

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 424 446**

51 Int. Cl.:

A61B 17/80 (2006.01)

A61B 17/17 (2006.01)

A61B 17/86 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **05.11.2008 E 08850458 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **29.05.2013 EP 2211741**

54 Título: **Reparación de una fractura periprotésica**

30 Prioridad:

13.11.2007 US 987560 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
02.10.2013

73 Titular/es:

**SYNTHES GMBH (100.0%)
EIMATTSTRASSE 3
4436 OBERDORF, CH**

72 Inventor/es:

**WAGNER, MICHAEL;
LEEMANN, JUERG;
FUERST, CHRISTOPH;
APPENZELLER FRIEDEN, CAROLE y
ALTMANN, MARTIN**

74 Agente/Representante:

ISERN JARA, Jorge

ES 2 424 446 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

Reparación de una fractura periprotésica

5 La invención se refiere a un dispositivo para el tratamiento de fracturas, de acuerdo con la reivindicación 1.

La utilización de placas de fijación para tratar fracturas periprotésicas ha sido limitada por la interferencia que presenta una prótesis dentro del canal medular para la inserción de tornillos, pasadores, clavos u otros dispositivos de fijación.

10 Se conoce por el documento US 2005/0049595 un dispositivo de fijación de huesos que puede ser utilizado en procesos de fusión espinal.

15 La presente invención está dirigida a un dispositivo para el tratamiento de fracturas, que comprende una estructura receptora de una placa que incluye, en una cara de la misma, dirigida al hueso, un rebaje dimensional conformado para recibir una placa de fijación y una estructura de acoplamiento dimensionada y localizada para encajar en una estructura correspondiente en la placa de fijación, para impedir el movimiento relativo entre la placa de fijación y el dispositivo, según las características de la reivindicación 1. Los técnicos en la materia comprenderán que los canales medulares no son rectos ni concéntricos con el hueso. Por esta razón, el eje del canal medular, tal como este término es utilizado para la presente invención, se refiere a una curva que conecta puntos del centro del canal medular a lo largo del hueso.

Breve descripción de los dibujos

25 La figura 1 es una vista lateral de una fractura situada en un extremo distal de una prótesis de cadera;

La figura 2 es una vista lateral de una fractura situada de forma distal con respecto a una prótesis de cadera;

30 La figura 3 es una vista lateral de una fractura situada cerca de una prótesis de rodilla;

La figura 4 es una vista en perspectiva de una realización de un conjunto "kit" de fijación, de acuerdo con la invención;

35 La figura 5 es una vista lateral del "kit" de fijación de la figura 4;

La figura 6 es una vista frontal del "kit" de fijación de la figura 4;

40 La figura 7 es una vista en perspectiva de una primera realización de una placa de acoplamiento de acuerdo con la invención;

La figura 8 es una vista en planta del acoplamiento de la figura 7;

La figura 9 es una vista frontal de la placa de acoplamiento de la figura 7;

45 La figura 10 es una vista perspectiva de una placa de acoplamiento que no está comprendida dentro del ámbito de la invención;

La figura 11 es una vista en sección del "kit" de fijación de la figura 4;

50 La figura 12 es una vista en perspectiva de una realización de un bloque de direccionado, de acuerdo con la invención;

La figura 13A es una vista lateral de una realización de un dispositivo de fijación, de acuerdo con la presente invención;

55 La figura 13B es una vista en sección del dispositivo de fijación de la figura 13A;

La figura 13C es una vista en planta del dispositivo de fijación de la figura 13A;

60 La figura 13D es una vista frontal de una parte distal del dispositivo de fijación de la figura 13A;

La figura 14A es una vista lateral de una segunda realización de un dispositivo de fijación, de acuerdo con la invención;

65 La figura 14B es una vista en sección del dispositivo de fijación de la figura 14A;

La figura 14C es una vista en planta de dispositivo de fijación de la figura 14A;

La figura 14D es una vista frontal de una parte distal del dispositivo de fijación de la figura 14A;

5 La figura 15A es una vista en sección de una tercera realización dispositivo de fijación, de acuerdo con la invención;

La figura 15B es una vista en planta de dispositivo de fijación de la figura 15A;

La figura 16A es una vista en sección de una cuarta realización dispositivo de fijación, de acuerdo con la invención;

10

La figura 16B es una vista en planta de dispositivo de fijación de la figura 16A;

La figura 17A es una vista en sección de una quinta realización dispositivo de fijación, de acuerdo con la invención;

15

La figura 17B es una vista en planta de dispositivo de fijación de la figura 17A;

La figura 18A es una vista en sección de una quinta realización dispositivo de fijación, de acuerdo con la invención;

20

La figura 18B es una vista en planta de dispositivo de fijación de la figura 18A.

Descripción detallada

25 La presente invención se puede comprender mejor haciendo referencia a la descripción siguiente y a los dibujos adjuntos, en los que los elementos iguales están indicados con los mismos numerales de referencia. La presente invención se refiere a dispositivos para el tratamiento de fracturas. En particular, la invención se refiere a un dispositivo para la reparación de fracturas periprotésicas. Si bien, se explicarán realizaciones a título de ejemplo de la presente invención haciendo referencia a prótesis de rodilla y de cadera, la presente invención puede ser implementada satisfactoriamente en cualquier hueso largo, incluyendo un dispositivo periprotésico insertado en su canal medular. Además, tal como se comprenderá por los propios técnicos en la materia, la presente invención puede ser utilizada para el tratamiento de fracturas alrededor de clavos y para fracturas "convencionales" en pacientes con escasa calidad en los huesos. La presente invención permite al usuario aplicar placas de fijación estándar colocando tornillos y/o pasadores en el hueso a lo largo de trayectorias seleccionadas para: 1) evitar cualquier prótesis en el canal medular; 2) alinear los tornillos/pasadores no paralelos entre sí para mejorar el apoyo en el hueso; 3) hacer máxima la longitud del hueso canceloso a través el cual pasan los tornillos/pasadores.

35

Las fracturas periprotésicas pueden tener lugar de forma intraoperativa (durante la implantación o sustitución de una prótesis) o de forma postoperativa (por ejemplo, como resultado de estrés o trauma en el hueso en el que se había implantado previamente la prótesis). Tal como se comprenderá por los técnicos en la materia, las fracturas han sido tratadas de manera efectiva estabilizando el hueso, utilizando placas de fijación (por ejemplo, placas de compresión dinámica (DCP), placas de compresión de bloqueo (LCP), etc.) que, de manera típica, comprende una placa metálica que incluye una serie de orificios, a través de los cuales se insertan tornillos de encaje u otros dispositivos de fijación hacia dentro del tejido del hueso, situado por debajo. Las fracturas periprotésicas son más difíciles de tratar que las fracturas ordinarias, porque una prótesis que se extiende dentro del canal medular puede interferir con el acoplamiento apropiado de una placa de fijación a través de la fractura, al impedir que los dispositivos de fijación sean insertados a través del hueso, pasando por el canal medular. Por ejemplo, las prótesis de cadera pueden interferir con ciertas fracturas del fémur. Estas prótesis de cadera incluyen frecuentemente una rótula y un pasador insertado en el canal medular del fémur. Dado que el fémur absorbe esfuerzos significativos con cada paso, para aplicar adecuadamente una placa de fijación al mismo es deseable hacer máximo el apoyo de los dispositivos de fijación en el fémur.

50

En la determinación del curso del tratamiento, se debe considerar las necesidades del paciente. Por ejemplo, un paciente activo de 55 años, con una fractura periprotésica tendrá probablemente exigencias funcionales diferentes de las de un paciente sedentario de 85 años. Importantes factores a considerar incluyen la localización de la fractura, la calidad de la fijación de la prótesis y la calidad del material del hueso femoral. La clasificación de Vancouver divide las fracturas periprotésicas de cadera en tres categorías: fracturas de Tipo A son trocántericas (es decir, dispuestas en los trocánteres mayores o menores o cerca de los mismos); las fracturas de Tipo B tienen lugar alrededor del pasador de la prótesis; las fracturas de Tipo C tienen lugar de manera tan alejada del pasador que la fractura puede ser tratada como una fractura de tipo general (es decir, se puede ignorar la prótesis). De estas fracturas la de Tipo B es la más habitual. Tal como se utiliza en la siguiente descripción de realizaciones de la invención a título de ejemplo, el término "distal" se refiere a una dirección alejada desde el extremo del hueso, a través del cual se ha insertado la prótesis dentro del canal medular. De esta manera, el extremo distal de una prótesis de cadera es aquella que está situada más alejada de la pelvis y el extremo próximo es aquel que se encuentra más próximo de a la pelvis. La figura 1 muestra un ejemplo de una fractura 50 de Tipo B situada a lo largo de la parte distal 110 y de una prótesis de cadera 100. Tal como se ha explicado anteriormente, la presente invención puede ser utilizada también para tratar fracturas generales (por ejemplo, fracturas de Tipo C). Un ejemplo de fractura Tipo C es la mostrada en la figura 2. En particular, la figura 2 muestra una fractura 52 situada de forma distal con

65

respecto a la prótesis 100. No obstante, los técnicos en la materia comprenderán que el aparato según la presente invención, puede ser utilizado también para tratamiento de fracturas de Tipo A y, asimismo, para fracturas de tipo similar de otros huesos. Por ejemplo, la figura 3 muestra una fractura tratable 54, situada cerca de una prótesis de rodilla 130.

5 Con independencia de la forma de clasificación de la fractura, complicaciones habituales en cada uno de los tipos de fractura pueden hacer crítico un tratamiento apropiado, creando dificultades, haciendo que aspectos de un tratamiento estándar de una fractura resulten inadecuados. Por ejemplo, las placas de fijación estándar son fijadas típicamente al insertar uno o varios dispositivos de fijación (por ejemplo, tornillos para huesos) sustancialmente de forma diametral al través del hueso. Por lo tanto, estos dispositivos de fijación atraviesan del periosteo y el hueso compacto adyacente a la placa de fijación, a lo largo del canal medular y, a continuación, en el hueso compacto en el lado opuesto del canal medular. Cuando una prótesis ocupa el canal medular, la inserción de un tornillo directamente no es posible y la inserción del tornillo a través de la parte del hueso compacto entre la placa de fijación y el canal medular solamente, no proporciona frecuentemente el suficiente anclaje. Por lo tanto, es deseable hacer máxima la longitud del tornillo dentro del hueso compacto. De acuerdo con ello, las realizaciones a título de ejemplo de dispositivos de reparación de fracturas, de acuerdo con la presente invención, tal como se describirán más adelante, posibilitan el anclaje de tornillos u otros dispositivos de fijación a lo largo de trayectorias prolongadas a través de hueso compacto, sin establecer contacto con la prótesis que ocupa el canal medular. Además, los dispositivos según la presente invención pueden permitir también que el usuario adapte la configuración y localización de la placa de fijación para conseguir un tratamiento deseado de la fractura.

A continuación se describirán realizaciones a título de ejemplo de un kit de fijación, de acuerdo con la presente invención, con referencia a dispositivos de reparación de fracturas diseñados para funcionar conjuntamente con cualquier placa de fijación convencional tal como, por ejemplo, placas de compresión de bloqueo (LCP). Las realizaciones de título de ejemplo de los dispositivos de reparación de fracturas pueden ser utilizadas conjuntamente con cualquier número de diferentes tipos de LCP o de otras placas de fijación, incluyendo, por ejemplo, una placa curvada ancha LCP, una placa ancha LCP, una placa de fémur (DF) distal LCP, una placa (LISS) de sistema de estabilización menos invasiva LCP, una placa de fémur de zona próxima LCP, una placa de fémur de zona próxima LCP con placa de gancho, una placa condilar LCP, etc. Tal como se comprenderá por los técnicos en la materia, los dispositivos de reparación de fracturas a título de ejemplo, pueden ser utilizados también con otras placas de fijación convencionales además de las LCP. De este modo, la placa de fijación puede ser seleccionada para acoplarse a una situación específica, de igual manera a como se procedería si no hubiera prótesis ni otras razones para evitar la inserción del dispositivo de fijación por el eje del canal medular.

35 Las figuras 4 – 6 muestran un kit de fijación que incluye una LCP 500 y dos dispositivos de reparación de fracturas 200 colocados en un fémur 10. Una prótesis intermedular 100 (mostrada de forma oculta en la vista) ha sido insertada en el canal medular del fémur 10 y la LCP 500 se extiende de forma próxima desde un extremo distal 510 en una parte del fémur 10 distal de un extremo distal de la prótesis 100 a través de una fractura a un extremo próximo 520. Dos dispositivos 200 son recibidos sobre las partes próxima y media LCP 500 dado que estas partes de la LCP 500 se superponen a la prótesis 100. Dado que el extremo distal 510 se extiende distalmente más allá del extremo distal de la prótesis 100, puede ser fijado al fémur de cualquier forma convencional (por ejemplo, por uno o varios tornillos de hueso insertados de forma recta por el canal medular y el hueso compacto en uno u otro lado del mismo). Tal como se comprenderá por los técnicos en la materia, las dimensiones, configuración, y/o localización de los dispositivos 200 pueden variar dependiendo de la anatomía, localización de la fractura y posición y/o dimensiones de la prótesis con respecto LCP 500. Por ejemplo, se pueden colocar dispositivos 200 solamente en el lugar en el que la LCP se superpone en una prótesis, a ambos lados de una fractura con independencia de la fractura con respecto a la LCP 500 o en cualquier otras disposición deseada siempre que sea haya establecido la unión requerida entre la LCP 500 y el hueso situado por debajo. Por lo tanto, uno o varios dispositivos adicionales 200 pueden ser fijados al extremo distal 510 de la LCP 500 o en cualesquiera otras localizaciones para proporcionar esta estabilización adicional. LCP 500 de las figuras 4-6 se extiende de forma distal más allá del extremo distal de la prótesis 100. No, obstante, en otras realizaciones se puede seleccionar una LCP más corta con dispositivos 200 que proporcionen soporte en todos los puntos, según su longitud. Los técnicos en la materia comprenderán que el número y la situación de los dispositivos 200 se pueden determinar con la preferencia del médico. Por lo tanto, en algunas realizaciones la LCP 500 puede ser acoplada a un solo dispositivo 200 (por ejemplo, centrando el dispositivo 200 sobre la fractura) suplementado de la forma deseada por dispositivos de fijación adicionales incluyendo, por ejemplo, tornillos insertados solamente por la parte de hueso compacto adyacente a la LCP 500. Cada dispositivo 200 esta acoplado a la LCP 500 mediante un tornillo 227, e incluye uno o varios tornillos 257 u otros dispositivos de fijación que anclan el dispositivo 200 al hueso 10.

60 Tal como se ha mostrado en la figura 5, una parte distal de la LCP 500 se extiende más allá de la prótesis 100 y está anclada directamente en el hueso a través del canal medular, tal como se hace en la fracturas de tipo general cuando no existe prótesis. La parte distal puede ser anclada utilizando cualquier número de tornillos 527 separados de acuerdo con las preferencias del médico. Partes de la LCP 500 que se extiende a lo largo de la prótesis 100, o bien no contienen tornillos que entren en el canal medular (por ejemplo, partes no acopladas en el dispositivo 200), o están fijados a través de un dispositivo 100 que está atornillado (mediante tornillos 257) a un cierto ángulo con respecto al hueso 10 para evitar la prótesis 100.

El dispositivo 200 mostrado en las figuras 7-9 está conformado para su utilización conjuntamente con la LCP 500 de las figuras 4-6. Desde luego, los técnicos en la materia comprenderán que cualquier número de tipos de dispositivos 200 pueden ser formados para su utilización conjuntamente con cualquier tipo de diferentes placas de fijación, de diferentes tamaños y formas. El dispositivos 200 incluye una placa de acoplamiento de bloqueo 202 formada a base de un material sustancialmente rígido, biocompatible, tal como, por ejemplo, plástico, acero de calidad médica o titanio, tal como comprenderán los técnicos en la materia. La placa de acoplamiento 202 comprende un cuerpo 210 que incluye, en una cara del mismo dirigida al hueso, un rebaje conformado destinado a recibir la LCP 500. Las paredes laterales 215 del rebaje pueden estar conformadas preferentemente para adaptarse sustancialmente al contorno de la LCP 500. Si bien las paredes laterales 215 no es necesario que se ajusten de manera íntima con las caras correspondientes de la LCP 500, algunas realizaciones pueden incluir paredes laterales que se acoplan a presión o de otro modo a la LCP 500. El cuerpo 210 puede incluir también una característica de acoplamiento que corresponde a una característica correspondiente de la LCP 500. Por ejemplo, el cuerpo 210 puede incluir un orificio 225 para tornillos situado de forma central que corresponde a una disposición de acoplamiento (por ejemplo, un orificio roscado) de la LCP 500. De esta manera, el cuerpo 210 puede ser acoplado a la LCP 500 alineando la placa de acoplamiento 202 sobre la LCP 500 e insertando un tornillo (por ejemplo, el tornillo 227) u otro dispositivo de fijación a través del orificio 225 y hacia dentro del orificio roscado. El orificio puede atravesar todo el cuerpo de la LCP 500, posibilitando que el tornillo 227 se extienda más allá de la superficie dirigida al hueso de la LCP 500. De este modo, en algunas realizaciones, el tornillo 227 puede ser introducido en el hueso compacto, en el lado del canal medular dirigido a la LCP 500 sin establecer contacto con la prótesis intermedular situada por debajo. No obstante, en otras realizaciones, el tornillo 227 puede no extenderse más allá de la LCP 500, sirviendo solamente para acoplar la LCP 500 y el dispositivo 200. De manera alternativa, tal como se comprenderá por los técnicos en la materia, un dispositivo de reparación de fracturas, de acuerdo con la presente invención, puede incluir un saliente alineado para acoplarse con un rebaje correspondiente LCP (por ejemplo, el orificio roscado), un rebaje alineado para acoplarse con un saliente correspondiente de una LCP o una combinación de estos acoplamientos rebaje/saliente. Tal como ha sido explicado, las paredes 215 pueden acoplarse a presión en la LCP 500. También se pueden utilizar otros dispositivos de acoplamiento, por ejemplo, acoplamiento por fricción, adhesivos, pernos, etc., para acoplar la LCP 500 y la placa de acoplamiento 202, tal como se comprenderá por los técnicos en la materia.

La placa de acoplamiento 202 comprende cuatro brazos 220 que se extienden lateralmente desde las paredes laterales 215, alejándose del cuerpo 210. Cada una de las paredes 215 comprende un brazo 220 que se extiende desde cada extremo del mismo y cada uno de los brazos 220 comprende un primer y un segundo orificios para tornillos 222, 224, respectivamente, que se extienden de forma pasante. No obstante, los técnicos en la materia comprenderán que, el número de brazos por pared lateral puede variar. Los brazos 220 puede estar formados de forma integral con el cuerpo 210 o fijados separadamente. Cada uno de los brazos 220 están orientado, preferentemente, de manera tal que una superficie del brazo 220 dirigida hacia el hueso sigue de manera general el contorno de un hueso sobre el que se tiene que montar el brazo 220. Opcionalmente, los brazos pueden estar formados en un material que puede ser curvado por el usuario formando una configuración deseada para adaptar individualmente los brazos 220 a la anatomía de cada paciente. Tal como se ha mostrado en la figura 9, cuando se observa en un plano sustancialmente perpendicular a un eje longitudinal del canal medular, cada uno de los brazos 220 se extiende a lo largo de una curva que se aproxima sustancialmente a la forma de la superficie externa de un hueso sobre el que se tiene que montar.

Tal como se aprecia en la figura 7-9, cada uno de los brazos 220 se extiende también en alejamiento de la cara lateral correspondiente 215 formando un ángulo con un plano del cuerpo 210. Los técnicos en la materia comprenderá que, la selección de este ángulo y cualquier cambio de este ángulo entre el primer y el segundo orificios para tornillos 222, 224 permiten la aplicación de tornillos adicionales a diferentes ángulos y/o en diferentes localizaciones o bien, por ejemplo, para incrementar el área sobre la que se aplican a los huesos las fuerzas de acoplamiento. Tal como se ha indicado anteriormente, los brazos 220 comprenden un primer tornillo 222 adyacente a la correspondiente pared lateral 215 y un segundo orificio 224 para un tornillo que se extiende lateralmente en alejamiento del primer orificio para un tornillo 222. Si bien, cada uno de los brazos 220 se ha mostrado extendiéndose sustancialmente en el mismo ángulo, los técnicos en la materia comprenderán que los brazos 220 pueden extenderse según diferentes ángulos para adaptarse a estructuras variables del hueso, formas de LCP, etc. y pueden incluir el mismo número o un número distinto de orificios para tornillos.

Tal como se ha descrito en lo anterior y como se ha mostrado en la figura 9, los brazos 220 se curvan preferentemente para posibilitar para que los brazos 220 se dispongan de manera envolvente alrededor del hueso 10 de un modo sustancial de adaptación. El grado en el que los brazos 220 rodean el hueso 10 puede variar dependiendo de la curvatura y del ángulo de cada brazo 220 con respecto a la fisiología del hueso. De este modo, los brazos 220 pueden producir un acoplamiento más íntimo cuando se montan en partes anchas del hueso 10 mientras que proporcionan un acoplamiento más suelto cuando se montan en partes estrechas del hueso. Además, los brazos 220 pueden flexionar, permitiendo que dichos brazos 220 sean montados más próximos respecto al hueso 10.

Cada uno de dichos primer o segundo orificios para huesos 222, 224, respectivamente, puede estar roscado para adaptarse al roscado de la cabeza de bloqueo de un tornillo 257 o puede ser adecuado para recibir el dispositivo de

fijación específico a utilizar con el dispositivo 200. Tal como se ha mostrado en la figura 10, una placa de acoplamiento 302, que no está incluida en el alcance de las reivindicaciones, es sustancialmente similar a la placa 202 de las figuras 7-9, excepto que cada uno de los brazos 320 tiene solamente un orificio para tornillos 250 dispuesto de forma pasante. Se comprenderá por los técnicos en la materia que la placa de acoplamiento 302 puede ser utilizada de acuerdo con el dispositivo 200 sustancialmente de la misma manera que la placa de acoplamiento 202. En algunas realizaciones, uno o varios brazos pueden contener más de dos orificios para tornillos.

Cada uno de los orificios 250 define un ángulo de inserción del tornillo 257 seleccionado de manera que cuando la placa de acoplamiento 202 está montada sobre el hueso 10, el tornillo 257 atraviesa el hueso 10 sin pasar diametralmente a través del canal medular, con lo que evita el contacto con la prótesis 100. Los técnicos en la materia comprenderán que el ángulo seleccionado preferentemente para hacer máxima la longitud del tornillo 257 recibido en el hueso 10. Los técnicos en la materia comprenderán también que, algunos o todos los orificios para tornillos, para cualquier de las placas de acoplamiento, según la invención, pueden ser orificios de bloqueo de ángulo variable, permitiendo que los tornillos de bloqueo sean insertados de forma pasante y bloqueados en la placa en múltiples ángulos con respecto a la placa de acoplamiento. Por ejemplo, cualquiera o todos los orificios 222, 224 y 250 pueden ser formados sustancialmente de acuerdo con la descripción de la solicitud de Patente U.S publicada No. 2005/0165400 presentada por Fernández, en 28 de Julio de 2005.

Por ejemplo, los tornillos pueden tener una cabeza conformada en forma de esfera, y roscada con un paso sustancialmente constante, sustancialmente igual al paso de un pasador roscado del tornillo. Además, se puede realizar un orificio de inserción/extracción en la cabeza de la conexión de una herramienta de inserción/extracción. La rosca realizada en la cabeza del tornillo puede tener una doble entrada, manteniendo sustancialmente el mismo paso que la rosca del pasador. De este modo, tal como se comprenderá por los técnicos en la materia, el perfil de la rosca puede variar de acuerdo con las necesidades y de acuerdo con las propiedades mecánicas del material del que está formado el tornillo.

Esto permite que el tornillo a insertar en un orificio para tornillos, diseñado de manera apropiada, según cualquier ángulo, dentro de un amplio rango sin afectar la posición de la rosca de la cabeza del tornillo con respecto a las paredes del orificio del tornillo.

De manera específica, este orificio para tornillo puede estar formado de forma esférica, con bordes en ambos extremos del orificio eliminados adoptando una forma troncocónica. Es decir, el orificio para el tornillo puede comprender dos partes troncocónicas que se extienden una hacia la otra desde superficies opuestas de la placa y conectadas en las puntas de los conos con intermedio de una esfera parcial. La pared interna de cada orificio para el tornillo tiene un pequeño número de salientes aislados tales como pasadores o puntas salientes (por ejemplo, entre dos y treinta) diseñadas para bloquearse contra la cabeza esférica roscada de los tornillos cuando los tornillos son introducidos en los orificios roscados. Los salientes pueden ser, por ejemplo, algo aplanados con anchura mayor que su longitud.

Una vez que dicho tornillo ha sido introducido en dicho orificio para tornillos, la forma esférica de la cabeza para el tornillo permite su bloqueo contra los salientes, con independencia de si el tornillo se extiende perpendicularmente o formando cierto ángulo con respecto el eje del orificio del tornillo. El ángulo en el que se bloquea el tornillo se puede variar entonces del orden de 20° con respecto al eje del orificio del tornillo.

En su utilización, el médico puede empezar el tratamiento seleccionado una LCP 500 de dimensiones y forma adecuadas, teniendo en cuenta la anchura del hueso 10, la localización de la fractura y otros factores, tales como se comprenderán por los técnicos en la materia. La LCP 500 es alineada a continuación sobre el hueso 10 extendiéndose a través de la fractura en una posición seleccionada para estabilizar las partes del hueso a ambos lados del mismo. El médico tiene, entonces, la opción de asegurar la parte distal de la LCP 500 a la parte del hueso que no incluye prótesis dentro del canal medular o puede seleccionar una o varias placas de acoplamiento 202 para conseguir el acoplamiento deseado de la LCP 500 y de la parte próxima del hueso. Si se desea, en primer lugar, la fijación de la parte distal, el médico introduce los tornillos 527 directamente en el hueso 10 de la misma manera como los utilizaría para una fractura en la que no existieran prótesis. Después de ello, el médico puede deslizar la placa seleccionada 202 sobre la parte próxima de la LCP 500 con la alineación deseada y acopla la placa 202 a la LCP 500. De manera alternativa, tal como se comprenderá por los técnicos en la materia, el médico puede acoplar la placa de acoplamiento al hueso al lugar deseado antes de acoplar la LCP 500 a la placa 202 o a cualquier parte del hueso y, a continuación, deslizar la LCP 500 a través del rebaje a su lugar entre el hueso 10 y la placa acoplamiento 202.

El médico puede escoger acoplar la placa de acoplamiento 202 a la LCP 500 antes de acoplar la placa de acoplamiento 202 al hueso 10. La placa de acoplamiento 202 está posicionada sobre una localización deseada de la LCP 500. Tal como se muestra en las figuras 5 y 6, la LCP comprende múltiples dispositivos de acoplamiento, comprendiendo lugares de acoplamiento 507 situados a lo largo de toda su longitud. Los lugares de acoplamiento 507 están separados entre sí, de manera uniforme o a distancias diferentes. Por ejemplo, ciertas longitudes de la LCP 500 pueden incluir más lugares de acoplamiento (es decir, separación más reducida) que otros. Los lugares de acoplamiento 507 pueden corresponder a lugares de anclaje de los tornillos 227. Es decir, los dispositivos de

acoplamiento pueden ser iguales que los orificios a través de los cuales se pueden hacer pasar los tornillos 527, si bien, tal como se comprenderá, los tornillos utilizados para acoplar la placa de acoplamiento 202 a la LCP 500 serán más cortos que los utilizados para acoplar directamente la LPC 500 al hueso a efectos de evitar interferencias con la prótesis intermedular.

5 Después de posicionar la LCP 500 sustancialmente enrasada con el hueso 10, la placa de acoplamiento 202 es acoplada a la LCP 500 por fijación del tornillo 227, a una cierta profundidad más allá de la superficie dirigida hacia el hueso de la LCP 500 (es decir, dentro del hueso 10) o a una cierta profundidad dentro del cuerpo de la LCP 500. Como alternativa al acoplamiento de la placa de fijación 202 durante el tratamiento, el acoplamiento puede tener lugar antes de la introducción de la LCP 500 en el paciente. La placa de acoplamiento 202 es anclada a continuación al hueso 10 al introducir individualmente cada tornillo 257 en el hueso 10 en un ángulo seleccionado por el médico (por ejemplo, para hacer máxima la longitud de la trayectoria que recorre el tornillo a través del hueso compacto sin entrar en el canal medular). El hueso 10, por debajo de cada orificio 250, es taladrado a la profundidad deseada (por ejemplo, una profundidad máxima de penetración del hueso compacto sin establecer contacto con la prótesis 100). Como alternativa al taladrado, los tornillos 257 pueden ser autorroscantes. Tal como se comprenderá por los técnicos en la materia, la profundidad máxima a la que se pueden introducir los tornillos 257 es una función de factores conocidos como, por ejemplo, la anatomía del hueso y los ángulos de inserción disponibles.

20 Tal como se comprenderá por los técnicos en la materia, un dispositivo de direccionado tal como un bloque de direccionado, puede ser utilizado para facilitar el taladrado preciso del hueso 10. La figura 12 muestra una realización a título de ejemplo de un bloque de direccionado 400 en posición de funcionamiento. El bloque de direccionado 400, que puede ser situado sobre la placa de acoplamiento 202 o sobre la placa de acoplamiento combinada-LCP, comprende una parte de cuerpo 410 que incluye un orificio 425 que se corresponde con el orificio 225. Si bien, el orificio 425 no es estrictamente necesario, el incluir el orificio 425 facilita la confirmación visual de que el bloque de direccionado 400 ha sido colocado correctamente sobre la placa de acoplamiento 202. Una vez que la placa de acoplamiento 202 ha sido posicionada en el lugar deseado, el bloque de direccionado 400 es situado en la parte superior de la placa de acoplamiento 202 y es alineado con la misma. El bloque de direccionado 400 incluye uno o varios guías tubulares 450 correspondientes al primer orificio 222 y/o segundo orificio 224. Las guías tubulares 450 están dispuestas según los ángulos deseados, para formar una plantilla de taladrado. Una serie de bloques de direccionado 400, con diferentes configuraciones del pasador, pueden encontrarse a disposición para su utilización, posibilitando que los orificios taladrados se orienten según cualquier ángulo deseado. Una herramienta de taladrado es insertada por un orificio 455 situado en un extremo de la guía tubular 450 y guiada a través de una abertura en el extremo opuesto del guía tubular 450 hacia dentro de cualquiera de dichos primer orificio 222 y segundo orificio 224 y, subsiguientemente, hacia dentro del hueso 10. Después de alcanzar la profundidad de taladrado deseada, la herramienta de taladrado es retirada de la guía tubular y se pueden crear orificios adicionales al insertar la herramienta de taladrado en otras guías tubulares adicionales 450. Cuando todos los orificios han sido taladrados, el bloque de direccionado 400 es retirado y el lugar de la operación es limpiado de residuos de huesos antes de insertar los tornillos 257.

40 Los tornillos 257 pueden ser insertados directamente en el primer y/o segundo orificios 222, 224 o pueden ser guiados a lo largo de las guías tubulares 450 del bloque de direccionado 400. Tal como se ha mostrado en la vista en sección del kit de fijación de la figura 11, tomado a lo largo de una línea A-A, una parte sustancial de cada tornillo 257 ocupa el córtex 15 del hueso sin interferir con una prótesis 100 dentro del canal medular 12. Se pueden disponer tornillos de longitud variable como parte del kit de fijación para conseguir la ventaja de la máxima profundidad de inserción posible. Los tornillos pueden ser seleccionados, por lo tanto, de manera que se extiendan desde un lado del hueso 10 al lado opuesto. Tal como se observa en la figura 11, los tornillos 257 pueden ocupar también una parte de un canal medular 12 sin pasar diametralmente de manera pasante o establecer contacto con la prótesis 100. Al desplazarse los tornillos 257 hacia sus posiciones de reposo, los brazos 220 pueden ser llevados hacia el hueso 10 por la presión ejercida por las partes de la cabeza de los tornillos 257. Si bien, es deseable un encaje íntimo para mejor estabilidad, también puede ser deseable no limitar excesivamente el hueso 10 o el suministro sanguíneo hacia el mismo al disponer los brazos 220 con excesiva tensión contra aquel. Por lo tanto, se puede dejar un pequeño intersticio 60 entre los brazos 220 y el hueso 10. El intersticio 60 ayuda al flujo sanguíneo y reduce la cantidad de hueso comprimido por la placa de acoplamiento 202. El intersticio 60 se puede conseguir formando los brazos 220 con suficiente curvatura, de manera tal que la superficie dirigida hacia los huesos de los brazos 220 es sustancialmente cóncava. El intersticio 60 puede ser también una función de la extensión a la que son introducidos los tornillos 257 en el hueso 10. Si se desea un intersticio más pequeño, se puede introducir una mayor longitud del tornillo 257. De manera similar, una menor introducción tendrá como resultado un intersticio más grande. Por lo tanto, la longitud de una parte de vástago 259 de cada tornillo 257, que queda expuesta dentro del intersticio 60, es variable. Algunos tornillos 257 pueden ser introducidos de manera completa dentro del hueso 10, mientras que otros tornillos 257 pueden formar intersticios grandes.

65 Se describirán a continuación realizaciones a título de ejemplo de dispositivos de fijación que pueden ser utilizados conjuntamente con el dispositivo 200. Las figuras 13A-13B muestran una realización a título de ejemplo de un tornillo 557, de acuerdo con la presente invención. Tal como se ha mostrado en la vista lateral de la figura 13A, el tornillo 557 incluye un cuerpo cónico que comprende una cabeza 552 y un pasador 554 incluyendo una serie de filetes de rosca 555. El vástago 554 comprende también una o varias ranuras 559 que se extienden sustancialmente a toda su

longitud. El cuerpo cónico del tornillo 557 disminuye su sección desde la cabeza 552 hacia el vástago 554. La figura 13B muestra una sección del tornillo 557, tomada a lo largo de la línea B-B. Tal como se ha mostrado, una parte de la cabeza 552 incluye un rebaje 532. En la realización a título de ejemplo, el rebaje 532 tiene forma hexagonal. La forma del rebaje 552 se ha mostrado más claramente en la vista en planta de la cabeza 552 de la figura 13C. Si bien la realización a título de ejemplo utiliza un rebaje hexagonal, se pueden utilizar otras formas (por ejemplo, de estrella o triángulos) en otras realizaciones. La figura 13D muestra una vista frontal de una punta distal 590 del tornillo 557. Tal como se ha mostrado en la figura 13D, las ranuras 559 están separadas de forma equidistante alrededor del perímetro de la punta distal 590. Tal como se comprendería por los técnicos en la materia, los tornillos pueden ser fabricados a base de acero inoxidable, titanio o un polímero biocompatible adecuado.

Las figuras 14A-14B muestran una realización a título de ejemplo de un tornillo 657, de acuerdo con la presente invención. El tornillo 657 comprende un cuerpo cilíndrico dotado de una cabeza 652 y un pasador 654 que contiene una serie de filetes de rosca 655. El pasador 654 comprende también una o varias ranuras 659 que se extienden sustancialmente a toda su longitud. La figura 14B muestra una sección transversal del tornillo 657. Una parte de la cabeza 652 comprende un rebaje 632. Tal como se ha mostrado en la vista en planta de la cabeza 652 mostrada en la figura 13C, el rebaje 632 tiene forma hexagonal. No obstante, son posibles también otras formas. La figura 14B muestra una vista frontal de una punta distal 690 del tornillo 657. Tal como se ha mostrado en la figura 13D, las ranuras 659 están separadas de forma equidistante alrededor del perímetro de la punta distal 690.

Las figuras 15A y 15B muestran una realización a título de ejemplo de un tornillo 757, de acuerdo con la presente invención. El tornillo 757 comprende un elemento externo 752 y un elemento interno 754 que se acopla al elemento externo 752. El elemento interno 754 se extiende sustancialmente a toda la longitud del elemento externo 752 y comprende un rebaje de forma hexagonal 732. Una pared interna 710 del elemento externo 752 define un interfaz conformado para corresponderse con el elemento interno 754 utilizando acoplamiento por fricción. No obstante, el elemento interno 754 puede estar acoplado al elemento externo 752 de una serie de formas incluyendo, por ejemplo, roscado en dirección opuesta a la de los filetes 75 que discurren a lo largo de la superficie externa del elemento externo 752.

Las figuras 16A y 16B muestran una realización a título de ejemplo de una clavija 857, de acuerdo con la presente invención. La clavija 857 comprende un elemento externo 852 y un elemento interno 854 que se acopla al elemento externo 852. El elemento interno 854 se extiende sustancialmente a toda la longitud en la parte de la cabeza 856 del elemento externo 852 e incluye el rebaje hexagonal 832. Un extremo distal 834 del elemento interno 854 está conformado para adaptarse al contorno de la cabeza 856. Una pared interna 810 del elemento externo 852 define un interfaz conformado para corresponder con el elemento interno 854 utilizando acoplamiento por fricción. No obstante, el elemento interno 854 puede estar acoplado al elemento externo 852 de cualquier forma incluyendo, por ejemplo, roscado.

Las figuras 17A y 17B muestran una realización a título de ejemplo de una clavija 957, de acuerdo con la presente invención. La clavija 957 comprende un elemento externo 952 y un elemento interno 954 que se acopla al elemento externo 952. El elemento interno 954 se extiende sustancialmente a toda la longitud del elemento externo 952 y comprende un rebaje hexagonal 932. El elemento externo 952 comprende una parte de la cabeza 956 y una parte del pasador 958 que tiene un diámetro menor que el de la cabeza 956. Una pared interna 910 del elemento externo 952 define un interfaz conformado para acoplarse con el elemento interno 954 utilizando montaje por fricción. No obstante, el elemento interno 954 se puede acoplar con el elemento externo 952 de cualquier forma incluyendo, por ejemplo, roscado.

Las figuras 18A y 18B muestran una realización a título de ejemplo de un tornillo 1057, de acuerdo con la presente invención. El tornillo 1057 comprende un elemento externo 1052 y un elemento interno 1054 que se acopla al elemento externo 1052. El elemento interno 1054 se extiende sustancialmente a toda la longitud de la parte de la cabeza 1056 del elemento externo 1052 e incluye un rebaje hexagonal 1032. El elemento externo 1052 comprende una parte de cabeza 1056 y una parte de pasador 1058 que tiene un diámetro superior al de la cabeza 1056. Un extremo distal 1034 del elemento interno 1054 está conformado de forma cónica. Una pared interna 1010 del elemento externo 1052 define un interfaz conformado para acoplarse con el elemento interno 1054 utilizando montaje a fricción. No obstante, el elemento interno 1054 puede ser acoplado al elemento externo 1052 de múltiples formas, incluyendo, por ejemplo, roscado en dirección opuesta a la de los filetes 85, que discurren a lo largo de la superficie externa del elemento externo 1052.

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo (200, 202) para el tratamiento de fracturas, que comprende:

5 una estructura receptora de una placa, que comprende, en una cara de la misma dirigida hacia el hueso, un rebaje dimensionado y conformado para recibir una placa de fijación (500) anclada en la posición deseada sobre un hueso; una estructura de acoplamiento dimensionada y situada para acoplarse a una estructura correspondiente de la placa de fijación para impedir el movimiento relativo entre la placa de fijación (500) y el dispositivo (200; 202); en el que

10 el dispositivo comprende cuatro brazos (220) que sobresalen lateralmente alejándose del rebaje, y comprendiendo cada uno de los cuatro brazos (220), un primer y segundo orificios (222, 224) receptores de un elemento de fijación que se extienden de forma pasante, estando dispuestos los brazos (220) y orientados de manera tal que, cuando el dispositivo (200; 202) es recibido sobre una placa de fijación (500) anclada al hueso en la posición deseada, el orificio (224) que recibe el primer elemento de fijación, está alineado para pasar un elemento de fijación insertado de manera pasante en el hueso, sin pasar por el eje longitudinal del canal medular.

20 2. Dispositivo, según la reivindicación 1, en el que el orificio receptor del segundo elemento de fijación de, como mínimo, un brazo, está alineado para pasar un elemento de fijación insertado de forma pasante en el orificio, sin pasar por el eje longitudinal del canal medular.

3. Dispositivo, según la reivindicación 2, en el que los orificios receptores del primer y segundo elementos de fijación de, como mínimo, un brazo, están alineados para pasar elementos de fijación insertados de forma pasante en el orificio sin entrar en el canal medular del hueso.

25 4. Dispositivo, según la reivindicación 1, en el que el dispositivo comprende paredes laterales (215) unidas entre sí por un cuerpo central (210), estando orientadas las paredes laterales (215) de manera que una vez recibidas sobre un hueso en la posición deseada, las paredes laterales se extienden sustancialmente de forma radial hacia fuera desde el hueso, con superficies internas de las paredes laterales (215) y un lado dirigido hacia el hueso del cuerpo central que definen el rebaje.

30 5. Dispositivo, según la reivindicación 4, en el que la estructura de acoplamiento está formada en el cuerpo central (210).

35 6. Conjunto que comprende el dispositivo (200; 202), de acuerdo con una de las reivindicaciones 1 a 5, y una placa de fijación (500) que tiene un orificio receptor del elemento de fijación; en el que la estructura de acoplamiento del dispositivo (200; 202) comprende un orificio (225) receptor de un elemento de fijación dispuesto de manera que, cuando la placa de fijación es recibida en el rebaje, el orificio receptor del elemento de fijación de la estructura de acoplamiento se alinea con el orificio receptor del elemento de fijación de la placa de fijación (500).

40 7. Conjunto, según la reivindicación 6, en el que la estructura de acoplamiento del dispositivo (200; 202) comprende un saliente que se extiende desde el lado dirigido al hueso del cuerpo central, estando dispuesto el saliente de manera que, cuando la placa de fijación (500) es recibida en el rebaje, la proyección se alinea con el orificio receptor del elemento de fijación de la placa de fijación (500).

45 8. Conjunto, según una de las reivindicaciones 6 ó 7, en el que el rebaje está dimensionado para formar un montaje a presión con la placa de fijación insertada en el mismo.

50 9. Dispositivo, según la reivindicación 1, en el que los orificios receptores del elemento de fijación son orificios de bloqueo de ángulo variable.

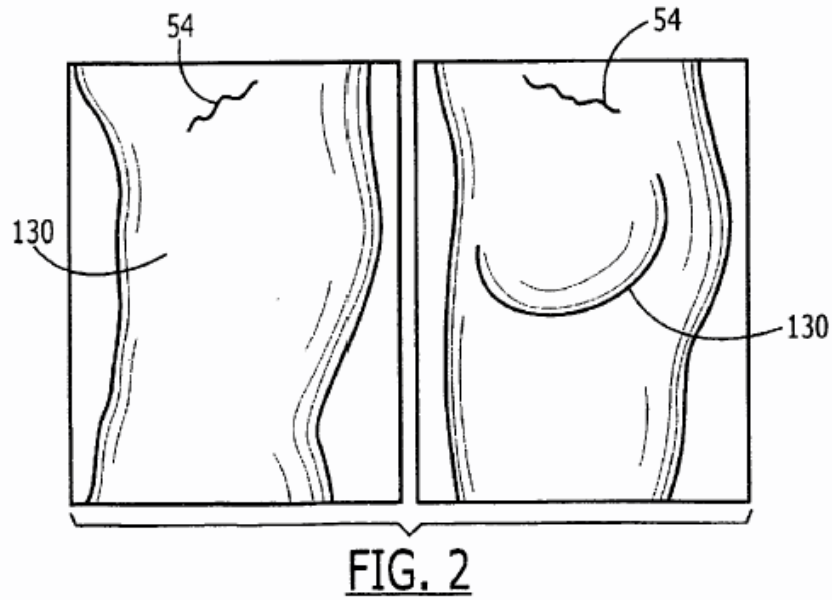
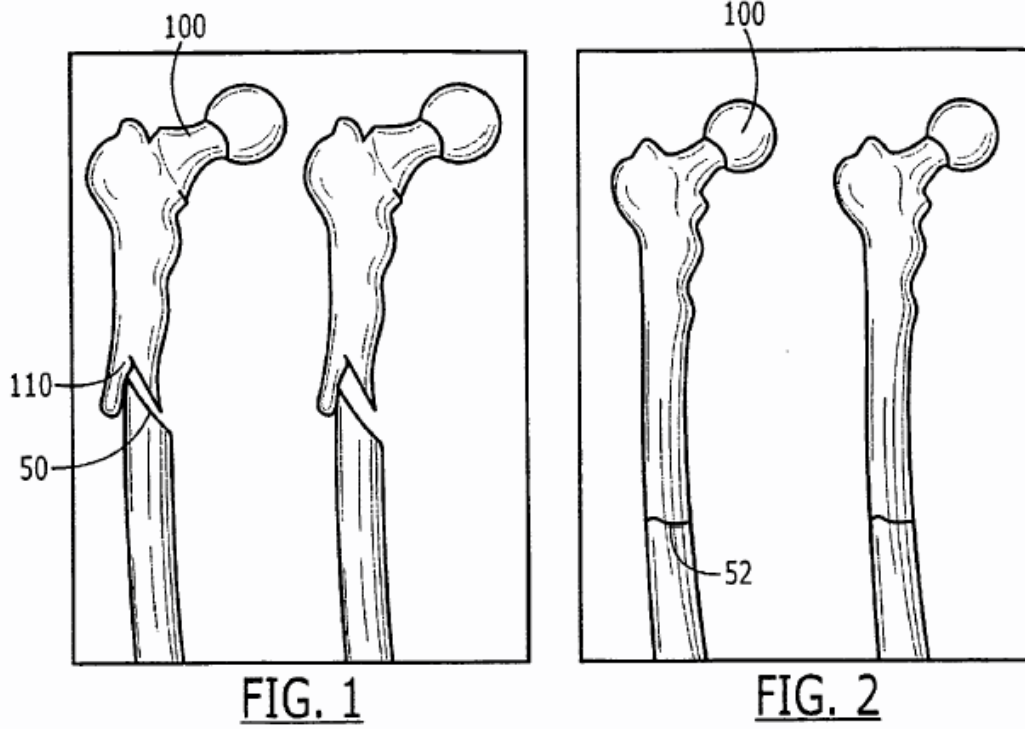
10. Conjunto, según una de las reivindicaciones 6 a 8, en el que los brazos están formados de manera que, cuando la placa de fijación (500) es recibida en el rebaje, las superficies de los brazos dirigidas hacia el hueso descansan sustancialmente enrasadas sobre la superficie del hueso.

55 11. Dispositivo, según la reivindicación 1, en el que las superficies de los brazos dirigidas hacia el hueso están curvadas de manera que sustancialmente corresponden a una imagen simétrica de una superficie externa de un hueso sobre el que se tiene que recibir el dispositivo.

60 12. Conjunto de elementos, según la reivindicación 6, en el que el orificio (225) receptor del elemento de fijación está situado en el cuerpo central (210) del dispositivo (200; 202).

13. Conjunto de elementos para el tratamiento de fracturas de huesos, que comprende:

- (i) un dispositivo, de acuerdo con una de las reivindicaciones 1 a 5;
- (ii) una placa de fijación (500) que tiene un orificio receptor de un elemento de fijación; y
- (iii) un elemento de fijación.



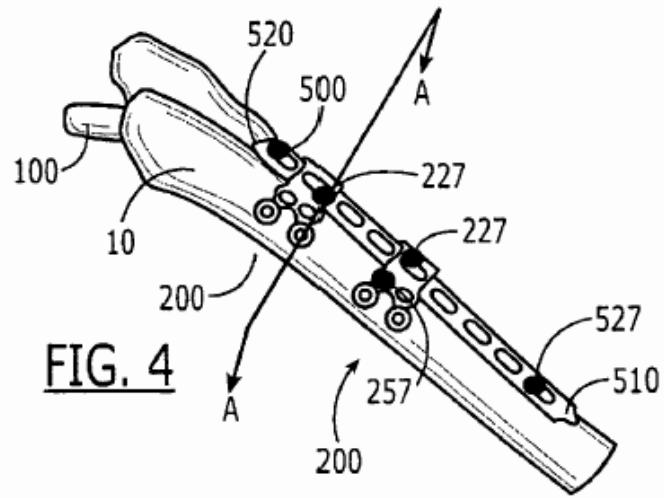


FIG. 4

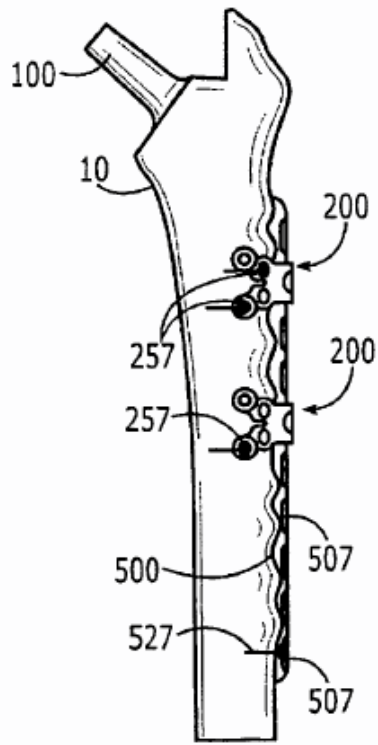


FIG. 5

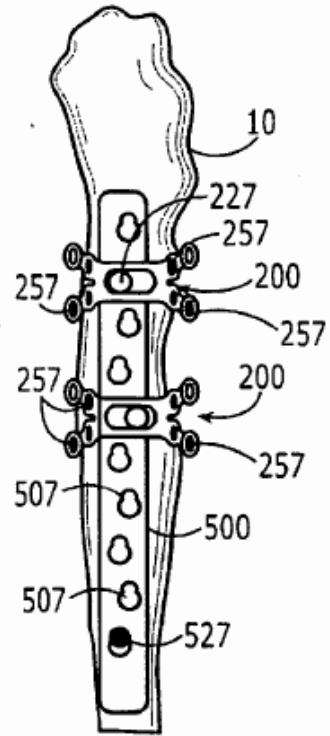


FIG. 6

