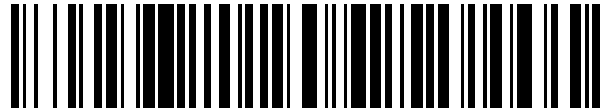


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 551 874**

51 Int. Cl.:

**A61B 17/74** (2006.01)

**A61B 17/72** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **08.02.2011 E 11703604 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **21.10.2015 EP 2672909**

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

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**24.11.2015**

73 Titular/es:

**STRYKER TRAUMA GMBH (100.0%)**  
**Prof.-Küntscher-Str. 1-5**  
**24232 Schönkirchen/Kiel, DE**

72 Inventor/es:

**MUECKTER, HELMUT y**  
**STOLTENBERG, INGO**

74 Agente/Representante:

**CURELL AGUILÁ, Mireia**

**ES 2 551 874 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 ósea.

**5 Campo técnico**

La presente invención en general se refiere a un sistema de implante para su utilización en cirugía ortopédica. Específicamente, la invención se refiere a un clavo intramedular para la fijación interna de un hueso, como un fémur.

**10 Antecedentes**

Las fracturas de fémur ocurren comúnmente en el cuello femoral y las regiones troncatéricas. Típicamente, las fracturas troncatéricas y subtroncatéricas del fémur en la actualidad se tratan con un clavo intramedular que prevé una perforación transversal para recibir una fijación ósea, como un tornillo de cuello femoral normalmente provisto en la forma de un tornillo tirafondo. Dicho tornillo intramedular se monta en el canal intramedular del fémur y el tornillo tirafondo pasa por la perforación transversal del clavo intramedular, por el cuello del fémur y en la cabeza del fémur.

El tornillo tirafondo está concebido para transferir la carga de la cabeza femoral a la caña del clavo, aunando la línea de fractura para permitir la curación rápida y segura de la misma. Además, se permite que el tornillo tirafondo se deslice en el clavo intramedular de acuerdo con la sinterización de la fractura femoral. Típicamente se inserta un tornillo de fijación en una perforación del clavo intramedular para impedir un giro y un desvío medio no controlado de dicho tornillo tirafondo.

El clavo intramedular puede incluir una canulación central a lo largo de su eje longitudinal, para recibir un alambre quirúrgico (alambre guía), como un alambre Kirschner. El alambre quirúrgico se inserta en la cavidad medular del fémur con anterioridad a la inserción del clavo intramedular.

Por ejemplo, la patente US nº 5.176.681 A se refiere a un dispositivo de fijación de fractura intertroncatérica y un dispositivo de montaje. El aparato de fijación de fractura intramedular comprende un clavo intramedular que prevé una perforación transversal para recibir un tornillo de cuello femoral en la forma de un tornillo tirafondo. El extremo proximal del clavo intramedular está provisto de otra perforación que se extiende coaxialmente por el clavo y se abre en la perforación transversal. Un tornillo de fijación se dispone en la perforación coaxial del clavo. El extremo inferior del tornillo de fijación prevé una protusión dispuesta centralmente, cuando dicho tornillo de fijación se encuentra en una posición final, la protusión central del tornillo de fijación se ensambla en una de las ranuras que se extienden longitudinalmente dispuestas en la caña del tornillo tirafondo.

Los documentos US nº 3.433.220 A y WO 2010/050252 A1 se refieren a conjuntos de clavo intramedular. Los conjuntos de clavo intramedular comprenden un clavo intramedular provisto de una perforación transversal para recibir una fijación ósea. También comprenden una perforación de parte proximal que actúa como estructura de guiado y que prevé un eje longitudinal. Se dispone de manera que se pueda mover una unidad de acoplamiento con un pasador y se desplaza para ensamblarse con la fijación ósea.

De forma similar al tornillo tirafondo de la patente US nº 5.176.681 A, la fijación ósea se bloquea en la perforación transversal mediante un tornillo de fijación que se acopla con una de una pluralidad de ranuras que se extienden longitudinalmente a lo largo de la fijación ósea.

La patente US nº 6.835.197 B2 se refiere a un clavo intramedular con un mecanismo de acoplamiento. El mecanismo de acoplamiento incluye un elemento de armazón y una clavija plana que se extiende lateralmente desde dicho elemento de armazón. Además, se acopla a dicho elemento de armazón de manera que pueda girar un perno corto para su acoplamiento roscable con un canal parcialmente roscado que se extiende axialmente en el clavo intramedular. El elemento de armazón también incluye lengüetas, que se reciben en ranuras del canal, de manera que la cooperación entre las lengüetas y las ranuras evite el giro del elemento de armazón en el canal. Cuando dicho elemento de armazón se fuerza hacia un tornillo tirafondo insertado por una perforación transversal del clavo intramedular, la clavija plana contacta con una superficie lateral de dicho tornillo tirafondo y llena un espacio definido por la parte plana del tornillo tirafondo, de manera que la clavija encaja fuertemente en el espacio entre la pared del canal y el tornillo tirafondo.

La patente US nº 6.648.889 B2 se refiere a un clavo intramedular con un bloqueo en bifurcación. De forma similar al elemento de armazón descrito en la patente US nº 6.835.197 B2, un bloqueo de manguito incluye dos lengüetas de bloqueo laterales en la forma de clavijas planas y una lengüeta antigiro que se ensambla en una ranura de un canal del clavo intramedular. Las lengüetas de bloqueo del bloqueo de manguito se ensamblan en hendiduras de bloqueo de un manguito que está dispuesto en el tornillo tirafondo.

La patente US nº 6.406.477 B1 se refiere a un clavo intramedular provisto de un orificio de fijación en su parte proximal. Dicha parte proximal del clavo también comprende dos perforaciones transversales en las que se disponen

un tornillo tirafondo y un conector auxiliar. Dado que el conector auxiliar se extiende por el clavo en un emplazamiento entre un tornillo de fijación atornillado en el orificio de fijación del clavo intramedular y el tornillo tirafondo, se interpone un separador para transmitir una fuerza de apriete entre dicho tornillo de fijación y dicho tornillo tirafondo. El separador incluye un armazón y dos patas separadas que se extienden lateralmente desde dicho armazón. Cuando el tornillo de fijación se sitúa en el separador en el orificio de fijación y se enrosca en el orificio de fijación, dicho tornillo de fijación empuja la totalidad del separador hacia abajo y los extremos inferiores de las patas se ensamblan en las ranuras del tornillo tirafondo. El conector auxiliar se sitúa entre las dos patas del separador y se mantiene de forma segura mediante un buje central formado en el extremo delantero del tornillo de fijación y se inserta por una abertura formada en el armazón del separador.

El documento US 2006/0200160 A1 da a conocer una disposición de acoplamiento entre un clavo intramedular y un tornillo tirafondo. Un conjunto de acoplamiento incluye un elemento de ensamblado y un accionador de ensamblado. El elemento de acoplamiento se recibe en una parte proximal de una perforación del clavo intramedular para ensamblar una parte del tornillo tirafondo que está situado en una perforación transversal del clavo intramedular. El accionador de ensamblado está acoplado enroscado con la perforación intramedular del clavo y funciona para mover el elemento de ensamblado entre una posición de desensamblado y una posición de ensamblado. El elemento de ensamblado incluye dos brazos de ensamblado formados como clavijas planas que se pueden ensamblar con el tornillo tirafondo cuando el elemento de ensamblado se encuentra en la posición ensamblada.

Se pueden encontrar antecedentes tecnológicos adicionales en los documentos EP 1 175 872 A2 y EP 1 547 534 A2.

Los clavos intramedulares convencionales adolecen de varias desventajas. Un tornillo de fijación sin un orificio pasante no se puede premontar con el clavo intramedular y, por ello, se tiene que insertar en el clavo intramedular de forma intraoperatoria después de la retirada de un alambre guía. En este caso, la inserción del tornillo de fijación relativamente pequeño en la caña del clavo intramedular resulta difícil. El tejido blando que se superpone a la abertura en el extremo proximal del clavo puede ocultar la inserción del tornillo de fijación y el ensamblado mutuo de los roscados. De este modo, el tornillo de fijación puede quedar agarrotado en el clavo intramedular y el tiempo de operación se incrementa debido a las etapas operatorias adicionales. Además, un tornillo de fijación provisto de una o más clavijas no puede impedir un desvío medio no controlado del tornillo tirafondo. Adicionalmente, el uso de tornillos de fijación con clavijas requiere una modificación del diseño de la caña del tornillo tirafondo actual, proporcionando ranuras que se extienden longitudinalmente en las que se puede ensamblar un pasador del tornillo de fijación para garantizar un deslizamiento definido del tornillo tirafondo en el clavo intramedular.

### Sumario

Los aspectos de la presente divulgación están dirigidos a proporcionar un sistema de implante que simplifique y facilite el procedimiento quirúrgico y la implantación de un clavo intramedular y las fijaciones óseas correspondientes.

Se proporcionan un clavo intramedular para su utilización en cirugía ortopédica para la fijación ósea según la reivindicación 1 y un sistema de implante según la reivindicación 12.

De acuerdo con un primer aspecto, se prevé un sistema de implante para su utilización en cirugía ortopédica para la fijación ósea. Dicho sistema de implante comprende un clavo intramedular con una parte proximal que define un eje longitudinal, una parte distal y una perforación transversal con un eje en un ángulo con respecto al eje longitudinal. La parte proximal incluye una perforación que define un primer eje y una estructura de guiado que define un segundo eje. El primer eje y el segundo eje son sustancialmente paralelos al eje longitudinal de la parte proximal del clavo intramedular y están separados entre sí. Además, el sistema de implante comprende una unidad de acoplamiento adaptada para su disposición de manera que se pueda mover en la parte proximal del clavo intramedular. La unidad de acoplamiento incluye un pasador sustancialmente cilíndrico y un elemento de accionamiento con un orificio pasante, en el que la estructura de guiado está configurada de manera que recibe de modo que se pueda deslizar el pasador sustancialmente cilíndrico, de forma que dicho pasador se pueda ensamblar en una ranura de una fijación ósea configurada para penetrar en la perforación transversal del clavo intramedular, donde dicho pasador prevé un eje longitudinal que interseca el eje longitudinal de la perforación transversal y, así, un eje longitudinal de la fijación ósea.

En el aspecto descrito anteriormente, el segundo eje de la estructura de guiado puede estar orientado excéntricamente con respecto al eje longitudinal de la parte proximal. Además, el orificio pasante del elemento de accionamiento se puede disponer centralmente. Dicho elemento de accionamiento se puede conectar de manera que se pueda mover al pasador sustancialmente cilíndrico. La perforación transversal de la parte proximal del clavo intramedular se puede formar como una perforación angulada que presenta un ángulo definido con respecto al eje longitudinal de la parte proximal.

La unidad de acoplamiento se puede configurar de manera que fuerce, después de mover la unidad de acoplamiento hacia la parte distal del clavo intramedular, el pasador en la dirección del eje longitudinal de la parte proximal hacia

la parte distal, de forma que dicho pasador se pueda ensamblar en la ranura de la fijación ósea para impedir el giro de dicha fijación ósea sobre el eje longitudinal de la misma.

5 En una aplicación, el pasador puede definir un eje longitudinal que interseca un eje longitudinal de la fijación ósea. Dicho pasador se puede formar como un perno provisto de una caña y una punta que presenta una forma de bola, circular, de cono, plana, de U o de V. Además, el pasador se puede disponer de forma excéntrica en el elemento de accionamiento.

10 El clavo intramedular puede incluir un canal sustancialmente a lo largo de un eje longitudinal del clavo intramedular. El canal del clavo puede presentar una forma circular o angular en sección transversal. Se puede definir una canulación por el clavo intramedular mediante el canal de dicho clavo intramedular, el orificio pasante del elemento de accionamiento y la perforación de la parte proximal del clavo intramedular, de manera que se pueda insertar un alambre quirúrgico por la canulación. El alambre quirúrgico puede ser un alambre guía, un alambre Kirschner o cualquier otro tipo de alambre.

15 En una aplicación posible, el elemento de accionamiento puede presentar un roscado externo para el acoplamiento roscable con el clavo intramedular, por ejemplo, con la parte proximal del clavo intramedular. El elemento de accionamiento también puede incluir un anillo (por ejemplo, realizado en material sintético) dispuesto en una ranura circular del elemento de accionamiento. De forma alternativa, el anillo se puede disponer en el roscado externo del elemento de accionamiento (por ejemplo, en una ranura del roscado externo). El material sintético del anillo puede ser deformable. Así, el anillo puede ser un anillo de plástico deformable. La parte proximal del clavo intramedular puede incluir un roscado interno, en el que el roscado externo del elemento de accionamiento puede concordar con el roscado interno de la parte proximal. Además, el elemento de accionamiento se puede formar como un perno corto.

20 El elemento de accionamiento puede incluir una parte de transmisión de accionamiento, y el pasador puede incluir una ranura sustancialmente dispuesta en una dirección transversal a la dirección longitudinal del pasador, pudiendo la parte de transmisión de accionamiento ensamblarse de manera que se pueda mover en la ranura del pasador (por ejemplo, de modo que el giro del elemento de accionamiento pueda provocar el movimiento del pasador en la dirección del eje longitudinal de la parte proximal del clavo intramedular). La parte de transmisión de accionamiento se puede soportar de manera que pueda girar en la ranura del pasador.

25 En otra aplicación, el elemento de accionamiento puede incluir una parte de transmisión de accionamiento, y el pasador puede estar dispuesto en un elemento base provisto de una parte de retención, pudiendo dicha parte de transmisión ensamblarse de manera que se pueda mover con dicha parte de retención. El giro del elemento de accionamiento puede provocar movimiento del pasador en la dirección del eje longitudinal de la parte proximal del clavo intramedular.

30 En el aspecto descrito anteriormente, el elemento base puede incluir un orificio pasante para recibir un alambre quirúrgico. Dicho elemento base puede presentar una forma circular y el orificio pasante puede estar orientado de forma central o excéntrica. Además, el canal del clavo intramedular, la perforación de la parte proximal del clavo intramedular, el orificio pasante del elemento base, el orificio pasante del elemento de accionamiento y una perforación central de la parte proximal pueden definir una canulación, de manera que el alambre quirúrgico se pueda insertar por dicha canulación.

35 El sistema de implante también puede comprender un elemento de retención dispuesto en la parte proximal del clavo intramedular, pudiéndose la gama de movimiento de la unidad de acoplamiento en la dirección proximal limitar mediante el elemento de retención. Dicho elemento de retención se puede formar como un anillo de resorte o a presión que prevé una constante de resorte definida. El elemento de retención también puede presentar una forma circular.

40 La perforación de la parte proximal y la estructura de guiado se pueden disponer adyacentes entre sí, por ejemplo, adyacentes en la dirección transversal. La perforación de la parte proximal del clavo intramedular se puede disponer de forma coaxial. Además, la perforación de la parte proximal del clavo intramedular se puede situar en el lado medio y la estructura de guiado de la parte proximal del clavo intramedular se puede situar en el lado lateral de dicho clavo intramedular. Así, la perforación de la parte proximal del clavo intramedular y la estructura de guiado se pueden orientar excéntricamente con respecto al eje longitudinal de la parte proximal del clavo intramedular. Además, la estructura de guiado se puede formar como una ranura o una perforación. Dicha estructura de guiado puede presentar una forma de V, de U o de C o una sección transversal similar.

45 El sistema de implante puede comprender una fijación ósea. Dicha fijación ósea puede estar formada como un tornillo tirafondo o tornillo de cuello femoral o cualquier tipo de filo.

50 De acuerdo con otro aspecto, se prevé un clavo intramedular para su utilización en cirugía ortopédica para la fijación de un hueso. Dicho clavo intramedular comprende una parte proximal que define un eje longitudinal, una parte distal y una perforación transversal con un eje en un ángulo con respecto al eje longitudinal. La parte proximal incluye una

perforación que define un primer eje y una estructura de guiado que define un segundo eje. El primer eje y el segundo eje son sustancialmente paralelos al eje longitudinal de la parte proximal del clavo intramedular y están separados entre sí. El clavo intramedular también comprende una unidad de acoplamiento retenida de forma aprisionada y dispuesta de manera que se pueda mover en la parte proximal del clavo intramedular. La unidad de acoplamiento incluye un pasador sustancialmente cilíndrico y un elemento de accionamiento con un orificio pasante, en el que está configurada la estructura de guiado para recibir de manera deslizante dicho pasador sustancialmente cilíndrico, de modo que el pasador se pueda ensamblar en una ranura de una fijación ósea configurada para penetrar la perforación transversal del clavo intramedular, donde el pasador prevé un eje longitudinal que interseca el eje longitudinal de la perforación transversal y, así, un eje longitudinal de la fijación ósea.

La unidad de acoplamiento se puede preensamblar en la parte proximal del clavo intramedular. De este modo, el elemento de accionamiento y el pasador sustancialmente cilíndrico se pueden preensamblar en la parte proximal del clavo intramedular. El elemento de accionamiento se puede conectar de manera que se pueda mover al pasador sustancialmente cilíndrico.

El clavo intramedular, su parte proximal, la unidad de acoplamiento, el pasador sustancialmente cilíndrico, un elemento base del mismo y/o el elemento de accionamiento se pueden configurar tal como se ha descrito en general con anterioridad y como se describe a continuación. El clavo intramedular también puede presentar una canulación, un elemento de retención y/o una fijación ósea, que se pueden configurar tal como se ha descrito en general con anterioridad y como se describe a continuación.

Se describe un procedimiento de fijación de fractura ósea, comprendiendo dicho procedimiento las etapas de insertar un alambre de guiado en una cavidad de la médula ósea; insertar un clavo intramedular canulado sobre el alambre guía en la cavidad medular del hueso, comprendiendo el clavo intramedular una parte proximal que define un eje longitudinal, una parte distal y una perforación transversal, incluyendo dicha parte proximal una perforación que define un primer eje y una estructura de guiado que define un segundo eje, siendo el primer eje y el segundo eje sustancialmente paralelos al eje longitudinal de la parte proximal del clavo intramedular y estando separados entre sí, y una unidad de acoplamiento sujeta de modo prisionero y dispuesta de manera que se pueda mover en la parte proximal del clavo intramedular, incluyendo la unidad de acoplamiento un pasador sustancialmente cilíndrico y un elemento de accionamiento con un orificio pasante, estando la estructura de guiado configurada de manera que pueda recibir de modo que se pueda deslizar el pasador sustancialmente cilíndrico; retirar el alambre guía; insertar una fijación ósea por la perforación transversal del clavo intramedular en el hueso para la estabilización de la fractura ósea; y accionar la unidad de acoplamiento para producir un ensamblado del pasador con la fijación ósea que penetra en la perforación transversal del clavo intramedular, evitando de este modo el giro de dicha fijación ósea.

Debido a que la perforación y la estructura de guiado de la parte proximal del clavo intramedular están separadas entre sí, y que la unidad de acoplamiento, por ejemplo, en forma de un tornillo de fijación, incluye un pasador sustancialmente cilíndrico y un elemento de accionamiento con un orificio pasante, donde la estructura de guiado recibe de manera deslizante el pasador cilíndrico, la unidad de acoplamiento (es decir, el pasador y el elemento de accionamiento) se pueden preensamblar o precargar en el clavo intramedular, al mismo tiempo que se permite el paso simultáneo de un alambre quirúrgico. En particular, el procedimiento quirúrgico y el implante del clavo intramedular en el canal intramedular de un fémur se simplifican y se facilitan. Además, debido a que el pasador se puede ensamblar con la fijación ósea, no se requiere modificación alguna en el diseño de la fijación ósea actual.

### Breve descripción de los dibujos

Estas y otras características, aspectos y ventajas de la presente divulgación se pondrán más claramente de manifiesto a partir de la descripción detallada siguiente tomada junto con los dibujos adjuntos, en los que:

la figura 1 es una vista en sección transversal de una forma de realización de un sistema de implante;

la figura 2 es una vista detallada de una parte proximal de la forma de realización del sistema de implante que se muestra en la figura 1;

la figura 3 es una vista en sección transversal de una forma de realización alternativa de la parte proximal de un clavo intramedular;

la figura 4 muestra vistas superior, lateral e inferior de una forma de realización alternativa del pasador;

la figura 5 es una vista lateral de una forma de realización alternativa del elemento de accionamiento;

la figura 6 es una vista en sección transversal de una forma de realización alternativa de la parte proximal que se muestra en la figura 3, que incluye la forma de realización del pasador que se muestra en la figura 4 y la forma de realización del elemento de accionamiento que se muestra en la figura 5; y

la figura 7 es una vista en sección transversal del conjunto que se muestra en la figura 6 que incluye un alambre guía.

### Descripción detallada

5 Haciendo referencia a la figura 1, se muestra una vista en sección transversal de una forma de realización de un sistema de implante 10 para su utilización en cirugía ortopédica para la fijación de un hueso, como un fémur (que no se muestra en la figura 1). Dicho sistema de implante 10 comprende un clavo intramedular 12, una unidad de acoplamiento 14 y una fijación ósea 16. La unidad de acoplamiento 14 acopla la fijación ósea 16 al clavo intramedular 12. Dicho clavo intramedular 12 incluye un armazón en forma de vástago 18 que se puede insertar en la cavidad interior (cavidad medular) del fémur, es decir, en el canal intramedular del fémur. El armazón en forma de vástago 18 del clavo intramedular 12 incluye una parte proximal 20, una parte distal 22 que es más larga que la parte proximal 20 y una parte curvada 24 situada entre la parte proximal 20 y la parte distal 22. Dicho de otro modo, la parte curvada 24 conecta la parte proximal 20 y la parte distal 22.

15 Tal como se muestra en la figura 1, el clavo intramedular 12 incluye una perforación transversal 26 situada en la parte proximal 20. Un eje de la perforación transversal 26 presenta un ángulo con respecto al eje longitudinal del clavo intramedular, de manera que la perforación transversal 26 defina una abertura 26 angulada. La parte proximal 20 del clavo intramedular 12 presenta un diámetro suficiente como para acomodar la perforación transversal 26 en la misma, mientras que la parte distal 22 del clavo intramedular 12 presenta un diámetro menor con respecto a la parte proximal 20, adaptado a la forma de la cavidad medular del fémur, con el fin de facilitar la inserción de la parte distal 22 en el canal intramedular. Además, la parte distal 22 incluye un orificio pasante 28 que se extiende de forma ortogonal al eje longitudinal del clavo intramedular 12 en la parte distal 22. El orificio pasante 28 se forma en un extremo de la parte distal 22 del clavo intramedular 12, para recibir una fijación ósea, como un tornillo de bloqueo, con el fin de fijar de manera segura el clavo intramedular 12 al hueso.

25 En la forma de realización del sistema de implante 10 que se muestra en la figura 1, la fijación ósea 16 es un tornillo de cuello femoral en la forma de un tornillo tirafondo 16. Dicho tornillo tirafondo 16 está adaptado para penetrar en la perforación transversal 26 del clavo intramedular 12. El tornillo tirafondo 16 prevé una parte frontal 30 que incluye un roscado, por ejemplo un roscado de paso ancho, y una parte posterior 32. Dicha parte posterior 32 está provista de una pluralidad de ranuras que se extienden longitudinalmente 34 (de las que se muestran dos en la figura 1) dispuestas en la superficie periférica de la parte de caña posterior 32 a lo largo del eje del tornillo tirafondo 16. Típicamente, se disponen cuatro ranuras 34 en la superficie periférica del tornillo tirafondo 16 en intervalos de 90° alrededor del eje longitudinal del tornillo tirafondo 16. Cada ranura 34 define una rampa provista de un extremo poco profundo y de un extremo más profundo. La rampa de elevación se extiende desde el extremo poco profundo en un extremo posterior de la parte posterior 32 hacia la parte frontal roscada 30 hasta el extremo más profundo. Además, el tornillo tirafondo 16 incluye una canulación central 36 a lo largo del eje longitudinal del tornillo tirafondo 16. La parte posterior 32 del tornillo tirafondo 16 incluye en el extremo posterior una perforación coaxial 38 y un receso 40 (por ejemplo, una apariencia de accionamiento interno hexalobular) para recibir un accionador o una llave de tornillo (por ejemplo, en la forma de una apariencia de accionamiento de arrastre).

35 Tal como se ilustra en la figura 1, la parte proximal 20 del clavo intramedular 12 incluye un receso 42 para recibir una tapa final o una herramienta, como un instrumento de retención o un instrumento de orientación (que no se muestra en la figura 1) en el extremo superior de la parte proximal 20. La parte proximal 20 define un eje longitudinal 44 y también incluye una perforación 46 y una estructura de guiado 48. En la presente forma de realización, la perforación 46 de la parte proximal 20 es coaxial con respecto al eje longitudinal 44 de la parte proximal 20. Tal como se muestra adicionalmente en la figura 1, la perforación 46 incluye un roscado interno 50 y una parte de receso 52 para recibir un elemento de retención 54 en la forma de un anillo a presión.

45 La unidad de acoplamiento 14 está preensamblada y dispuesta de manera que se pueda mover en la parte proximal 20 del clavo intramedular 12. La unidad de acoplamiento 14 incluye un pasador sustancialmente cilíndrico 56 y un elemento de accionamiento 58 con un orificio pasante 60. De este modo, la unidad de acoplamiento 14 se define mediante el elemento de accionamiento 58 y el pasador 56 conectado al mismo. Además, el elemento de accionamiento 58 está conectado de manera que se pueda mover al pasador sustancialmente cilíndrico 56. El orificio pasante 60 del elemento de accionamiento 58 es un orificio pasante central que prevé un eje que coincide con el eje longitudinal 44 de la parte proximal 20. El elemento de accionamiento 58 también incluye un roscado externo 62 para su ensamblado enroscado con el clavo intramedular 12, por ejemplo, con la parte proximal 20 tal como se muestra en la figura 1. Dicho roscado interno 50 de la parte proximal 20 concuerda con el roscado externo 62 del elemento de accionamiento 58. En la presente forma de realización, el elemento de accionamiento 58 de la unidad de acoplamiento 14 está dispuesto de manera que se pueda mover en la perforación 46 de la parte proximal 20 del clavo intramedular 12. De este modo, la unidad de acoplamiento 14 está sujeta de modo prisionero en la parte proximal 20 del clavo intramedular 12. Tal como se ilustra también en la figura 1, la estructura de guiado 48 recibe de manera deslizante el pasador sustancialmente cilíndrico 56 de la unidad de acoplamiento 14, de modo que dicho pasador 56 se puede ensamblar con una ranura 34 del tornillo tirafondo 16.

65 Tal como se muestra también en la figura 1, el clavo intramedular 12 incluye un canal 64 sustancialmente a lo largo

del eje longitudinal del clavo intramedular 12. Así, se define una canulación 66 por el clavo intramedular 12 mediante el canal 64 del clavo intramedular 12, el orificio pasante 60 del elemento de accionamiento 58 y la perforación 46 de la parte proximal 20, de manera que se pueda insertar un alambre quirúrgico (que no se muestra en la figura 1) por dicha canulación 66.

5 La figura 2 ilustra una vista A detallada de la parte proximal 20 del clavo intramedular 12 que se muestra en la figura 1. Tal como se muestra en la figura 2, la perforación 46 de la parte proximal 20 define un primer eje 68 que, en este caso, coincide con el eje longitudinal 44 de la parte proximal 20. Además, la estructura de guiado 48 define un  
10 segundo eje 70. El primer eje 68 y el segundo eje 70 son sustancialmente paralelos al eje longitudinal 44 de la parte proximal 20 del clavo intramedular 12 y están separados entre sí. Además, el segundo eje 70 de la estructura de guiado 48 está orientado excéntricamente con respecto al eje longitudinal 44 de la parte proximal 20. De este modo, la perforación 46 de la parte proximal 20 y la estructura de guiado 48 se disponen adyacentes entre sí. En la presente forma de realización ilustrada en las figuras 1 y 2, la perforación 46 de la parte proximal 20 está situada  
15 centralmente y la estructura de guiado 48 de la parte proximal 20 está situada en el lado lateral del clavo intramedular 12. La perforación 46 de la parte proximal 20 finaliza en su extremo más inferior en el canal 64 del clavo intramedular 12. La estructura de guiado 48 finaliza en su extremo inferior en la perforación transversal 26 de la parte proximal 20. En la presente forma de realización, el término "extremo inferior" se refiere al extremo que está más cerca de la parte distal 22 en el clavo intramedular 12 y el término "extremo superior" es el opuesto al extremo inferior. Además, la estructura de guiado 48 se forma como una ranura que presenta una forma circular (por ejemplo, forma de C) en sección transversal.

Tal como se ilustra también en la figura 2, el pasador 56 de la unidad de acoplamiento 14 está dispuesto de manera excéntrica en el elemento de accionamiento 58, es decir, dispuesto en una posición excéntrica (por ejemplo en una  
25 posición lateral). Además, el pasador 56 define un eje longitudinal que interseca el eje longitudinal del tornillo tirafondo 16. El pasador 56 está formado como un perno provisto de una caña cilíndrica (aquí: un cilindro circular) y una punta en forma de bola (es decir, con forma circular) en su extremo más inferior. El elemento de accionamiento 58 también incluye una parte de transmisión de accionamiento 72 para transmitir el movimiento del elemento de accionamiento 58 al pasador 56. Dicho pasador incluye una ranura 74 en su extremo superior. La ranura 74 del pasador 56 está dispuesta sustancialmente en una dirección transversal a la dirección longitudinal del pasador 56.  
30 La parte de transmisión de accionamiento 72 del elemento de accionamiento 58 se ensambla de manera que se pueda mover en la ranura 74 del pasador 56. Para ello, la parte de transmisión de accionamiento 72 se soporta de manera que pueda girar en la ranura 74 del pasador 56. De este modo, el giro del elemento de accionamiento 58 provoca el movimiento del pasador 56 en la dirección del eje longitudinal 44 de la parte proximal 20.

35 El elemento de accionamiento 58 de la unidad de acoplamiento 14 prevé una parte de recepción 76 en la forma de un cono provisto de un receso (por ejemplo, en la forma de una apariencia de accionamiento interno hexalobular) para recibir una herramienta, destornillador, llave o similar. Accionando el elemento de accionamiento 58 utilizando dicha herramienta, la totalidad de la unidad de acoplamiento 14 se mueve a lo largo del eje longitudinal 44 de la parte proximal 20 del clavo intramedular 12, debido a que el roscado externo 62 del elemento de accionamiento 58  
40 concuerda con el roscado interno 50 de la perforación 46 de la parte proximal 20. Dicho de otro modo, la posición de la unidad de accionamiento 14 y, con ella, la posición de su pasador 56, en la parte proximal 20 del clavo intramedular 12, se puede regular enroscando el elemento de accionamiento 54 de la unidad de acoplamiento 14 a lo largo del eje longitudinal 44.

45 Tal como se muestra en la figura 2, el rango de movimiento (es decir, el movimiento) de la unidad de acoplamiento 14 en la dirección proximal se limita mediante el elemento de retención 54. Dicho elemento de retención 54 en forma de un anillo a presión se ensambla en la parte de receso 52. Dicha parte de receso 52 se forma como una ranura circular en la parte proximal 20 del clavo intramedular 12 para impedir un desensamblado no intencionado de la unidad de acoplamiento 14 y su elemento de accionamiento 58 y pasador 56.  
50

Después de mover la unidad de acoplamiento 14 hacia la parte distal 22 del clavo intramedular 12, la unidad de acoplamiento 14 (particularmente, el elemento de accionamiento 58 de la unidad de acoplamiento 14) fuerza el pasador 56 en la dirección del eje longitudinal 44 de la parte proximal 20 hacia la parte distal 22 del clavo intramedular 12. El pasador 56 de la unidad de acoplamiento 14 se desliza en la estructura de guiado 48 hacia el  
55 tornillo tirafondo 16. En una posición final (tal como se muestra en la figura 2), el pasador 56 se ensambla en una ranura 34 del tornillo tirafondo 16 para impedir el giro de dicho tornillo tirafondo 16 sobre su eje longitudinal.

Tal como se ilustra en las figuras 1 y 2, el pasador excéntrico dispuesto lateralmente 56 permite un ensamblado en una ranura 34 del tornillo tirafondo 16. La canulación media 66 formada por el canal 64 del clavo intramedular 12, el  
60 orificio pasante central 60 del elemento de accionamiento 58 y la perforación 46 de la parte proximal 20 permite la inserción simultánea de un alambre guía.

Durante un procedimiento quirúrgico, el clavo intramedular 12 se dispone y se sitúa en el canal intramedular de un hueso, por ejemplo el fémur. A continuación, se perfora un orificio transversalmente por el fémur, el cuello del fémur  
65 y en la cabeza del mismo para recibir el tornillo tirafondo 16. Seguidamente, se enrosca dicho tornillo tirafondo 16 en su posición por la perforación transversal 26 del clavo intramedular 12 mediante el accionamiento de una

herramienta, por ejemplo un destornillador, de manera que una de las ranuras longitudinales 34 del tornillo tirafondo 16 quede alineada en la posición más superior. Entonces, el elemento de accionamiento 58 de la unidad de acoplamiento 14, que está premontada en la parte proximal 20 del clavo intramedular 12 se gira hacia abajo (es decir, en la dirección del eje longitudinal 44 de la parte proximal 20 hacia la parte distal 22 del clavo intramedular 12) con un destornillador hasta que el extremo inferior del pasador 56 se ensambla con una de las ranuras 34 del tornillo tirafondo 16.

Siempre que la unidad de acoplamiento 14 no esté completamente apretada (es decir, que el elemento de accionamiento 58 de la unidad de acoplamiento 14 no esté completamente apretado), el tornillo tirafondo 16 tendrá la capacidad de deslizarse en la perforación transversal 26 solo en una dirección lateral (a la derecha en las figuras 1 y 2) pero estará bloqueado contra el giro sobre su eje longitudinal. Cuando dicho tornillo tirafondo 16 se retiene contra su giro mediante la unidad de acoplamiento 14 (es decir, mediante el pasador 56 de la unidad de acoplamiento 14), únicamente se desliza por la perforación transversal 26 y estira la cabeza del fémur en un ensamblado íntimo con el resto del hueso. Gracias a la rampa ascendente de la ranura 34 del tornillo tirafondo 16, se evita un deslizamiento medio no controlado (a la izquierda en las figuras 1 y 2) del tornillo tirafondo 16 en el clavo intramedular 12.

Las figuras 3 a 7 muestran otra forma de realización de una parte proximal con una forma de realización de la unidad de acoplamiento alternativa, que se puede adaptar según sea necesario (por ejemplo, en términos de forma, longitud, anchura, grosor, etc.) para su utilización en el clavo intramedular 12 del sistema de implante 10 que se muestra en la figura 1.

La figura 3 ilustra una vista en sección transversal de la forma de realización alternativa de la parte proximal 78 del clavo intramedular. Dicha parte proximal 78 incluye una perforación central 80 provista de un roscado interno 82. La parte proximal 78 también incluye la parte de receso 52 en la forma de la ranura 52 para recibir el elemento de retención 54 en la perforación central 80. Además, la parte proximal 78 también incluye el receso 42 para recibir una tapa final o una herramienta, como un instrumento de retención o instrumento de orientación (que no se muestra en la figura 3) en el extremo superior de la parte proximal 78.

Tal como se muestra en la figura 3, la estructura de guiado 48 se forma como una perforación 48 situada en el lado lateral (derecha en la figura 3) del clavo intramedular. Dicha estructura de guiado 48 finaliza en su extremo superior en la perforación central 80 de la parte proximal 78 y en su extremo inferior en la perforación transversal 26. También en la presente forma de realización, el término "extremo inferior" se refiere al extremo que está más próximo a la parte distal del clavo intramedular, y el término "extremo superior" es el extremo inferior opuesto. Tal como se ilustra también en la figura 3, la parte proximal 78 incluye una perforación 84 que está dispuesta adyacente a la estructura de guiado 48. Dicha perforación 84 de la parte proximal 78 también finaliza en su extremo superior en la perforación central 80 y en su extremo inferior, en la perforación transversal 26 del clavo intramedular. Además, la perforación 84 define el primer eje 68 y la estructura de guiado 48 define el segundo eje 70, donde el primer eje 68 y el segundo eje 70 son sustancialmente paralelos al eje longitudinal 44 de la parte proximal 78 y están separados entre sí (aquí: separados entre sí en la dirección transversal), tal como se muestra en la figura 3.

La figura 4 ilustra una vista inferior a), una vista lateral b) y una vista superior c) de una forma de realización alternativa del pasador, que prevé un elemento base 86 en la forma de una placa 86 en la que se dispone el pasador 56. En la presente forma de realización, el pasador 56 está integrado (es decir, formado de manera integrada) con la placa 86. Dicho pasador está configurado tal como se ha descrito en general anteriormente con respecto a las figuras 1 y 2. La placa 86 presenta una forma circular y un orificio pasante 88 para recibir un alambre quirúrgico o un alambre de guiado. El pasador 56 y el orificio pasante 88 están dispuestos excéntricamente en la placa 86.

La placa 86 también prevé una parte de retención 90. Dicha parte de retención 90 está dispuesta en la superficie superior opuesta a la superficie inferior en la que está dispuesto el pasador 56. La parte de retención 90 se extiende desde la placa 86 y presenta una forma de L en sección transversal, tal como se muestra en la vista lateral b) de la figura 4. Además, la parte de retención 90 forma un arco a lo largo del lado periférico exterior de la placa 86, tal como se ilustra en la vista superior c) de la figura 4. Para ello, el arco formado por la parte de retención 90 se puede extender sobre 180° o menos. De este modo, la placa 86 y la parte de retención 90 de la misma forman una ranura circular 92 para recibir una parte de un elemento de accionamiento tal como se describe a continuación.

Haciendo referencia a la figura 5, se muestra una vista lateral de otra forma de realización de un elemento de accionamiento 94 en la forma de un perno corto. Dicho elemento de accionamiento 94 prevé un roscado externo 96 en su superficie periférica exterior 98. El roscado externo 96 del elemento de accionamiento 94 se interrumpe mediante una ranura circular 97. Dicha ranura circular 97 puede recibir un anillo (que no se muestra en la figura 5) realizado en material sintético. El elemento de accionamiento 94 también incluye una parte de transmisión de accionamiento 100. Dicha parte de transmisión de accionamiento 100 se forma como una pestaña dispuesta en el elemento de accionamiento 94, donde el diámetro de la parte de transmisión de accionamiento 100 es ligeramente mayor que el diámetro de una parte de caña 102 del elemento de accionamiento 94. Así, se define un escalón circular 104 mediante la parte de transmisión de accionamiento 100 y la parte de caña 102 del elemento de accionamiento 94. La parte de transmisión de accionamiento 100 se puede ensamblar de manera que se pueda



mover con la parte de retención 90 de la placa 86, en la que el escalón 104 del elemento de accionamiento 94 se ensambla en la ranura circular 92 de la parte de retención 90. Dicho elemento de accionamiento 94 también comprende un orificio pasante central 106 para recibir un alambre de guiado y un receso 108 (por ejemplo en la forma de una apariencia de accionamiento interno hexalobular o un hexágono interno) para recibir una herramienta, como un destornillador, una llave o similares.

Tal como se ilustra en las figuras 6 y 7, se forma una unidad de acoplamiento 110 mediante el elemento de accionamiento 94 y la placa 86 provista del pasador 56, donde dicho elemento de accionamiento 94 está conectado de manera que se pueda mover a la placa 86, tal como se ha descrito anteriormente. Además, la unidad de acoplamiento 110, es decir, el elemento de accionamiento 94 y la placa 86 del pasador 56, se preensamblan en la parte proximal 78 del clavo intramedular. La estructura de guiado 48 de la parte proximal 78 del clavo intramedular presenta un diámetro que es ligeramente mayor que el diámetro del pasador 56, de manera que se garantice respectivamente un guiado y un deslizamiento óptimos de dicho pasador 56 en la perforación 48. Tal como se muestra en la figura 6, el pasador 56 de la unidad de acoplamiento 110 está situado en la estructura de guiado 48 en la configuración preensamblada. Además, el roscado externo 96 del elemento de accionamiento 94 de la unidad de acoplamiento 110 concuerda con el roscado interno 82 de la perforación central 80 de la parte proximal 78 del clavo intramedular, de manera que la totalidad de la unidad de acoplamiento 110 se retiene de modo prisionero y se dispone de manera que se pueda mover en la parte proximal 78 del clavo intramedular. De esta manera, la regulación de la altura de la unidad de acoplamiento 110 y, con ello, del pasador 56, se acciona mediante el elemento de accionamiento 94, tal como se ha descrito en general anteriormente con respecto a las figuras 1 y 2 y tal como se describe a continuación. Con el fin de impedir una liberación no deseada de la unidad de accionamiento 110, el elemento de accionamiento 94 de la unidad de acoplamiento 110 prevé un anillo 112 realizado en material sintético dispuesto en la ranura circular 97 del elemento de accionamiento 94, tal como se muestra en las figuras 6 y 7. Además, el elemento de retención 54 se dispone y se ensambla en la parte de receso 52 formada como la ranura 52 en la perforación central 80 de la parte proximal 78 del clavo intramedular, para impedir un desensamblado no intencionado de la unidad de acoplamiento 110 o de sus partes (elemento de accionamiento 94 y placa 86 con pasador 56). De este modo, el elemento de retención 54 funciona como un limitador que limita la gama de movimiento de la unidad de acoplamiento 110 en la dirección proximal.

Tal como se muestra en las figuras 6 y 7, la parte de transmisión de accionamiento 100 del elemento de accionamiento 94 se ensambla en la parte de retención 90 de la placa 86. Dicha placa 86 se inserta centralmente en la parte proximal 78 del clavo intramedular, proporcionando estabilidad al giro del pasador 56 de la unidad de acoplamiento 110. Así, el giro del elemento de accionamiento 94 de la unidad de acoplamiento 110 provoca el movimiento del pasador 56, que se recibe de manera deslizante en la estructura de guiado 48, en la dirección del eje longitudinal 44 de la parte proximal 78 del clavo intramedular. El giro del elemento de accionamiento 94 se lleva a cabo mediante una herramienta, como un destornillador o similar, que se ensambla en el receso 108 del elemento de accionamiento 94. Después de mover la unidad de acoplamiento 110 a lo largo del eje longitudinal 44 de la parte proximal 78 del clavo intramedular, la unidad de acoplamiento 110 (particularmente, el elemento de accionamiento 94 de la unidad de acoplamiento 110) fuerza el pasador 56 por la estructura de guiado 48 en la dirección del eje longitudinal 44 hacia la parte distal del clavo intramedular, de manera que el pasador 56 se ensamble en una ranura del tornillo tirafondo para impedir el giro de dicho tornillo tirafondo sobre su eje longitudinal.

Tal como se ilustra también en las figuras 6 y 7, el canal del clavo intramedular, la perforación 84 de la parte proximal 78 del clavo intramedular, el orificio pasante 88 de la placa 86, el orificio pasante 106 del elemento de accionamiento 94 y la perforación central 80 de la parte proximal 78 definen una canulación. Se puede insertar un alambre guía 114 por dicha canulación, tal como se muestra en la figura 7.

En un procedimiento a título de ejemplo para la fijación de una fractura ósea, el alambre guía 114 se inserta en primer lugar en una cavidad medular del hueso. A continuación, el clavo intramedular 12 canulado se inserta por el alambre guía 114 en la cavidad medular del hueso. Dicho clavo intramedular 12 comprende la parte proximal 20 o 78, la perforación transversal 26 y la unidad de acoplamiento 14 o 110, tal como se ha descrito en general con anterioridad. Seguidamente, se retira el alambre guía 114 y se inserta una fijación ósea 16 por la perforación transversal 26 del clavo intramedular 12 en el hueso, para la estabilización de la fractura ósea. Finalmente, la unidad de acoplamiento del clavo intramedular 12 se acciona para producir un ensamblado del pasador 56 con la fijación ósea 16 que penetra en la perforación transversal 26 del clavo intramedular 12, evitando de este modo el giro de dicha fijación ósea 16.

Debido a que la parte proximal del clavo intramedular y la unidad de acoplamiento provistas del elemento de accionamiento y el pasador están configurados tal como se ha descrito anteriormente, dicha unidad de acoplamiento se puede preensamblar o precargar en el clavo intramedular, al mismo tiempo que permite una inserción/un paso simultáneo de un alambre guía. El canal del clavo intramedular, la/s perforación/ones de la parte proximal del clavo intramedular y el/los orificio/s pasante/s de la unidad de acoplamiento (que definen la canulación conjuntamente) se pueden alinear sustancialmente para permitir la inserción de un alambre guía en su totalidad por la unidad preensamblada y el clavo intramedular. De este modo, se puede utilizar un alambre guía para guiar el clavo intramedular, incluyendo la unidad de acoplamiento preensamblada, en el canal intramedular de, por ejemplo, el fémur. Por ello, la unidad de acoplamiento no precisa ensamblado durante la operación. Como consecuencia, se

5 reducen las etapas de operación que el cirujano debe llevar a cabo, por lo que se facilitan y se simplifican el procedimiento quirúrgico y la implantación del clavo intramedular en un canal intramedular de un fémur. Gracias a ello, se reduce el tiempo de operación. Debido a que el clavo intramedular está provisto de la unidad de acoplamiento (incluyendo el pasador y el elemento de accionamiento conectado de manera que se pueda mover al mismo) que está preensamblada en la parte hueca (perforación) de la parte proximal del clavo intramedular, se reducen la cantidad de tiempo asociado con la implantación del clavo intramedular, así como la cantidad de partes que tiene que manipular el cirujano.

10 La totalidad de las partes del sistema de implante descrito anteriormente son sencillas y baratas de producir con las máquinas herramienta de la técnica actual. Además, debido a que el pasador se puede ensamblar en una ranura de la fijación ósea, no resulta necesaria ninguna modificación ni cambio de las fijaciones óseas actuales. Como los alambres guía se desvían a una posición excéntrica (por ejemplo, al lado medio) en el clavo intramedular debido al curvado de dicho clavo intramedular, la disposición excéntrica del pasador de la unidad de acoplamiento y, en particular, de la perforación de la parte proximal del clavo intramedular facilita el confinado del clavo intramedular.

15 Aunque el almacén en forma de vástago de clavo intramedular incluye una parte distal y una parte doblada en la forma de realización que se ilustra en los dibujos, el almacén del clavo se puede adaptar según sea necesario (por ejemplo, en términos de forma, longitud, anchura, grosor, etc.) para su utilización en cirugía ortopédica para la fijación de un hueso y para la inserción en un canal intramedular de, por ejemplo, un fémur. Por ello, el clavo intramedular se puede adaptar a diferentes aplicaciones y, así, puede presentar una forma diferente. Además, aunque los roscados tal como se muestran en el presente documento son roscados de una entrada, también podrían ser roscados de múltiples entradas (por ejemplo, un roscado de dos entradas).

20 Aunque la fijación ósea tal como se ha descrito en el presente documento se forma como un tornillo tirafondo, dicha fijación ósea puede ser de cualquier tipo, un tornillo de cuello femoral o cualquier tipo de perfil, y se puede adaptar a diferentes aplicaciones según sea necesario. Así, las fijaciones óseas pueden presentar diferentes diámetros, longitudes, formas o roscados. Además, la fijación ósea y el implante descritos anteriormente en general pueden estar realizados en acero inoxidable, titanio o cualquier otro material biocompatible.

25 Aunque las formas de realización anteriores se han descrito a título de ejemplo con respecto a un tornillo óseo y un clavo intramedular, se pondrá de manifiesto fácilmente que las técnicas presentadas en el presente documento también se pueden aplicar en combinación con otros tipos de fijaciones óseas (como espigas óseas provistas de ejes en forma de vástago o en forma de pasador, fijaciones óseas en forma de alambre, como los alambres Kirschner, etc.) así como de otros tipos de implantes (como placas óseas, distractores óseos, etc.). De acuerdo con esto, la presente divulgación no está limitada a ningún tipo de fijación ósea ni a ningún tipo de implante.

30 Los aspectos descritos en la descripción anterior tomados en conjunción con los dibujos adjuntos se pueden combinar fácilmente para obtener formas de realización diferentes. Así, se pondrá de manifiesto que la divulgación descrita anteriormente puede variar de muchas maneras. Dichas variaciones no se deberán ver como apartadas del alcance de la invención, y la totalidad de las modificaciones están concebidas para ser incluidas en el alcance de las reivindicaciones siguientes.

40

**REIVINDICACIONES**

1. Clavo intramedular (12) para su utilización en cirugía ortopédica para la fijación ósea, que comprende:

5 una parte proximal (20; 78) que define un eje longitudinal (44), una parte distal (22) y una perforación transversal (26) con un eje en un ángulo con respecto al eje longitudinal (44), incluyendo la parte proximal (20; 78) una perforación (46; 84) que define un primer eje (68) y una estructura de guiado (48) que define un segundo eje (70), siendo dicho primer eje (68) y dicho segundo eje (70) sustancialmente paralelos al eje longitudinal (44) de la parte proximal (20; 78) del clavo intramedular (12) y estando separados entre sí; y

10 una unidad de acoplamiento (14; 110) dispuesta de manera móvil dentro de la parte proximal (20; 78) del clavo intramedular (12), incluyendo dicha unidad de acoplamiento (14; 110) un pasador sustancialmente cilíndrico (56) y un elemento de accionamiento (58; 94) con un orificio pasante (60; 106),

15 en el que la estructura de guiado (48) está configurada para recibir de manera deslizante el pasador sustancialmente cilíndrico (56), de modo que dicho pasador (56) pueda acoplarse en una ranura (34) de una fijación ósea (16) configurada para penetrar en la perforación transversal (26) del clavo intramedular (12), presentando el pasador (56) un eje longitudinal que interseca el eje longitudinal de la perforación transversal (26) y, de este modo, un eje longitudinal de la fijación ósea (16).

20 2. Clavo intramedular (12) según la reivindicación 1,  
en el que el segundo eje (70) de la estructura de guiado (48) está orientado excéntricamente con respecto al eje longitudinal (44) de la parte proximal (20; 78); y/o

25 en el que la unidad de acoplamiento (14; 110) está configurada para forzar, después del movimiento de la unidad de acoplamiento (14; 110) hacia la parte distal (22) del clavo intramedular (12), el pasador (56) en la dirección del eje longitudinal (44) de la parte proximal (20; 78) hacia la parte distal (22), de manera que el pasador (56) se acople en la ranura (34) de la fijación ósea (16) para impedir el giro de la fijación ósea (16) alrededor de un eje longitudinal de dicha fijación ósea (16); y/o

30 en el que el pasador (56) está dispuesto excéntricamente en el elemento de accionamiento (58; 94).

35 3. Clavo intramedular (12) según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 2, en el que el clavo intramedular (12) incluye un canal (64) sustancialmente a lo largo de un eje longitudinal del clavo intramedular (12), en el que, opcionalmente, se define una canulación (66) a través del clavo intramedular (12) mediante el canal (64) de dicho clavo intramedular (12), el orificio pasante (60; 106) del elemento de accionamiento (58; 94) y la perforación (46; 80; 84) de la parte proximal (20; 78), de manera que se pueda insertar un alambre quirúrgico (114) a través de dicha canulación (66).

40 4. Clavo intramedular (12) según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3,  
en el que el elemento de accionamiento (58; 94) prevé un roscado externo (62; 96) para el acoplamiento roscable con el clavo intramedular (12), en el que, opcionalmente,

45 la parte proximal (20; 78) del clavo intramedular (12) incluye un roscado interno (50; 82), coincidiendo dicho roscado externo (62; 96) del elemento de accionamiento (58; 94) con el roscado interno (50; 82) de la parte proximal (20; 78).

50 5. Clavo intramedular (12) según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, en el que el elemento de accionamiento (58) incluye una parte de transmisión de accionamiento (72) y el pasador (56) incluye una ranura (74) dispuesta sustancialmente en una dirección transversal a la dirección longitudinal del pasador (56), acoplándose dicha parte de transmisión de accionamiento (72) de manera móvil dentro de la ranura (74) del pasador (56).

55 6. Clavo intramedular (12) según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5,  
en el que el elemento de accionamiento (94) incluye una parte de transmisión de accionamiento (100), y el pasador (56) está dispuesto en un elemento base (86) que presenta de una parte de retención (90), acoplándose dicha parte de transmisión de accionamiento (100) de manera móvil con la parte de retención (90), en el que, opcionalmente,

60 el elemento base (86) incluye un orificio pasante (88) para recibir un cable quirúrgico (114).

7. Clavo intramedular (12) según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6,  
que además comprende un elemento de retención (54) dispuesto en la parte proximal (20; 78) del clavo intramedular (12), en el que el rango de movimiento de la unidad de acoplamiento (14; 110) en la dirección proximal está limitado por el elemento de retención (54); y/o

en el que la perforación (46; 84) de la parte proximal (20; 78) y la estructura de guiado (48) están dispuestas adyacentes entre sí.

5 8. Clavo intramedular (12) según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7,

en el que la perforación (46; 84) de la parte proximal (20; 78) está situada en el lado medio y la estructura de guiado (48) de la parte proximal (20; 78) está situada en el lado lateral del clavo intramedular (12); o

10 en el que la perforación (46) de la parte proximal (20) está situada centralmente y la estructura de guiado (48) de la parte proximal está situada en el lado lateral del clavo intramedular (12).

9. Clavo intramedular (12) según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8, en el que la estructura de guiado (48) está formada a modo de ranura o perforación.

15 10. Clavo intramedular (12) según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 9, en el que la unidad de acoplamiento (14; 110) se retiene de modo prisionero en la parte proximal (20; 78) del clavo intramedular (12).

20 11. Clavo intramedular (12) según la reivindicación 10, en el que la unidad de accionamiento (14; 110) está preensamblada dentro de la parte proximal (20; 78) del clavo intramedular (12).

12. Sistema de implante (10) para su utilización en cirugía ortopédica para la fijación de un hueso, que comprende un clavo intramedular (12) según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 9.

25 13. Sistema de implante (10) según la reivindicación 12, en el que la estructura de guiado (48) de la parte proximal (20) está situada en el lado lateral del clavo intramedular (12).

30 14. Sistema de implante (10) según cualquiera de las reivindicaciones 12 a 13, en el que el elemento de accionamiento (58; 94) incluye asimismo un anillo (112) dispuesto en una ranura circular (97) del elemento de accionamiento (58; 94).

15. Sistema de implante (10) según cualquiera de las reivindicaciones 12 a 14, en el que la parte de transmisión de accionamiento (72) está soportada de manera giratoria en la ranura (74) del pasador (56).

35 16. Sistema de implante (10) según cualquiera de las reivindicaciones 12 a 15, que comprende la fijación ósea (16).

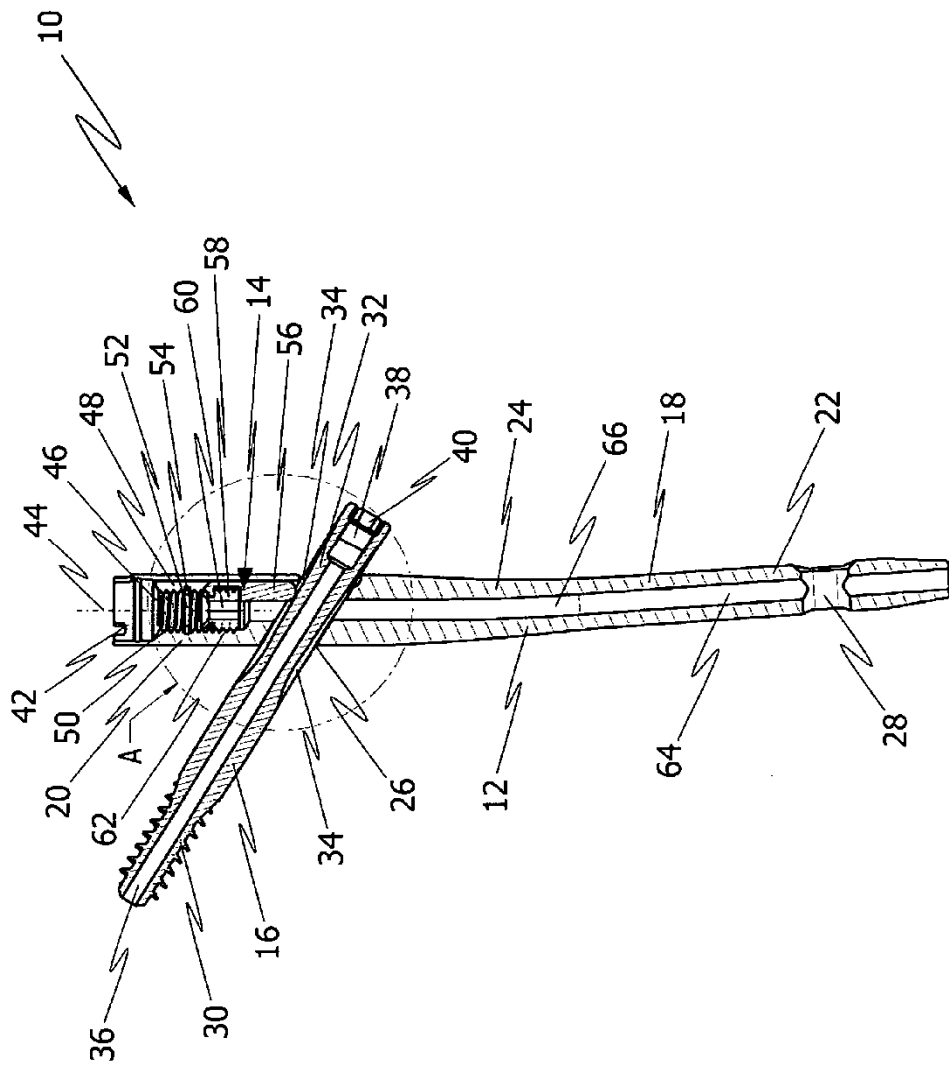
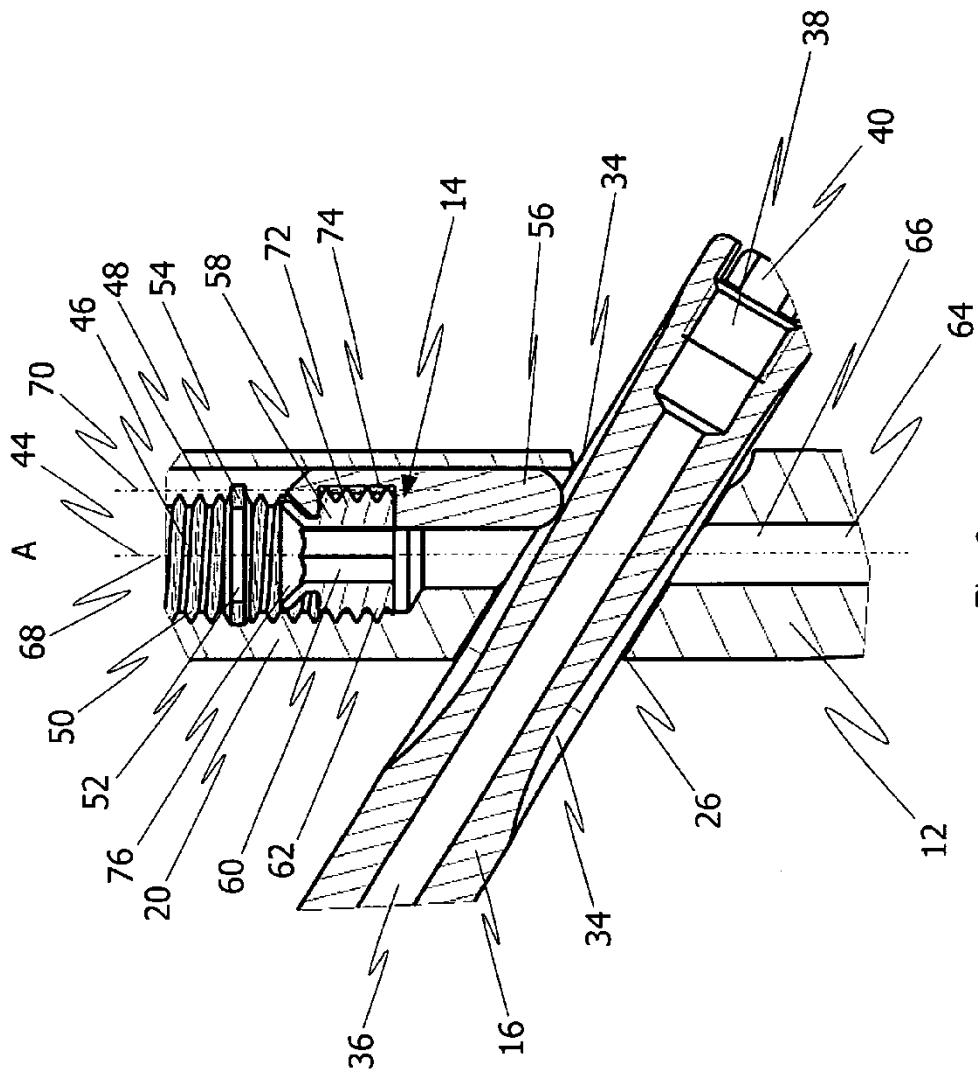


Fig. 1



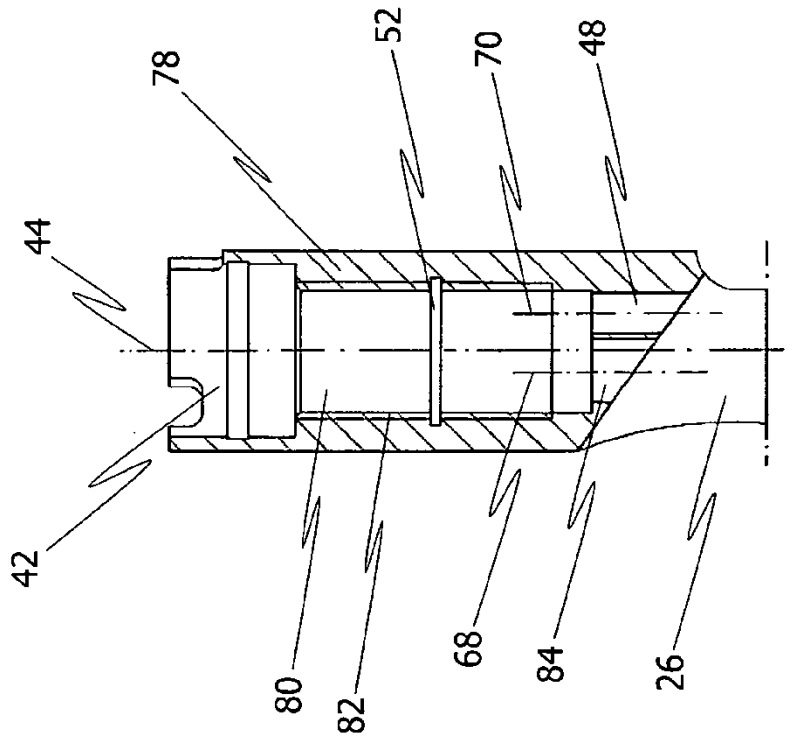


Fig. 3

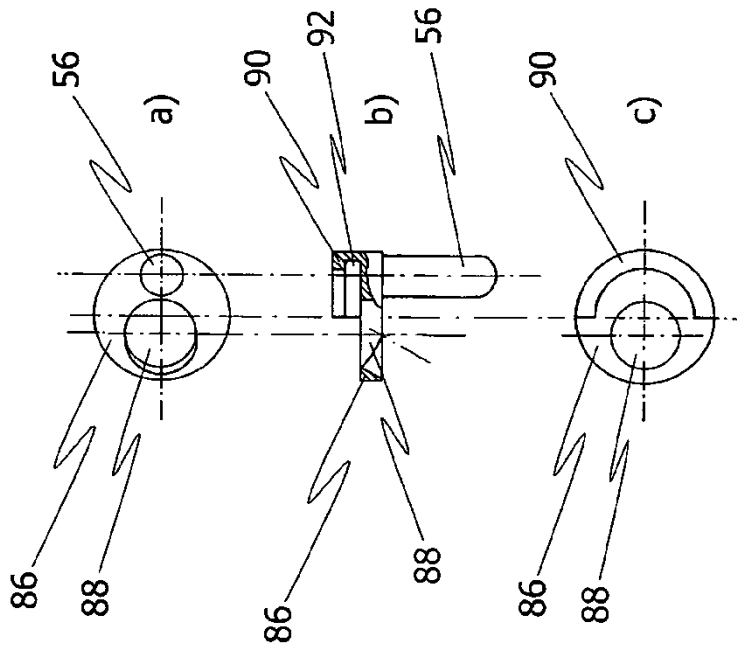


Fig. 4

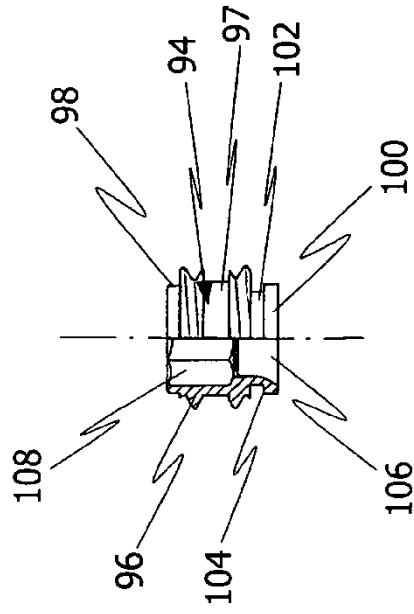


Fig. 5



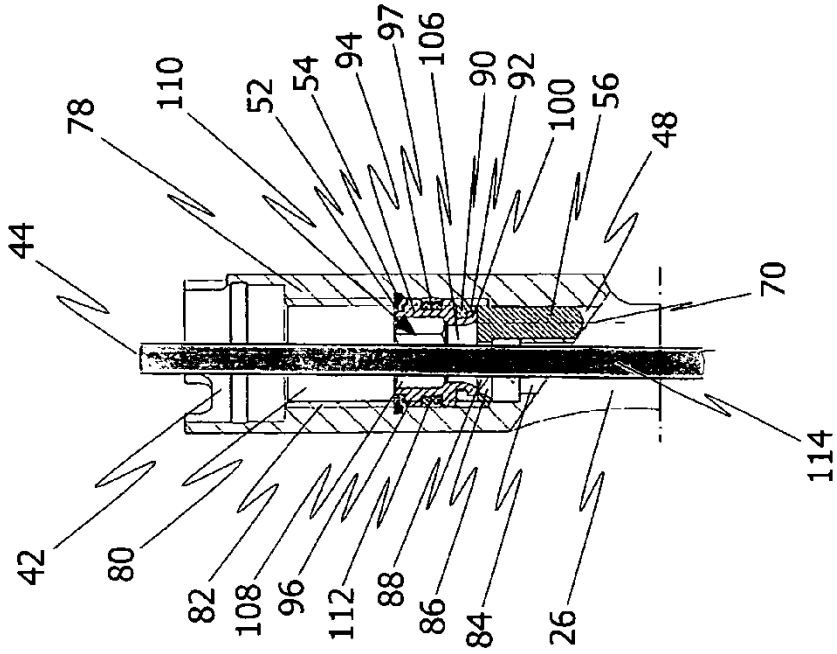


Fig. 7

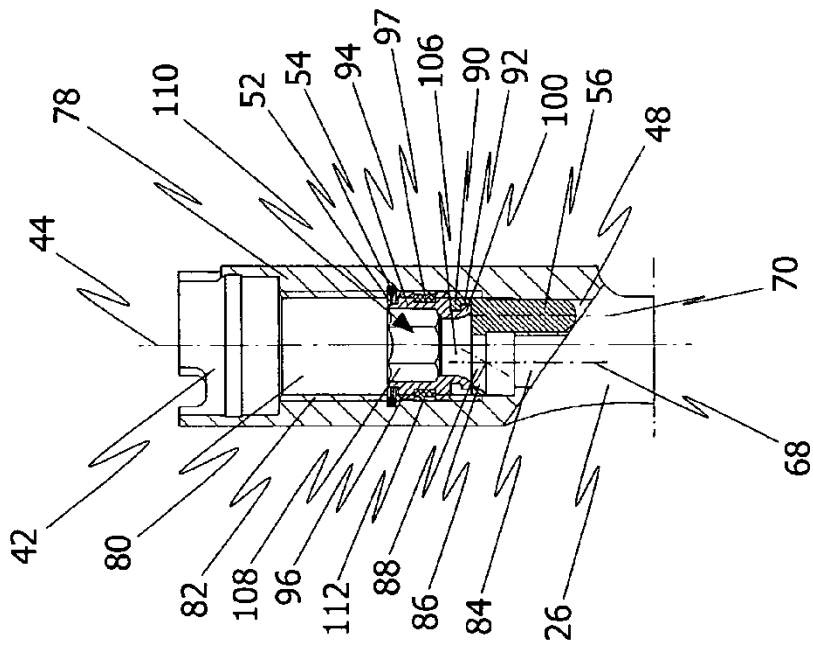


Fig. 6