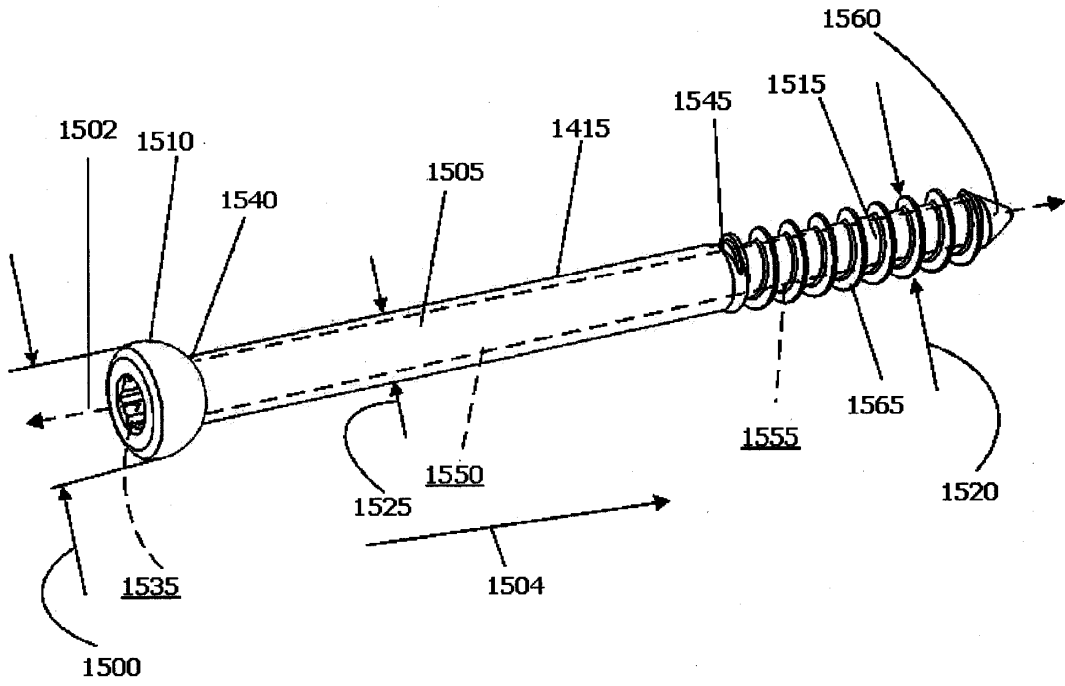


FIG. 14



**FIG. 15**

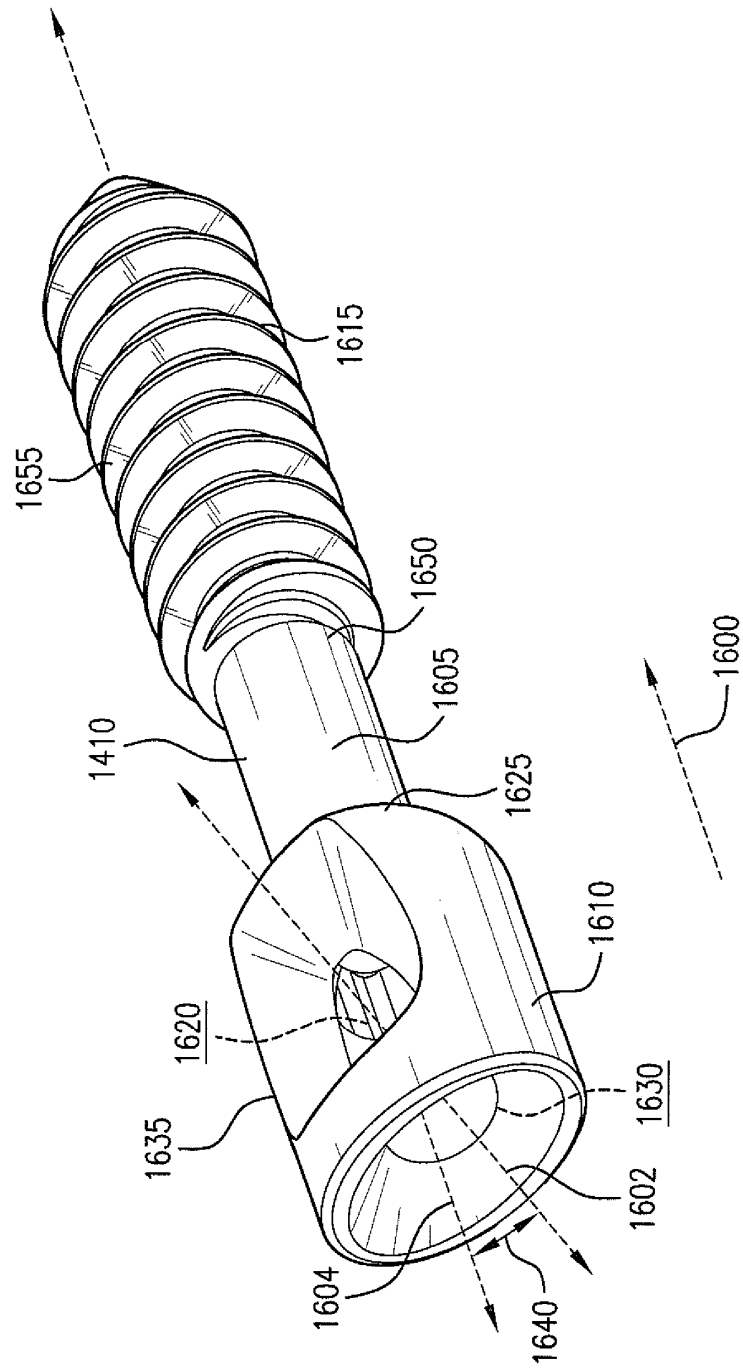


FIG. 16

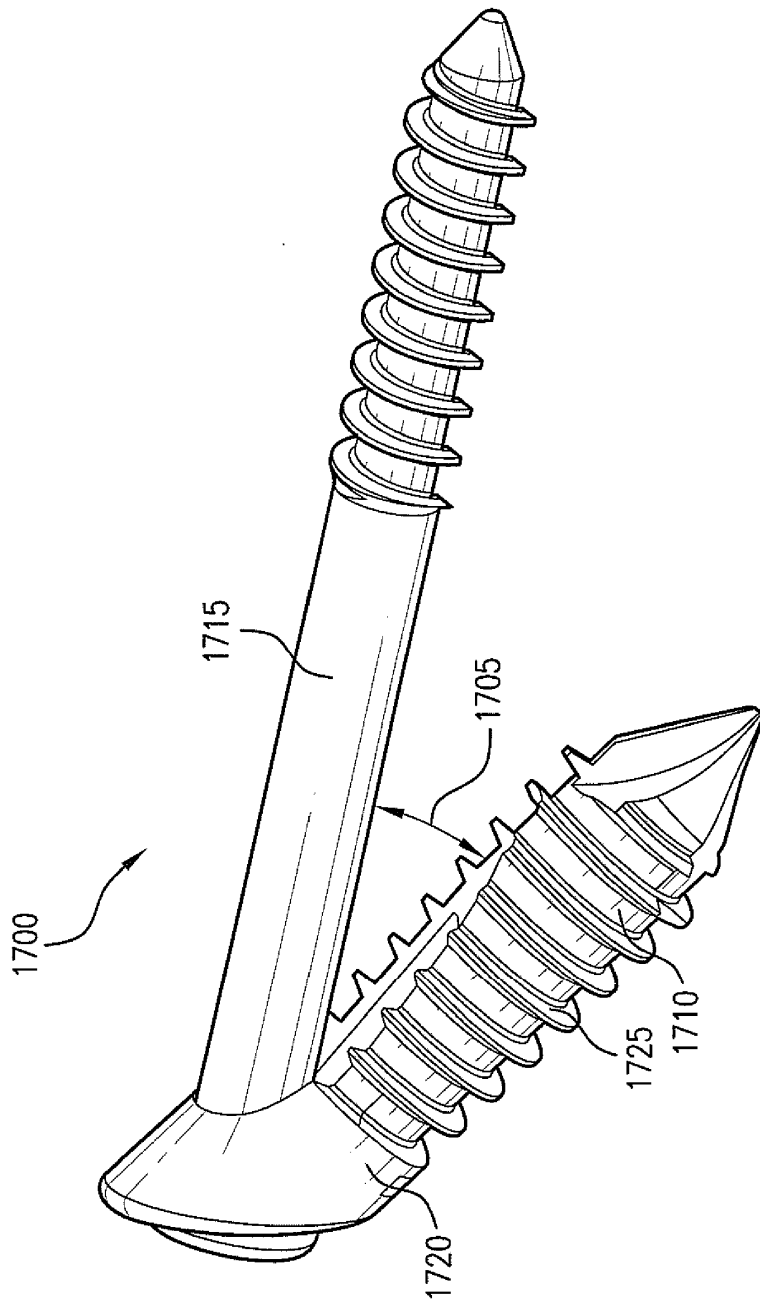
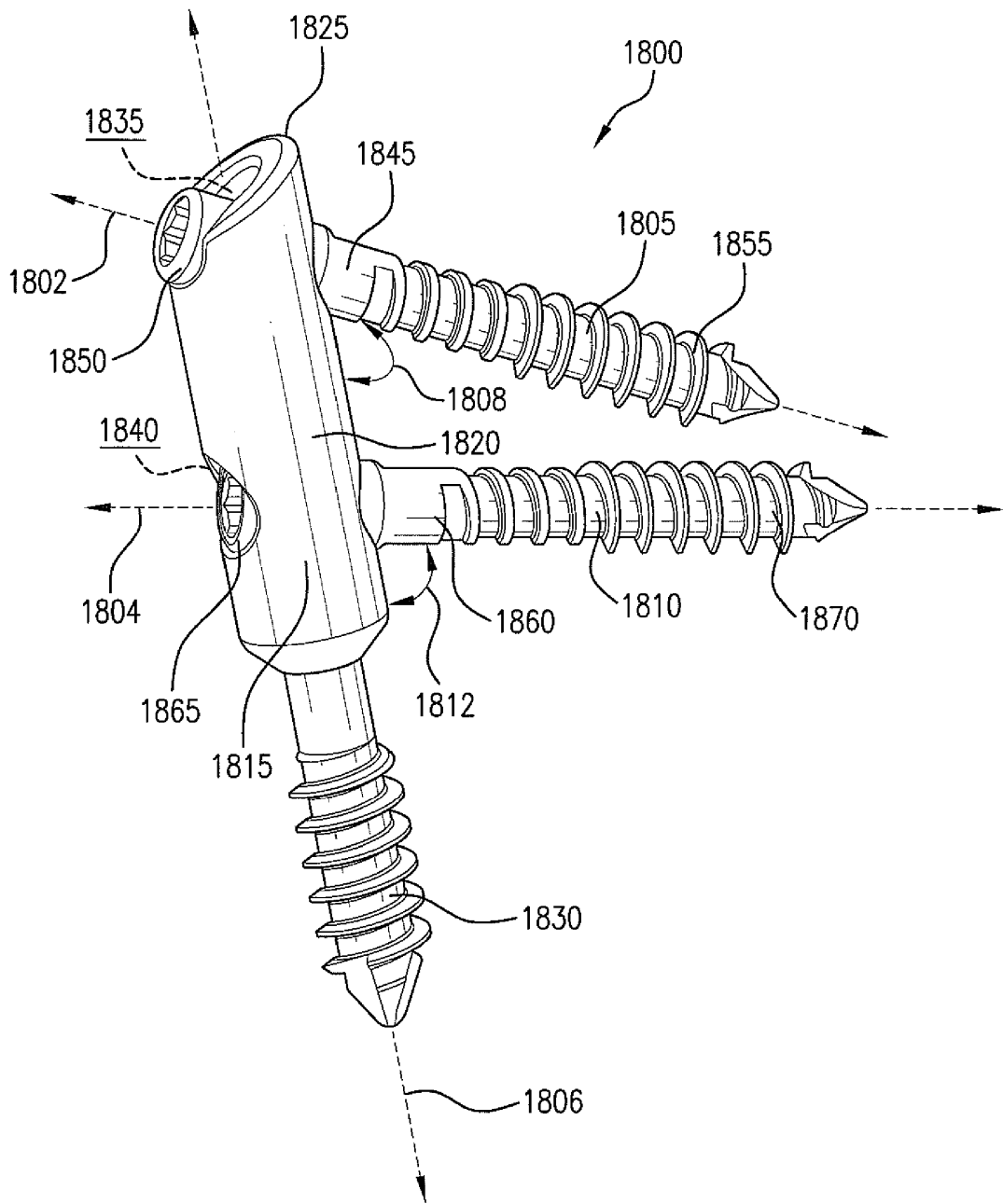
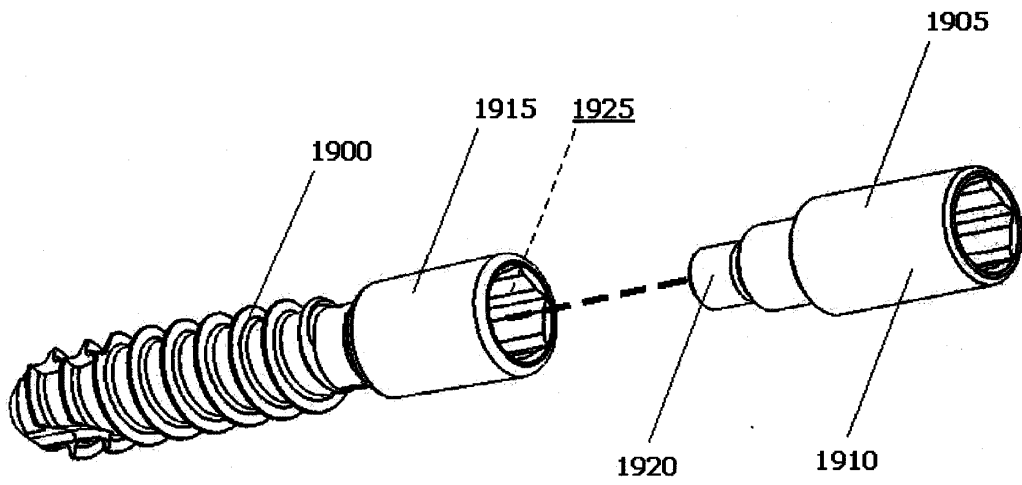


FIG. 17



**FIG. 18**



**FIG. 19**