

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 737 225**

51 Int. Cl.:

A61B 17/72 (2006.01)

A61B 17/74 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **22.05.2015 PCT/US2015/032241**

87 Fecha y número de publicación internacional: **01.12.2016 WO16190842**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **22.05.2015 E 15738154 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **26.06.2019 EP 3297555**

54 Título: **Sistema de implante para fijación de hueso**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
10.01.2020

73 Titular/es:
STRYKER EUROPEAN HOLDINGS I, LLC (100.0%)
2825 Airview Boulevard
Kalamazoo, MI 49002, US

72 Inventor/es:
PRIEN, OLE;
RUMP, MATTHIAS y
KLUEVER, HENDRIK

74 Agente/Representante:
ELZABURU, S.L.P

ES 2 737 225 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

Sistema de implante para fijación de hueso

Campo técnico

5 La presente invención se refiere generalmente a un sistema de implante para utilizar en cirugía ortopédica. Específicamente, la invención se refiere a un clavo intramedular para la fijación interna del hueso tal como un fémur

Antecedentes de la invención

10 Las fracturas del fémur normalmente se producen en el cuello femoral y en las regiones trocantéricas. Típicamente, las fracturas de fémur trocantéricas o sub-trocantéricas normalmente son tratadas con un clavo intramedular que tiene un orificio transversal para recibir un sujetador del hueso, tal como un tornillo de cuello femoral normalmente dispuesto con forma de un tornillo de tirafondo. El clavo intramedular es encajado que en el canal intramedular del fémur y el tornillo de tirafondo pasa a través del orificio transversal del clavo intramedular, a través del cuello del fémur y al interior de la cabeza femoral.

15 El tornillo de tirafondo está diseñado para transferir la carga de la cabeza femoral al vástago del clavo puenteando la línea de fractura para permitir una curación de la fractura rápida y segura. Además, se permite que el tornillo de tirafondo deslice en el clavo intramedular de acuerdo con la sinterización de la fractura femoral. Típicamente, un tornillo de ajuste es insertado en un orificio del clavo intramedular para evitar la rotación y la desviación medial descontrolada del tornillo de tirafondo.

20 El clavo intramedular puede incluir una canulación central a lo largo de su eje longitudinal para recibir un cable quirúrgico (cable de guiado), tal como un cable Kirschner. El cable quirúrgico es insertado en la cavidad de médula del fémur antes de la inserción del clavo intramedular.

25 La Publicación de Patente de Estados Unidos N° 2010/0249781 se refiere a un conjunto de clavo intramedular que tiene un bloqueo de tornillo de tirafondo situado dentro de la parte superior hueca de vástago intramedular. El bloqueo de tornillo de tirafondo incluye una parte de cuerpo principal y una parte de cabeza roscada que está conectada de manera giratoria a la parte de cuerpo principal. Una parte de reborde inferior está formada alrededor de la abertura en la parte inferior de la parte de cuerpo principal, con el reborde definiendo una superficie de bloqueo para acoplar un tornillo de tirafondo.

30 La Publicación de Patente de Estados Unidos N° 2005/0203510 se refiere a un instrumento de fijación para tratar un cuello femoral o una fractura intratrocantérica. El instrumento de fijación incluye un miembro de clavo y un inserto que está dispuesto dentro de una cámara situada en el extremo proximal del miembro de clavo. El inserto tiene una superficie inferior con un par de salientes de bloqueo que se extienden longitudinalmente hacia abajo desde la superficie inferior. Los salientes de bloqueo se pueden acoplar a un tornillo de hueso dispuesto en una abertura del miembro de clavo. Un anillo de bloqueo roscado se acopla roscadamente a una rosca dispuesta en las paredes laterales de la cámara del miembro de clavo. El anillo de bloqueo está unido al inserto mediante encaje a presión para asegurar de manera giratoria el anillo de bloqueo en el inserto, de manera que el anillo de bloqueo puede girar alrededor del eje longitudinal del inserto a la vez que se evita que el inserto gire en la cámara.

35 Los clavos intramedulares convencionales y los tornillos de ajuste tienen diversas desventajas. Un tornillo de ajuste que tiene una parte de acoplamiento del cuerpo principal y una parte de accionamiento de cabeza roscada conectada de manera giratoria a la misma no puede ser premontado fácilmente dentro del clavo intramedular. Además, los tornillos de ajuste convencionales necesitan una estructura de guiado dentro de la parte proximal del clavo intramedular para aliviar sus partes de acoplamiento del hueso (por ejemplo, pasadores o protuberancias). Tal estructura complicada de dos piezas de tornillo de ajuste permite riesgos potenciales de atascamiento durante el premontaje en el taladro axial de la parte proximal del clavo intramedular y durante el deslizamiento del tornillo de ajuste dentro del clavo intramedular hacia el tornillo de tirafondo que penetra en el clavo intramedular. De este modo, la inserción del tornillo de ajuste relativamente pequeño en el vástago del clavo intramedular es engorrosa y el tiempo de operación aumenta debido a las etapas de operación adicionales. Además, un tornillo de ajuste que tiene uno o más dientes o rebordes no puede evitar una desviación medial no controlada del tornillo de tirafondo. Por lo tanto, la construcción del clavo intramedular, el tornillo de ajuste y el tornillo de tirafondo insertado a través del orificio transversal del clavo intramedular y en el hueso por tanto no puede proporcionar una estabilidad de carga mecánica elevada dentro del cuerpo del paciente.

40 El documento WO 2012/107056 A1 describe un sistema de implante que incluye un clavo intramedular, un tornillo de tirafondo y una unidad de acoplamiento para el acoplamiento del tornillo de tirafondo. La unidad de acoplamiento es recibida de manera móvil en un orificio de parte proximal de clavo intramedular. La unidad de acoplamiento tiene un pasador cilíndrico y un miembro de accionamiento con un orificio pasante. La rotación del miembro de accionamiento con relación al pasador produce el movimiento lineal del pasador en la dirección del eje longitudinal de la parte proximal del clavo intramedular.

Breve compendio de la invención

Los aspectos de la presente invención están dirigidos a proporcionar un sistema de implante que simplifica y facilita el proceso quirúrgico y la implantación de un clavo intramedular y los correspondientes sujetadores de hueso, así como proporciona una estabilidad de construcción de carga mecánica suficiente dentro del cuerpo de un paciente.

5 De acuerdo con un primer aspecto, se proporciona un sistema de implante para utilizar en cirugía ortopédica para la fijación del hueso. El sistema de implante comprende un clavo intramedular con una parte proximal que define un eje longitudinal. La parte proximal incluye un taladro axial que define un eje sustancialmente paralelo al eje longitudinal de la parte proximal de un taladro transversal configurado para recibir un sujetador del hueso. Además, el sistema de implante comprende un miembro de acoplamiento con un orificio pasante y configurado para estar dispuesto de forma móvil dentro del taladro axial de la parte proximal del clavo intramedular. El miembro de acoplamiento incluye una parte de accionamiento y una parte de acoplamiento de sujetador de hueso. La parte de acoplamiento de sujetador de hueso incluye un borde redondeado en su extremo que apunta en una dirección distal del clavo intramedular. La parte de acoplamiento de sujetador de hueso está configurada para acoplar el sujetador de hueso que penetra en el taladro transversal. La parte de accionamiento se puede mover hacia la parte distal del clavo intramedular dentro del taladro axial de parte proximal, de manera que empuja la parte de acoplamiento de sujetador de hueso hacia la parte distal del clavo intramedular dentro del taladro axial del parte proximal, en donde la parte de accionamiento está conectada a la parte de acoplamiento de sujetador del hueso, de manera que la parte de accionamiento no gira con relación a la parte de acoplamiento de sujetador de hueso.

La parte de accionamiento y la parte de acoplamiento de sujetador de hueso pueden estar formadas de una pieza. De este modo, en una implementación, la parte de accionamiento y la parte de acoplamiento de sujetador de hueso pueden constituir una estructura de una pieza. La parte de acoplamiento de sujetador del hueso puede estar conectada rígidamente a la parte de accionamiento.

En una realización, la parte de acoplamiento de sujetador de hueso puede definir un diámetro exterior que sea más pequeño que un diámetro exterior de la parte de accionamiento. Los diámetros exteriores pueden estar situados dentro de un plano que es sustancialmente perpendicular a un eje del orificio pasante del miembro de acoplamiento.

25 La parte de acoplamiento de sujetador de hueso puede incluir a un borde redondeado (por ejemplo, parcialmente circular u oblongo) en su extremo vuelo hacia el talado transversal. El borde redondeado se puede extender a lo largo de la circunferencia exterior de la parte de acoplamiento de sujetador de hueso. Además, el borde redondeado de la parte de acoplamiento de sujetador del hueso puede estar configurado para acoplar el sujetador de hueso que penetra en el taladro transversal. En un aspecto, el borde redondeado del miembro de acoplamiento de sujetador de hueso puede estar configurado para acoplarse dentro de una ranura del sujetador de hueso. Una parte del borde redondeado de la parte de acoplamiento de sujetador de hueso puede estar configurada para acoplarse dentro de una ranura de sujetador de hueso de una forma excéntrica. En tal caso, una parte del borde redondeado se puede acoplar dentro de una ranura del sujetador de hueso en un lado medial o lateral del clavo intramedular.

35 La parte de acoplamiento de sujetador de hueso puede tener una región de contacto extendida (por ejemplo alargada o por lo demás con forma sin punta) configurada para acoplar el sujetador de hueso (por ejemplo, dentro de la ranura del mismo). La región de contacto puede tener forma de una línea curvada o no curvada, o puede tener una extensión en dos dimensiones (es decir, puede adoptar la forma de una superficie de contacto). En un aspecto, el borde redondeado de la parte de acoplamiento de sujetador de hueso puede definir una región de contacto redondeada configurada para acoplar una región de contacto con forma complementaria del sujetador de hueso. La parte de acoplamiento de sujetador de hueso puede definir un segmento de arco en sección transversal. El borde redondeado de la parte de acoplamiento de sujetador de hueso y una ranura del sujetador de hueso pueden definir sustancialmente segmentos de arco complementarios en sección transversal.

45 El miembro de acoplamiento puede estar configurado para empujar, después de mover la parte de accionamiento hacia una parte distal del clavo intramedular, la parte de acoplamiento el sujetador de hueso en la dirección del eje longitudinal de la parte proximal hacia la parte distal. En tal caso, la parte de acoplamiento de sujetador de hueso puede acoplarse dentro de una ranura o de cualquier otra estructura del sujetador de hueso para evitar la rotación del sujetador de hueso alrededor de un eje longitudinal del sujetador de hueso.

El miembro de acoplamiento puede definir un plano en su cara extrema que apunte en una dirección distal del clavo intramedular, en donde el plano es sustancialmente perpendicular al eje longitudinal de la parte proximal del clavo intramedular. Además, el miembro de acoplamiento puede estar formado como un tornillo (corto).

55 En una realización, la parte de accionamiento y la parte de acoplamiento de sujetador de hueso pueden ser penetradas por el orificio pasante del miembro de acoplamiento. De este modo, la parte de accionamiento y/o la parte de acoplamiento de sujetador de hueso pueden incluir un orificio pasante para recibir un cable quirúrgico. Además, el orificio pasante del miembro de acoplamiento, de la parte de accionamiento y/o de la parte de acoplamiento de sujetador del hueso pueden estar dispuestos centralmente o excéntricamente. El orificio pasante del miembro de acoplamiento puede definir un eje sustancialmente paralelo al eje del taladro axial de la parte proximal del clavo intramedular.

El clavo intramedular puede incluir un canal sustancialmente a lo largo de un eje longitudinal del clavo intramedular.

El canal del clavo puede tener una forma en sección transversal circular o angular. Una canulación puede estar definida a través del clavo intramedular por el canal del clavo intramedular, el orificio pasante del miembro de acoplamiento y el taladro axial de la parte proximal, de manera que un cable quirúrgico puede ser insertado a través de la canulación. El cable quirúrgico puede ser un cable de guiado, tal como un cable Kirschner o cualquier otro tipo de cable.

En una implementación, la parte de accionamiento del miembro de acoplamiento puede tener una rosca externa para acoplar de forma roscada con el clavo intramedular, por ejemplo con la parte proximal del clavo intramedular. El taladro axial de la parte proximal del clavo intramedular puede incluir una rosca interna, en donde la rosca externa de la parte de accionamiento del miembro de acoplamiento puede estar configurada para acoplarse con la rosca interna del taladro axial de la parte proximal del clavo intramedular.

El sistema de implante puede comprender además el sujetador de hueso. El sujetador de hueso puede estar formado como un tornillo deslizante, un tornillo de tirafondo o un tornillo de cuello femoral o cualquier otro tipo de hoja. El sujetador de hueso puede comprender una o más ranuras u otras estructuras. La una o más ranuras u otras estructuras pueden tener una o más rampas para el acoplamiento mediante la parte de acoplamiento de sujetador de hueso del miembro de acoplamiento. Cada rampante de la al menos una u otra estructura puede tener un extremo superficial y un extremo más profundo. La rampa de elevación se puede extender desde el extremo superficial en el extremo trasero del sujetador de hueso hacia el extremo delantero del sujetador de hueso hasta el extremo más profundo. En una realización, la al menos una ranura u otra estructura puede tener una anchura en el extremo más profundo mayor que la anchura en el extremo superficial. La parte de acoplamiento de sujetador de hueso del miembro de acoplamiento puede estar configurada para acoplarse dentro de la una o más ranuras u otras estructuras del sujetador de hueso para evitar la rotación del sujetador de hueso alrededor de un eje longitudinal del sujetador de hueso.

El miembro de acoplamiento puede estar sujeto de forma cautiva dentro de la parte proximal (por ejemplo, dentro del taladro axial) del clavo intramedular. Además, el miembro de acoplamiento puede ser premontado dentro de la parte proximal (por ejemplo, dentro del taladro axial) del clavo intramedular.

También hay dispuesto un clavo intramedular para utilizar en cirugía ortopédica para la fijación del hueso, que comprende una parte proximal que define un eje longitudinal, en donde la parte proximal incluye un taladro axial que define un eje sustancialmente paralelo al eje longitudinal de la parte proximal y un taladro transversal configurado para recibir un sujetador del hueso, y un miembro de acoplamiento con un orificio pasante sujeto de forma cautiva y dispuesto de forma móvil dentro del taladro axial de la parte proximal del clavo intramedular, incluyendo el miembro de acoplamiento una parte de accionamiento y una parte de acoplamiento de sujetador de hueso, en donde la parte de accionamiento está conectada de forma no giratoria a la parte de acoplamiento de sujetador de hueso, y en donde la parte de acoplamiento de sujetador de hueso está configurada para acoplar un sujetador de hueso que penetra en el tarado transversal.

De acuerdo con un aspecto más, se proporciona un sistema de implante para uso en cirugía ortopédica para fijación de hueso, que comprende un clavo intramedular con una parte proximal que define un eje longitudinal, en donde la parte proximal incluye un taladro axial que define un eje sustancialmente paralelo al eje longitudinal de la parte proximal y un taladro transversal configurado para recibir un sujetador de hueso, un sujetador de hueso configurado para ser recibido en el taladro transversal del clavo intramedular, y un miembro de acoplamiento con un orificio pasante y configurado para estar dispuesto de forma móvil dentro del taladro axial de la parte proximal del clavo intramedular, incluyendo el miembro de acoplamiento una parte de accionamiento y una parte de acoplamiento de sujetador del hueso, en donde la parte de accionamiento se puede mover hacia la parte distal del clavo intramedular dentro del taladro axial entre parte proximal, de manera que empuja la parte de acoplamiento de sujetador de hueso hacia la parte distal del clavo intramedular dentro del taladro axial de parte proximal y en acoplamiento con un sujetador de hueso que penetra en el tarado transversal, y en donde la parte de acoplamiento de sujetador de hueso incluye una región de contacto extendida configurada para acoplar una región de contacto de forma complementaria del sujetador de hueso que penetra en el taladro transversal. El sistema de implante puede estar configurado además como se ha descrito de forma general anteriormente o como se describe más adelante.

Un método de fijación de fractura del hueso que utiliza el sistema de implante de acuerdo con el primer o con el segundo aspecto anterior pero que no forma parte de la presente invención comprende las etapas de insertar un cable de guiado en una cavidad de médula del hueso; insertar un clavo intramedular canulado sobre el cable de guiado en la cavidad de médula del hueso, en donde el clavo intramedular comprende una parte proximal que define un eje longitudinal, en donde la parte proximal incluye un taladro axial que define un eje sustancialmente paralelo al eje longitudinal de la parte proximal y un taladro transversal configurado para recibir un sujetador de hueso, y un miembro de acoplamiento con un orificio pasante dispuesto de forma móvil dentro del taladro axial de la parte proximal del clavo intramedular, incluyendo el miembro de acoplamiento una parte de accionamiento y una parte de acoplamiento de sujetador de hueso; retirar el cable de guiado; insertar un sujetador de hueso a través del taladro transversal del clavo intramedular en el hueso para la estabilización de la fractura del hueso; y accionar el miembro de acoplamiento para producir un acoplamiento de la parte de acoplamiento de sujetador de hueso con el sujetador de hueso que penetra en el taladro transversal del clavo intramedular, evitando con ello la rotación del sujetador de hueso. Cuando dicho método se realiza utilizando el sistema de implante de acuerdo con el segundo aspecto

anterior, el acoplamiento de la parte de acoplamiento de sujetador del hueso con el sujetador de hueso se produce por medio de la región de contacto extendida de la parte de acoplamiento de sujetador del hueso.

5 Cuando el miembro de acoplamiento, por ejemplo, con forma de tornillo de ajuste, incluye una parte de acoplamiento de sujetador del hueso y una parte de accionamiento con un orificio pasante, el miembro de acoplamiento (es decir, la parte de accionamiento conectada de manera no giratoria a la parte de acoplamiento de sujetador del hueso) puede ser fácilmente premontado o precargado dentro del clavo intramedular, a la vez que se permite el paso simultáneo de un cable quirúrgico. En particular, el proceso quirúrgico y la implantación del clavo intramedular dentro de un canal intramedular de un fémur se simplifican y se facilitan. Además, debido a la estructura de una pieza del miembro de acoplamiento, los riesgos potenciales de que se atasque o se atore durante del premontaje en el taladro axial de la parte proximal del clavo intramedular y durante el deslizamiento del miembro de acoplamiento dentro del tramo intramedular hacia el sujetador del hueso son significativamente reducidos. Además, no es necesaria una estructura de guiado específica para guiar la parte de acoplamiento de sujetador del hueso del tornillo de ajuste dentro del taladro axial de la parte proximal de clavo intramedular.

Breve descripción de los dibujos

15 Estas y otras características, aspectos y ventajas de la presente invención se harán más evidentes a partir de la siguiente descripción detallada tomada en combinación con los dibujos adjuntos, en los que:

La Fig. 1 es una vista lateral de una realización de un sistema de implante;

La Fig. 2 es una vista en sección transversal de la realización del sistema de implante mostrado en la Fig. 1;

20 La Fig. 3 es una vista lateral en sección transversal de detalle de una parte proximal de la realización del sistema de implante mostrada en la Fig. 2;

La Fig. 4 es una vista lateral en sección transversal de una realización del miembro de acoplamiento;

La Fig. 5 es una vista en sección transversal detallada de la parte proximal de la realización del sistema de implante mostrado en la Fig. 2;

25 La Fig. 6 es una vista en sección transversal de detalle a lo largo de la línea A-A de la parte proximal de la realización del sistema de implante mostrada en la Fig. 2;

La Fig. 7a muestra una vista lateral de una realización del sujetador de hueso; y

La Fig. 7b muestra una vista lateral de una realización alternativa del sujetador de hueso.

Descripción detallada

30 En la siguiente descripción de las realizaciones a modo de ejemplo, los componentes iguales o similares están designados con números de referencia idénticos. Se apreciará que ciertos componentes de las diferentes configuraciones pueden estar dispuestos de forma intercambiable en las diferentes realizaciones. Se apreciará además que aunque las siguientes realizaciones están principalmente descritas con respecto al tratamiento de un fémur, el sistema de implante presentado en la presente memoria también puede ser utilizado para otros tratamientos.

35 Haciendo referencia a la Fig. 1, se muestra una vista lateral que una realización de un sistema de implante 10 para utilizar en cirugía ortopédica para la fijación del hueso, tal como un fémur (no mostrado en la Fig. 1). El sistema de implante 10 comprende un clavo intramedular 12 y un sujetador del hueso 14. El clavo intramedular 12 incluye un cuerpo con forma de barra 16 insertable en la cavidad interior (cavidad de médula) del fémur, es decir, en el canal intramedular del fémur. El cuerpo con forma de barra 16 del clavo intramedular 12 incluye una parte proximal 18, una parte distal 20 que es más larga que la parte proximal 18, y una parte doblada 22 situada entre la parte proximal 18 y la parte distal 20. En otras palabras, la parte doblada 22 conectada parte proximal 18 y la parte distal 20.

40 La Fig. 2 ilustra una vista en sección transversal de la realización del sistema de implante 10 mostrado en la Fig. 1. Como se muestra en la Fig. 2, el clavo intramedular 12 incluye un taladro transversal 24 situado en la parte proximal 18. Un eje del taladro transversal 24 tiene un ángulo con respecto a un eje longitudinal del clavo intramedular 12, de manera que un eje longitudinal del taladro transversal 24 tiene una extensión oblicua con relación a una extensión axial de la parte proximal 18. Aunque en la presente realización sólo se utiliza un único taladro transversal 24, en otras realizaciones pueden estar dispuestos (por ejemplo, dos o más) taladros transversales en la parte proximal 18.

45 En la realización del sistema de implante 10 mostrada en la Fig. 2, el sujetador de hueso 14 es un tornillo de cuello femoral con forma de un tornillo de tirafondo 14. El tornillo de tirafondo 14 está adaptado para penetrar en el taladro transversal 24 de clavo intramedular 12.

50 La parte proximal 18 del clavo intramedular 12 tiene un diámetro suficiente para alojar el taladro transversal 24 en el mismo, aunque la parte distal 20 de clavo intramedular 12 tiene un diámetro más pequeño con respecto a la parte

proximal 18, adaptado a la forma de la cavidad de médula del fémur para facilitar la inserción de la parte distal 20 en el canal intramedular. Además, la parte distal 20 incluye un orificio pasante 26 que se extiende de forma sustancialmente ortogonal al eje longitudinal de la parte distal 22. El orificio pasante 26 está formado en un extremo de la parte distal 22 del clavo intramedular 12 para recibir un sujetador de hueso, tal como un tornillo de bloqueo, para fijar de forma segura el clavo intramedular 12 al hueso.

Como se ilustra en la Fig. 2, la parte proximal 18 del clavo intramedular 12 incluye un rebaje 28 para recibir una tapa extrema de una herramienta, tal como un instrumento de sujeción o un instrumento de selección de objetivo (no mostrado en la Fig. 2) en el extremo superior de la parte proximal 18. La parte proximal 18 define un eje longitudinal 30 e incluye además un taladro axial 32. El taladro axial 32 define un eje que es sustancialmente paralelo al eje longitudinal 30 de la parte proximal 18. En la presente realización, el taladro axial 32 de la parte proximal 18 es coaxial con el eje longitudinal 30 de la parte proximal 18. Como se muestra además en la Fig. 2, el taladro axial 32 incluye una rosca interna 34 en una parte rebajada 36 para recibir un retenedor a modo de ejemplo en forma de anillo de encaje a presión (no mostrado en la Fig. 2).

El sistema de implante 10 incluye además un miembro de acoplamiento 38. El miembro de acoplamiento 38 acopla el tornillo de tirafondo 14 al clavo intramedular 12. El miembro de acoplamiento 38 será explicado con más detalle con referencia a la Fig. 3.

La Fig. 3 ilustra una vista detallada en sección transversal de la parte proximal 18 de la realización del sistema de implante 10 mostrado en las Figs. 1 y 2. El miembro de acoplamiento 38 está premontado y dispuesto de forma móvil dentro del taladro axial 32 de la parte proximal 18 del clavo intramedular 12. Como se muestra en la Fig. 3, el miembro de acoplamiento 38 está sujeto de forma cautiva dentro de la parte proximal 18 del clavo intramedular 12. El miembro de acoplamiento 38 incluye una parte de accionamiento 40 y una parte de acoplamiento de sujetador de hueso 42. La parte de accionamiento 40 está conectada de manera no giratoria a la parte de acoplamiento de sujetador de hueso 42. En la presente realización, la parte de accionamiento 40 y la parte de acoplamiento de sujetador del hueso 42 están formadas de una pieza (es decir, el miembro de acoplamiento 38 constituye una estructura de una pieza).

Como se muestra la Fig. 3, el miembro de acoplamiento 38 incluye un orificio pasante 44. La parte de accionamiento 40 y la parte de acoplamiento de sujetador de hueso 42 son penetradas por el orificio pasante 44 del miembro de acoplamiento 38. El orificio pasante 44 del miembro de acoplamiento define un eje sustancialmente paralelo al eje del taladro axial 32 de la parte proximal 18 del clavo intramedular 12. En la presente realización como se muestra en las Figs. 2 y 3, el orificio pasante 44 del miembro de acoplamiento 44 es un orificio pasante central que tiene un eje que coincide con el eje longitudinal 30 de la parte proximal 18.

El clavo intramedular 12 incluye además un canal 46 sustancialmente a lo largo del eje longitudinal del clavo intramedular 12. De este modo, una canulación está definida a través del clavo intramedular 12 por el canal 46 del clavo intramedular 12, el orificio pasante 44 del miembro acoplamiento 38 y en taladro axial 32 de la parte proximal 18, de manera que un cable quirúrgico (no mostrado en las Figs. 2 y 3) puede ser insertado a través de la canulación.

Como se muestra además en las Figs. 2 y 3, la parte de accionamiento 40 del miembro de acoplamiento 38 incluye una rosca externa 48 en su superficie periférica exterior para el acoplamiento roscado con el clavo intramedular 12 (por ejemplo, con la parte proximal 18 como se ilustra las Figs. 2 y 3). La rosca interna 34 del taladro axial 32 de la parte proximal 18 se acopla con la rosca externa 48 de la parte de accionamiento 40 del miembro de acoplamiento 38.

La parte de acoplamiento de sujetador de hueso 42 está configurada para acoplar el tornillo de tirafondo 14 que penetra en el taladro transversal 24. En la presente realización, la parte de acoplamiento de sujetador del hueso 42 incluye un borde redondeado 50 en su extremo 52 que se enfrenta al taladro transversal 24. El borde redondeado 50 puede acoplarse dentro de una ranura 54 del tornillo de tirafondo 14.

Después de mover el miembro de acoplamiento 38 hacia la parte distal 20 del clavo intramedular 12, el miembro de acoplamiento 38 (particularmente la parte de accionamiento 40 del miembro acoplamiento 38) empuja la parte de acoplamiento de sujetador de hueso 42 en la dirección del eje longitudinal 30 de la parte proximal 18 hacia la parte distal 20 del clavo intramedular 12. El miembro de acoplamiento 38 de este modo se desliza dentro del taladro axial 32 de la parte proximal 18 hacia el tornillo de tirafondo 14. En una posición final (como se muestra en la Fig. 3), el borde redondeado 50 de la parte de acoplamiento de sujetador del hueso 42 se acopla dentro de una de la ranura 54 del tornillo de tirafondo 14 para evitar la rotación del tornillo de tirafondo 14 alrededor de su eje longitudinal.

Como se ilustra las Figs. 2 y 3, una parte del borde redondeado 50 de la parte de acoplamiento de sujetador de hueso 42 se acopla con la ranura 54 del tornillo de tirafondo 14 de una forma excéntrica, es decir, en una posición excéntrica (por ejemplo, en una posición medial como se muestra en la Fig. 3). Después del acoplamiento dentro de la ranura 54, la parte de acoplamiento de sujetador del hueso 42 puede ejercer presión sobre el tornillo de tirafondo 14 con el fin de producir la estabilización. La presión es inicialmente cero o lo suficientemente baja para permitir todavía un movimiento de deslizamiento del tornillo de tirafondo 14 con relación al clavo intramedular 12. La presión

cambiará (y típicamente aumentará) a medida que el tornillo de deslizamiento 14 se desliza debido al perfil de profundidad (es decir, rampas dispuestas lateralmente y de forma medial 56) de las ranuras 54.

5 El acoplamiento excéntrico de la parte de acoplamiento de sujetador del hueso 42 del miembro de acoplamiento 38 permite de este modo un acoplamiento dentro de una ranura 54 del tornillo de tirafondo 14. La canulación formada por el canal 46 del tornillo intramedular 12, el orificio pasante central 44 del miembro de acoplamiento 38 y el taladro axial 32 de la parte proximal 18 permite la inserción simultánea de un cable de guiado.

10 El rango de movimiento (es decir, el movimiento) del miembro de acoplamiento 38 en la dirección proximal puede ser limitado por el retenedor (no mostrado). El retenedor puede estar formado como un anillo de acoplamiento a presión o un anillo de muelle que tiene una constante de muelle definida y que puede acoplarse dentro de la parte de rebaje 36. El retenedor puede además tener una forma circular. La parte del rebaje 36 está formada como una ranura circunferencial dentro de la parte proximal 18 del clavo intramedular 12 para evitar el desmontaje no intencionado del miembro de acoplamiento 38.

15 Haciendo referencia la Fig. 4, se muestra una vista lateral en sección transversal de la realización del miembro de acoplamiento 38 utilizado con la realización de sistema de implante 20 mostrada en las Figs. 1 a 3. El miembro de acoplamiento 38 define un plano 58 en su cara extrema que apunta en una dirección distal del clavo intramedular 12. Como se muestra en las Figs. 2 y 3, el plano 58 es sustancialmente perpendicular al eje longitudinal 30 de la parte proximal 18 del clavo intramedular 12. Además, la parte de acoplamiento de sujetador de hueso 42 define un diámetro exterior d1 que es más pequeño que un diámetro exterior d2 de la parte de accionamiento 40. Los diámetros exteriores d1 y d2 se sitúan dentro de un plano que es sustancialmente perpendicular a un eje del orificio pasante 44 del miembro de acoplamiento 38. De este modo, un escalón circunferencial está definido por la parte de accionamiento 40 y la parte de acoplamiento de sujetador de hueso 42.

20 Como se muestra en la Fig. 4, la parte de acoplamiento de sujetador del hueso 42 está fijamente acoplada a la parte de accionamiento 40, es decir el miembro de acoplamiento está integralmente formado (por ejemplo, formado de una pieza). En la presente realización, el miembro de acoplamiento 32 está formado como un tornillo corto.

25 La parte de accionamiento 40 del miembro de acoplamiento 38 tiene una parte de recepción 60 con forma de cono que tiene un rebaje (por ejemplo, con forma de característica de accionamiento interna hexabobular o un hexágono interno) para recibir una herramienta, un destornillador, una llave inglesa o similar. Accionando la parte accionamiento 40 utilizando tal herramienta, todo el miembro de acoplamiento 38 se mueve a lo largo del eje longitudinal 30 de la parte proximal 18 del clavo intramedular 12, dado que la rosca externa 48 de la parte de accionamiento 40 se acopla con la rosca interna 34 del taladro axial 32 de la parte proximal 18. En otras palabras, la posición del miembro de acoplamiento 38 dentro de la parte proximal 18 del clavo intramedular 12 puede ser ajustada atornillando la parte de accionamiento 40 del miembro de acoplamiento 32 a lo largo del eje longitudinal 30.

30 La Fig. 5 ilustra una vista en sección transversal del detalle de la parte proximal 18 del clavo intramedular 12 de la realización del sistema de implante 10 mostrada en las Figs. 1 a 3 (el miembro de acoplamiento 38 no se muestra en la Fig. 5). Como se muestra en la Fig. 5, el taladro axial 32 de la parte proximal 18 de un eje 62 que, a en la presente realización, coincide con el eje longitudinal 30 de la parte proximal 18. En otras realizaciones, el eje 62 del taladro axial 32 puede estar separado de, y extenderse paralelo a, el eje longitudinal 30 de la parte proximal 18. En ciertos casos, el eje 62 del taladro axial 32 puede estar ligeramente inclinado (por ejemplo, en un ángulo de hasta 10° o 15°) con respecto al eje longitudinal 30 de la parte proximal 18 y de este modo permanece al menos sustancialmente paralelo al mismo. Además, el taladro axial 32 de la parte proximal 18 puede estar situado en el lado medial o en el lado lateral del clavo intramedular 12 o estar situado centralmente con respecto al eje longitudinal 30 de la parte proximal 18.

35 Los términos medial y lateral son términos anatómicos estándar de dirección y designan una dirección y hacia el plano central o medial de un cuerpo y en la dirección opuesta desde el centro al lado, respectivamente. Con respecto a la presente descripción general y a las realizaciones a modo de ejemplo, las direcciones medial y lateral pueden situarse generalmente dentro de un plano que incluye el eje longitudinal 30 de la parte proximal 18 y un eje longitudinal 64 a del taladro transversal 24. En tal caso, el lado medial del clavo intramedular 12 puede ser un lado que está vuelto hacia el lado saliente del taladro transversal 24 (por ejemplo, hacia una punta del sujetador de hueso 14 que penetra en el taladro transversal 24), mientras que el lado lateral puede ser un lado que está vuelto hacia el lado entrante del taladro transversal 24 (por ejemplo, hacia la cabeza de sujetador del hueso 14). En muchos casos, el clavo intramedular 12 estará adaptado anatómicamente de manera que el clavo 12 define inherentemente los lados medial y lateral, con respecto a una o más de sus dobladuras (por ejemplo, como se realiza mediante la parte doblada 22), una inclinación del taladro transversal 24, etcétera.

40 Volviendo la Fig. 5, el taladro axial 32 y la rosca interna 34 de la parte proximal 18 terminan en sus extremos inferiores en el taladro transversal 24 de la parte proximal 18. En la presente realización, el término "extremo inferior" significa ese extremo que está más cerca de la parte distal 20 de clavo intramedular 12, y el término "extremo superior" es el opuesto del extremo inferior.

45 El taladro transversal 24 de la parte proximal 18 está formado como un taladro en ángulo oblicuo que tiene un

ángulo definido con respecto al eje longitudinal 30 de la parte proximal 18. De este modo, el eje longitudinal 64 del taladro transversal 24 define un ángulo con respecto al eje longitudinal 30 de la parte proximal 18.

La Fig. 6 ilustra una vista en sección transversal de detalle a lo largo de la línea A-A de la parte proximal 18 del clavo intramedular 12 de la realización del sistema de implante 10 mostrada en la Fig. 2. Como se muestra en la Fig. 6, el borde redondeado 50 de la parte de acoplamiento de sujetador de hueso 42 del miembro de acoplamiento 38 tiene una región de contacto sustancialmente redondeada 51. La región de contacto sustancialmente redondeada 51 se acopla en una región de superficie interna redondeada complementaria 55 de una de las ranuras 54 del tornillo de tirafondo 14 como se muestra en la Fig. 6. La región de contacto redondeada 51 de la parte de acoplamiento de sujetador del hueso 42 y la región de superficie interna redondeada 55 de la ranura 54 definen una curvatura sustancialmente igual.

Como se ha ilustrado particularmente en la Fig. 6, el borde redondeado 50 y la ranura 54 definen sustancialmente segmentos de arco complementarios 51 y 55 en sección transversal. Esto es, la versión de contacto redondeada 51 y la región de superficie interna redondeada 55 están formadas de forma complementaria entre sí. La región de contacto redondeada 51 del miembro de acoplamiento 38 se acopla de este modo con la región de superficie interna redondeada 55 de la ranura 54 del tornillo de tirafondo 14. Alternativamente, el borde 50 del miembro de acoplamiento 38 y/o la ranura 54 del tornillo de tirafondo 14 pueden tener otra forma en sección transversal, por ejemplo, una forma rectangular o triangular. Estas otras formas pueden ser complementarias entre sí de manera similar. De este modo, las ranuras 54 del tornillo de tirafondo 14 son del tamaño y forma que son complementarias con la parte de acoplamiento 50 de la parte de acoplamiento de sujetador de hueso 42 del miembro de acoplamiento 38.

Debido a la configuración de acoplamiento de la región de contacto redondeada 51 del miembro de acoplamiento 38 y la región de superficie interna redondeada 55 de la ranura 54 del tornillo de tirafondo 14, el miembro de acoplamiento 38 tiene una región de contacto alargada en el tornillo de tirafondo 14 en lugar de un soporte de un único punto. En otras palabras, el borde redondeado 50 del miembro de acoplamiento 38 está acoplado dentro de una de la ranura 54 del tornillo de tirafondo 14 de una manera de acoplamiento sustancialmente positivo. Por lo tanto, las fuerzas mecánicas proporcionadas por el miembro de acoplamiento 38 no son aplicadas de forma punzante sobre el tornillo de tirafondo 14, sino que en su lugar son distribuidas sobre una región extendida del tornillo de tirafondo 14, es decir sobre la superficie interna redondeada 55 de la ranura 54 a lo largo de un segmento de arco.

Haciendo referencia las Figs. 7a y 7b, se muestra una vista lateral de una realización del sujetador de hueso 14 y de una realización alternativa del sujetador de hueso 14. Ambas realizaciones del sujetador de hueso están formadas como un tornillo de tirafondo 14.

Como se muestra en las Figs. 7a y 7b, cada una de las realizaciones de un tornillo de tirafondo 14 tiene una parte delantera 66 que incluye una rosca, por ejemplo una rosca gruesa, y una parte trasera 68. La parte trasera 68 está provista de una pluralidad de ranuras que se extienden longitudinalmente 54 (se muestran dos en las Figs. 2 y 3 y se muestra una en las Figs. 7a y 7b) dispuestas en la superficie periférica de la parte de vástago posterior 68 a lo largo del eje del tornillo de tirafondo 14. Típicamente, están dispuestas cuatro ranuras 54 en la superficie periférica del tornillo de tirafondo 14 a intervalos de 90° alrededor del eje longitudinal del tornillo de tirafondo 14. Cada ranura 54 define una rampa 56 para el acoplamiento mediante la parte de acoplamiento de sujetador de hueso 42 del miembro de acoplamiento 38. Como se muestra en la Fig. 3, cada rampa 56 tiene un extremo superficial y un extremo más profundo. La rampa de elevación 56 se extiende desde el extremo superficial en el extremo posterior de la parte posterior 68 hacia la parte delantera roscada 66 hasta el extremo más profundo. Las ranuras 54 de este modo tienen un perfil de profundidad asimétrico. Además, cada uno de los tornillos de tirafondo 14 mostrados en las Figs. 7a y 7b incluye una canulación central 70 (mostrada en la Fig. 3) a lo largo del eje longitudinal del tornillo de tirafondo 14. La parte posterior 68 del tornillo de tirafondo 14 puede incluir en el extremo trasero un taladro coaxial y un rebaje (por ejemplo, una característica de accionamiento interna hexalobular) para recibir un destornillador o una llave inglesa (por ejemplo, en forma de una característica de accionamiento introducida). Además, la al menos una ranura 54 del tornillo de tirafondo 14 tiene una anchura w_1 en el extremo más profundo mayor que una anchura w_2 en el extremo superficial.

La diferencia entre la realización de tornillo de tirafondo 14 mostrada en la Fig. 7a y la mostrada en la Fig. 7b es que la anchura w de la al menos una ranura 54 del tornillo de tirafondo 14 de la Fig. 7a está continuamente ensanchándose desde el extremo superficial en el extremo trasero de la parte trasera 68 hasta el extremo más profundo en el extremo delantero de la parte trasera 68. Alternativamente, la anchura w de la al menos una ranura 54 del tornillo de tirafondo 14 de la Fig. 7b se ensancha desde el extremo superficial en una parte con una anchura constante w hacia el extremo más profundo.

En un método a modo de ejemplo de fijación de fractura del hueso que utiliza las realizaciones del sistema de implante anteriores u otras, un cable de guiado es primeramente insertado en una cavidad de médula del hueso. Después, el clavo intramedular canulado 12 de las realizaciones anteriores u otras es insertado sobre el cable de guiado en la cavidad de médula del hueso, es decir, es situado en el canal intramedular del hueso, por ejemplo, el fémur. El clavo intramedular 12 comprende la parte proximal 18, el taladro transversal 24 y el miembro de

acoplamiento 38 como se ha descrito de forma general anteriormente. El cable de guiado es entonces retirado. Después, un orificio es perforado transversalmente a través del fémur, el cuello del fémur y en la cabeza del mismo para recibir un sujetador del hueso 14. Después, un sujetador de hueso, por ejemplo, un tornillo de tirafondo 14, es insertado a través del taladro transversal 24 del clavo intramedular 12 en el hueso para la estabilización de la fractura del hueso accionando una herramienta, por ejemplo un destornillador, de manera que una de las ranuras longitudinales 54 del tornillo de tirafondo 14 es alineada en la posición más superior. Finalmente, el miembro de acoplamiento 38 del clavo intramedular 12 es accionado para producir un acoplamiento de la parte de acoplamiento de sujetador de hueso 42 con el sujetador de hueso 14 que penetra en el tablado transversal 24 del clavo intramedular 12, evitando con ello la rotación del sujetador de hueso 14. En este caso, la parte de accionamiento 40 del miembro de acoplamiento 38, que está premontada dentro de la parte proximal 18 del clavo intramedular 12, es girada hacia abajo (es decir, en la dirección del eje longitudinal 30 de la parte proximal 18 hacia la parte distal 20 del clavo intramedular 12) con un destornillador hasta que la parte de acoplamiento de sujetador de hueso 42, el borde redondeado 50 de la misma, respectivamente, se acopla dentro de una de las ranuras 54 del tornillo de tirafondo 14.

Siempre y cuando el miembro de acoplamiento 38 no esté completamente apretado (es decir, en la parte de accionamiento 40 del miembro de acoplamiento 38 no esté completamente apretada), el tornillo de tirafondo 14 tiene la facilidad del deslizarse dentro del taladro transversal 24 solo en una dirección lateral (a la derecha en las Figs. 1 a 3) pero es bloqueado para evitar la rotación alrededor de su eje longitudinal. Cuando el tornillo de tirafondo 14 está sujeto para evitar la rotación por el miembro de acoplamiento 38 (es decir, por el borde redondeado 50 de la parte de acoplamiento de sujetador de hueso 42), meramente se desliza a través del taladro transversal 24 y arrastra la cabeza del fémur hasta el acoplamiento próximo con el resto del hueso. Debido a la rampa de elevación 56 de la ranura 54 del tornillo de tirafondo 14, se evita un deslizamiento medial incontrolado (a la izquierda en las Figs. 1 a 3) del tornillo de tirafondo 14 dentro del clavo intramedular 12.

Dado que la parte proximal 18 del clavo intramedular 12 y el miembro de acoplamiento 38 están configurados como se ha descrito anteriormente, el miembro de acoplamiento 38 puede ser premontado o precargado fácilmente dentro del clavo intramedular 12, a la vez que se permite una inserción/paso simultáneos de un cable de guiado. El canal 46 del clavo intramedular 12, el taladro axial 32 de la parte proximal 18 del clavo intramedular 12 y el orificio pasante 44 del miembro de acoplamiento 38 (que juntos definen una canulación) pueden estar sustancialmente alineados para permitir la inserción del cable de guiado completamente a través del miembro de acoplamiento premontado 38 y el clavo intramedular 12. De este modo, puede ser utilizado un cable de guiado para guiar el clavo intramedular 12, incluyendo el miembro de acoplamiento premontado 38, en el canal intramedular de, por ejemplo, el fémur. Por tanto, el miembro de acoplamiento 38 no tiene que ser montado de manera intraoperativa. En consecuencia, las etapas de operación que necesitan ser realizadas por los cirujanos son reducidas, con lo que el proceso quirúrgico y la implantación de clavo intramedular 12 dentro de un canal intramedular de un fémur son facilitados y simplificados. Debido a este hecho, el tiempo de operación se reduce. Dado que el clavo intramedular 12 está provisto del miembro de acoplamiento (que incluye la parte de acoplamiento de sujetador de hueso 42 y la parte de accionamiento 40 conectada de manera no giratoria con la misma) que es premontada en del taladro axial 32 de la parte proximal 18 del clavo intramedular 12, la cantidad de tiempo asociado con la implantación del clavo intramedular 12 así como el número de partes que tienen que ser manipuladas por el cirujano se reducen.

Aunque el miembro de acoplamiento y su parte de accionamiento y parte de acoplamiento de sujetador de hueso como se han descrito la presente memoria están sustancialmente formados como un tornillo corto que tiene un borde redondeado, el miembro de acoplamiento y su parte de accionamiento y/o la parte de acoplamiento de sujetador de hueso pueden ser adaptados para diferentes aplicaciones según se necesite (por ejemplo, en términos de forma, longitud, anchura, espesor etc.) para utilizar en el clavo que intramedular 12 del sistema de implante 10 mostrado en las Figs. 1 a 3.

Todas las partes del sistema de implante descritas anteriormente se pueden producir fácilmente y a bajo precio con el estado actual de las herramientas de maquinaria. Dado que los cables de guiado se desvían a una posición excéntrica (por ejemplo, al lado medial) dentro del clavo intramedular debido al doblado de clavo intramedular, el acoplamiento excéntrico de la parte de acoplamiento de sujetador de hueso del miembro de acoplamiento facilita la canalización del cable de guiado dentro de clavo intramedular.

Aunque el cuerpo con forma de barra del clavo intramedular incluye una parte distal y una parte doblada en la realización ilustrada en los dibujos, el cuerpo de clavo puede ser adaptado según se necesite (por ejemplo, en términos de forma, longitud, anchura, espesor, etc.) para utilizar en cirugía ortopédica para la fijación del hueso y para la inserción en un canal intramedular de, por ejemplo, un fémur. De este modo, el clavo intramedular se puede adaptar a diferentes aplicaciones y de este modo puede tener una forma diferente. Además, aunque las roscas como se muestra en la presente memoria son unas roscas de una entrada, también podrían ser roscas de múltiples entradas (por ejemplo roscas de dos entradas).

Aunque el sujetador de hueso como se ha descrito la presente memoria está formado como un tornillo de tirafondo, el sujetador de hueso puede ser de cualquier tipo de, por ejemplo, un tornillo de cuello femoral o cualquier tipo de hoja, y puede estar adaptado a diferentes aplicaciones según las necesidades. Los sujetadores de hueso pueden de este modo tener diferentes diámetros, longitudes, formas o roscas. Además, el sujetador de hueso, el implante y/o el miembro de acoplamiento o las partes del mismo como se ha descrito anteriormente pueden estar generalmente

fabricados de acero inoxidable, titanio o cualquier otro material biocompatible.

5 Aunque las realizaciones anteriores han sido descritas a modo de ejemplo con relación a un tornillo de hueso y a un clavo intramedular, resultará evidente que las técnicas presentadas en la presente memoria también pueden ser implementadas en combinación con otros tipos de sujetadores (tales como estaquillas de hueso que tienen vástagos a modo de barra o a modo de pasadores, sujetadores de hueso a modo de cable tales como cables Kirschner, etc.) así como otros tipos de implantes (tales como placas de hueso, distractores de hueso, etc.). Por consiguiente, la presente invención no se limita a ningún tipo de sujetador de hueso ni a ningún tipo de implante.

10 Aunque la invención en la presente memoria ha sido descrita con referencia a realizaciones particulares, se debe entender que estas realizaciones son únicamente ilustrativas de los principios y aplicaciones de la presente invención. Por tanto, se debe entender que se pueden hacer numerosas modificaciones respecto a las realizaciones ilustrativas y que otras disposiciones pueden ser concebidas sin que se salgan del alcance de la presente invención, como está definido por las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema de implante (10) para utilizar en cirugía ortopédica para la fijación del hueso, que comprende:
- 5 un clavo intramedular (12) con una parte proximal (18) que define un eje longitudinal (30), en donde la parte proximal (18) incluye un taladro axial (32) que define un eje (62) sustancialmente paralelo al eje longitudinal (30) de la parte proximal (18) y un taladro transversal (24) configurado para recibir un sujetador de hueso (14); y
- 10 un miembro de acoplamiento (38) con un orificio pasante (44) y configurado para estar dispuesto de forma móvil dentro del taladro axial (32) de la parte proximal (18) del clavo intramedular (12), incluyendo el miembro de acoplamiento (38) una parte de accionamiento (40) y una parte de acoplamiento de sujetador de hueso (42), en donde la parte de acoplamiento de sujetador de hueso (42) incluye un borde redondeado (50) en su extremo que
- 15 apunta en una dirección distal del clavo intramedular (12) y está configurado para acoplar un sujetador de hueso (14) que penetra en el taladro transversal (24), en donde la parte de accionamiento (40) se puede mover hacia la parte distal del clavo intramedular dentro del taladro axial de parte proximal, de manera que empuja la parte de acoplamiento de sujetador de hueso (42) hacia la parte distal de clavo intramedular dentro del taladro axial de parte proximal y hasta acoplamiento con un sujetador de hueso que penetra en taladro transversal (24), y en donde la parte de accionamiento (40) está acoplada a la parte de acoplamiento de sujetador del hueso (42) de manera que la parte de accionamiento (40) no gira con relación a la parte de acoplamiento de sujetador de hueso (42).
2. El sistema de implante (10) de acuerdo con la reivindicación 1, en donde la parte de accionamiento (40) y la parte de acoplamiento de sujetador de hueso (42) están formadas de una pieza y/o en donde la parte de acoplamiento de sujetador del hueso (42) está acoplada rígidamente con la parte de accionamiento (40).
- 20 3. El sistema de implante (10) de acuerdo con la reivindicación 1 o 2, en donde la parte de acoplamiento de sujetador de hueso (42) define un diámetro exterior (d_1) que es más pequeño que un diámetro exterior (d_2) de la parte de accionamiento (40), en donde los diámetros exteriores (d_1 , d_2) se sitúan dentro de un plano que es sustancialmente perpendicular a un eje del orificio pasante (44) del miembro de acoplamiento (38).
- 25 4. El sistema de implante (10) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en donde la parte de acoplamiento de sujetador del hueso (42) incluye una región de contacto extendida (51) configurada para acoplar el sujetador de hueso (14) y/o en donde el borde redondeado (50) de la parte de acoplamiento de sujetador el hueso (42) está configurado para acoplarse con una ranura (54) de sujetador de hueso (14).
- 30 5. El sistema de implante (10) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, en donde una parte del borde redondeado (50) de la parte de acoplamiento de sujetador del hueso (42) está configurada para acoplarse con una ranura (54) del sujetador del hueso (14) de una manera excéntrica y/o en donde el borde redondeado (50) de la parte de acoplamiento de sujetador de hueso (42) define una región de contacto redondeada (51) configurada para acoplarse con una región de contacto con forma complementaria (55) del sujetador del hueso (14) y/o en donde el borde redondeado (50) de la parte de acoplamiento de sujetador de hueso (42) y una ranura (54) del sujetador de hueso (14) definen sustancialmente segmentos de arco complementarios (51, 55) en sección
- 35 transversal.
6. El sistema de implante (10) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, en donde el miembro de acoplamiento (38) define un plano (58) en su extremo que apunta en una dirección distal del clavo intramedular (12), en donde el plano (58) es sustancialmente perpendicular al eje longitudinal (30) de la parte proximal (18) del clavo intramedular (12).
- 40 7. El sistema de implante (10) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, en donde la parte de accionamiento (40) y la parte de acoplamiento de sujetador de hueso (42) son penetradas por el orificio pasante (44) del miembro de acoplamiento (38) y/o en donde el orificio pasante (44) del miembro de acoplamiento (38) define un eje sustancialmente paralelo al eje (62) del orificio axial (32) de la parte proximal (18) de clavo intramedular (12).
- 45 8. El sistema de implante (10) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7, en donde el clavo intramedular (12) incluye un canal (46) sustancialmente a lo largo de un eje longitudinal del clavo intramedular (12).
9. El sistema de implante (10) de acuerdo con la reivindicación 8, en donde una canulación está definida a través de clavo intramedular (12) por el canal (46) del clavo intramedular (12), el orificio pasante (44) del miembro de acoplamiento (38) y el taladro axial (32) de la parte proximal (18), de manera que puede ser insertado un cable quirúrgico a través de la canulación.
- 50 10. El sistema de implante (10) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 9, en donde la parte de accionamiento (40) del miembro de acoplamiento (38) tiene una rosca externa (48) para el acoplamiento de forma roscada con el clavo intramedular (12).
11. El sistema de implante (10) de acuerdo con la reivindicación 10, en donde el taladro axial (32) de la parte proximal (18) del clavo intramedular (12) incluye una rosca interna (34), en donde la rosca externa (48) de la parte

de accionamiento (40) del miembro de acoplamiento (38) está configurada para acoplarse con la rosca interna (34) del taladro axial (32) de la parte proximal (18) del clavo intramedular (12).

12. El sistema de implante (10) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 11, que comprende además el sujetador de hueso (14).

5 13. El sistema de implante (10) de acuerdo con la reivindicación 12, en donde el sujetador de hueso (14) incluye al menos una ranura (54) con una o más rampas (56) para el acoplamiento mediante la parte de acoplamiento de sujetador del hueso (42) del miembro de acoplamiento (38).

10 14. El sistema de implante (10) de acuerdo con la reivindicación 13, en donde cada rampa (56) de la al menos una ranura (54) tiene un extremo superficial y un extremo más profundo, en donde la rampa (56) se extiende desde el extremo superficial en un extremo trasero (68) del sujetador de hueso (14) hacia un extremo delantero (66) del sujetador del hueso (14) hasta el extremo más profundo, y en donde la al menos una ranura (54) opcionalmente tiene una anchura (w_1) en el extremo más profundo mayor que una anchura (w_2) en el extremo superficial.

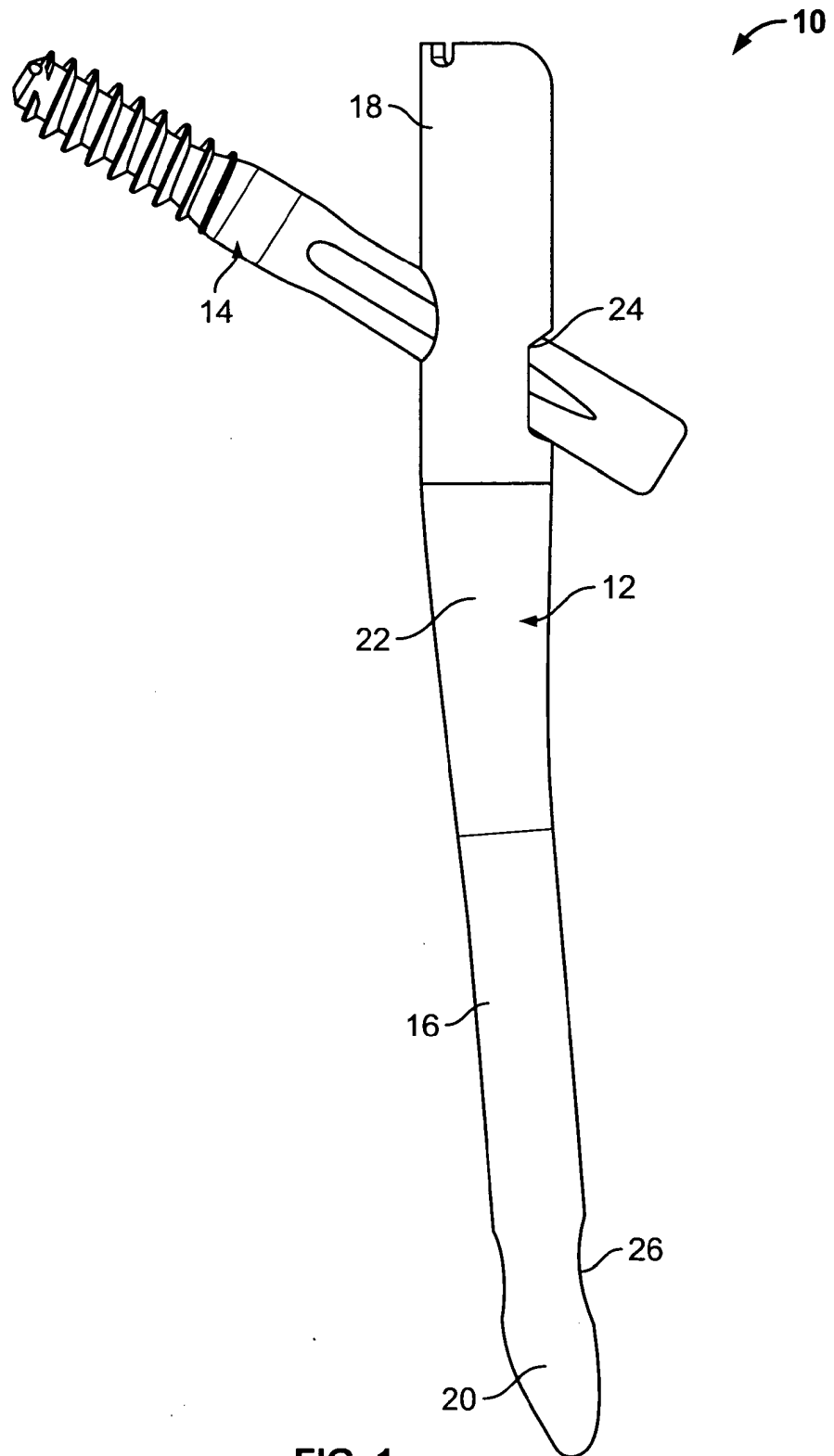


FIG. 1

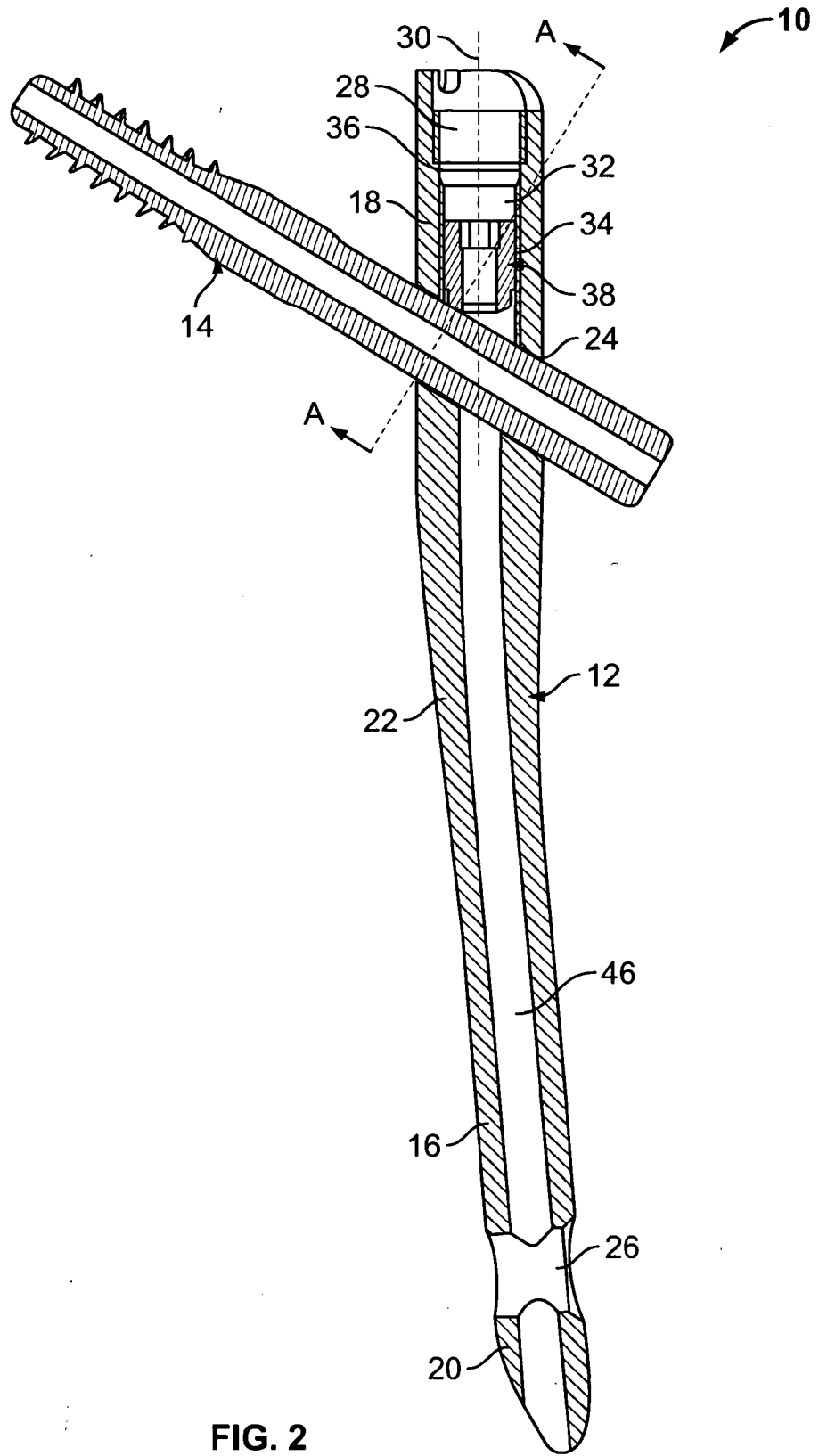


FIG. 2

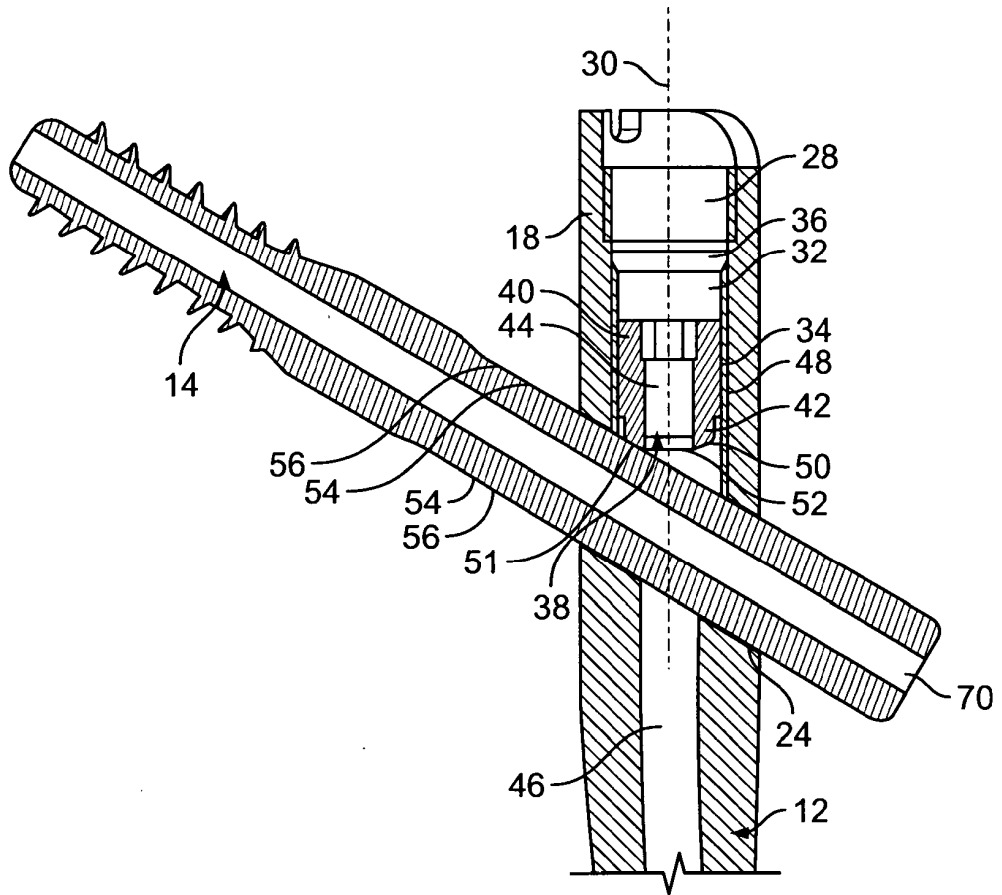


FIG. 3

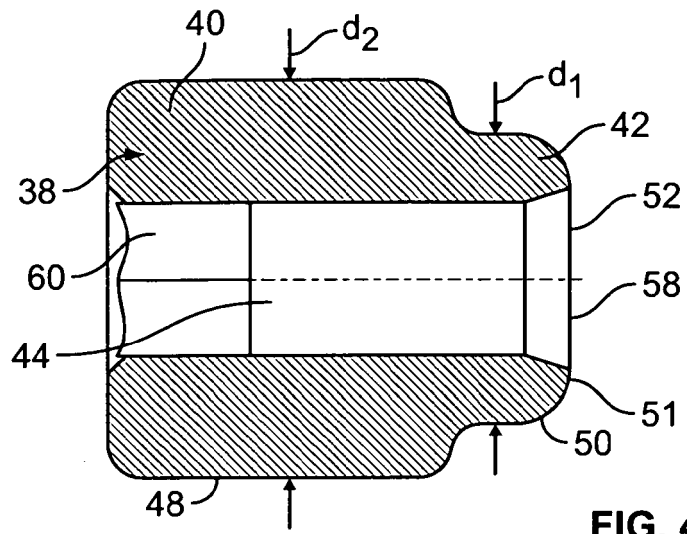


FIG. 4

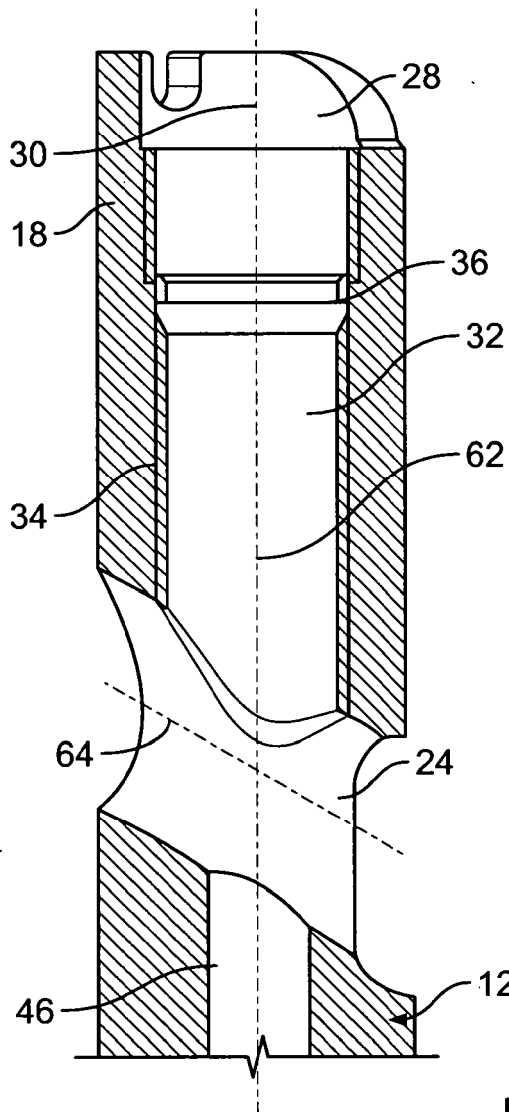


FIG. 5

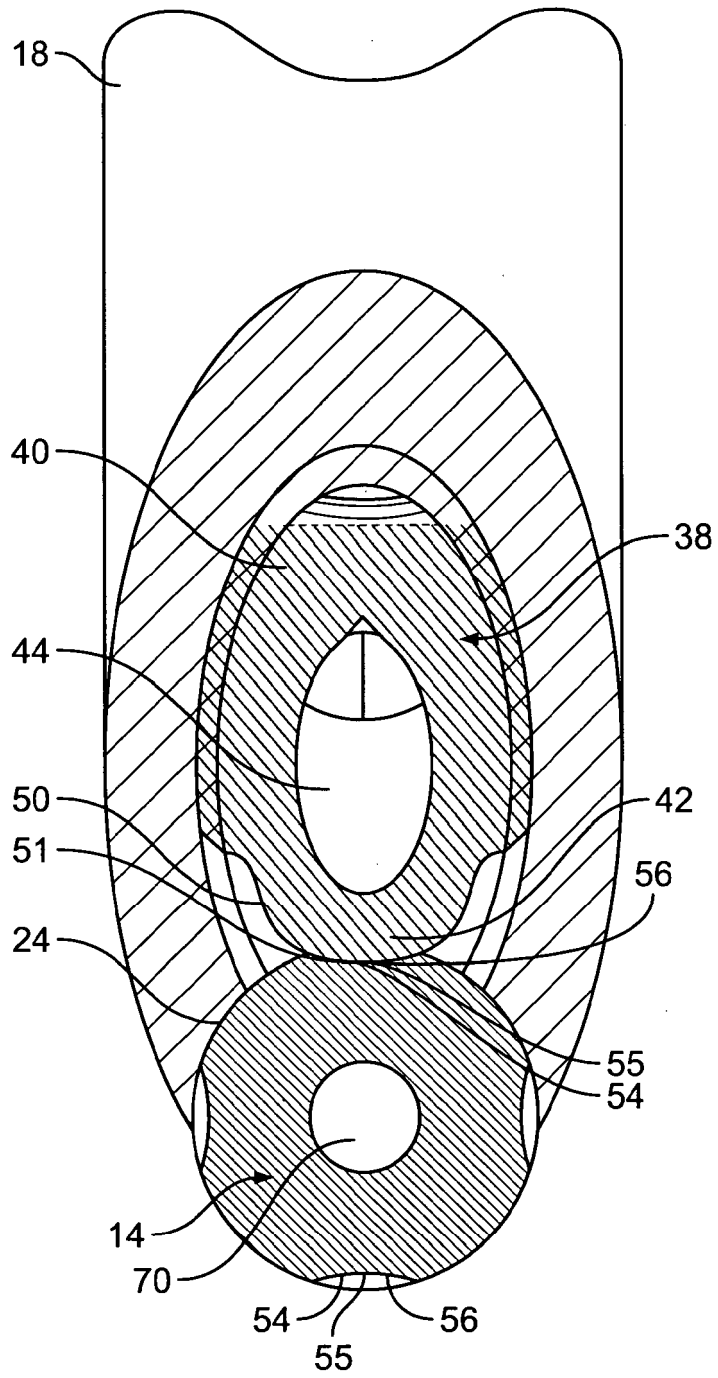


FIG. 6

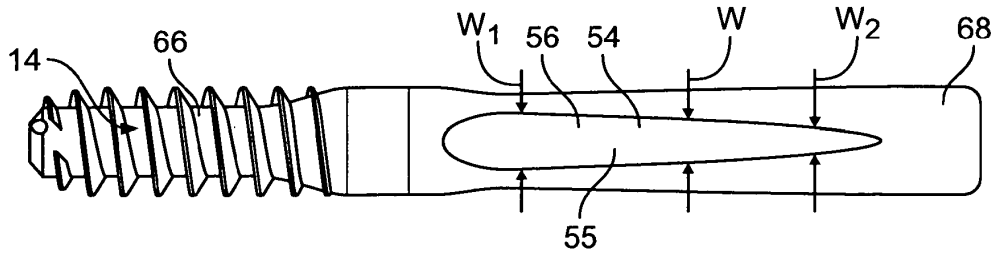


FIG. 7a

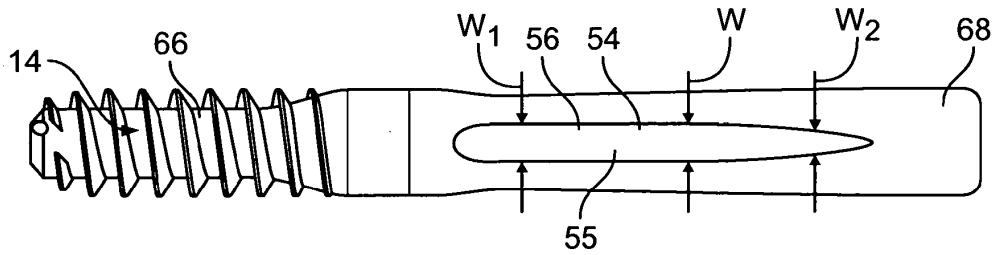


FIG. 7b