

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 769 815**

51 Int. Cl.:

A61N 1/32 (2006.01)
A61N 1/02 (2006.01)
A61N 1/06 (2006.01)
G01B 7/16 (2006.01)
A61B 17/80 (2006.01)
A61N 7/00 (2006.01)
A61N 1/05 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **20.04.2015** **PCT/EP2015/058492**
87 Fecha y número de publicación internacional: **27.10.2016** **WO16169578**
96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **20.04.2015** **E 15720630 (1)**
97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **30.10.2019** **EP 3285668**

54 Título: **Aparato de fijación de huesos**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
29.06.2020

73 Titular/es:
BIOSCIENCE MEDICAL GROUP LTD (100.0%)
Route de l'Orée-du-Bois 5
2300 La Chaux-de-Fonds, CH

72 Inventor/es:
PENGO, JOSÉ ROBERTO

74 Agente/Representante:
CURELL SUÑOL, S.L.P.

ES 2 769 815 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

Aparato de fijación de huesos.

5 Campo de la invención

La presente invención se refiere, en formas de realización, a un aparato de fijación de huesos, en particular a una placa ortopédica que puede emplearse de manera eficaz para fijar juntos huesos adyacentes o segmentos de huesos. De manera importante, los aparatos de fijación de la presente invención pueden incluir mediante diseño un cierto grado de compatibilidad que consiente movimiento relativo limitado, pero clínicamente significativo entre las partes adyacentes, y/o dispositivos de estimulación empotrados, en particular de naturaleza electrónica. Los dispositivos de fijación de la presente invención pueden utilizarse para reducir y curar los huesos fracturados. Sin embargo, esta no es su única aplicación o indicación.

15 Descripción de la técnica relacionada

Se conocen en la técnica varias variantes de fijadores de huesos internos. Dichos dispositivos se construyen principalmente mediante placas metálicas sólidas, diseñadas de manera diversa para adaptarse a la anatomía de un hueso específico o sección del mismo, y se fijan al hueso por medio de medios adecuados, por ejemplo, de tornillos corticales insertados en el hueso y cuyas cabezas se acoplan en aberturas adecuadas de las placas. Las placas de fijación convencionales muestran por regla general nula o muy poca flexibilidad y dejan poco o ningún espacio para ajustes durante la cirugía de acuerdo con las necesidades observadas por el médico.

Estos dispositivos se han utilizado con buenos éxitos en el tratamiento de fracturas, sin embargo, éstos presentan inconvenientes. En particular, éstos pueden aceptarse mal por el cuerpo humano, en particular en presencia de fracturas de hueso. Además, los implantes convencionales son susceptibles de afectar el punto exacto de fractura mediante contacto directo, que puede provocar pérdida de fuerza y suministro de irrigación del tejido óseo, dando como resultado la muerte de las células óseas y retrasando la consolidación del hueso fracturado.

La solicitud de patente BRPI0606073 describe un sistema de fijación de una placa de hueso a un hueso por medio de tornillos.

El documento US2 501 978 divulga una férula quirúrgica que presenta varios elementos de alambre unidos a placas de sujeción a través de las cuales pasan tornillos hacia el interior del hueso.

Existe también bibliografía sustancial que describe una mejora en la curación de huesos con la estimulación de un campo eléctrico o magnético a través de una fractura de hueso. Tales métodos son de particular interés especialmente para la unión retrasada o la no unión de fracturas. En la mayoría de los estudios se utilizan campos electromagnéticos variables con el tiempo o campos electromagnéticos pulsados (PEMF). Aunque a mayoría de los estudios se han realizado con generadores externos, también se conoce incluir una unidad de estimulación electromagnética en una placa de hueso implantable, por ejemplo, tal como se divulga por la solicitud de patente US2007265682, o en tornillos ortopédicos, tal como se enseña por los documentos US8380319, US5292252, US2008255556 y US2010036467.

Una limitación común de estos métodos de estimulación es que éstos no permiten un control preciso de los parámetros de campo (amplitud, frecuencia, forma de la señal) en el sitio de fractura, en particular cuando se utilizan generadores externos. Cuando, por otra parte, el generador de campo está empotrado, puede ser difícil de conseguir una intensidad de campo suficiente en el sitio de fractura.

El implante de un dispositivo de fijación en un hueso vivo implica tensión mecánica considerable tanto del implante como al hueso sobre el cual está fijado. Estas tensiones se generan tanto durante la intervención quirúrgica como durante el proceso de curación posterior. Se sabe que una cantidad moderada de tensión mecánica en el sitio de fractura promueve la formación de tejido óseo y es beneficioso para el proceso de curación. Por otro lado, es concebible que tensiones excesivas o mal dirigidas podrían presentar el efecto contrario. Los dispositivos de fijación de huesos convencionales no ofrecen la posibilidad de medir y controlar las tensiones mecánicas.

Un objetivo de la presente invención es, por tanto, proporcionar un sistema de fijación y reducción de huesos que permite un mejor posicionamiento de la placa con respecto al hueso y consiente una medición limitada del movimiento con respecto a las partes de hueso fracturado. Otro objetivo de la presente invención es proporcionar un aparato de fijación de huesos que puede ajustarse.

Un objetivo adicional de la presente invención es proporcionar un sistema de fijación de huesos que puede estar equipado con unas unidades electrónicas empotradas que permiten la medición y el control de tensiones mecánicas y/o una estimulación en el sitio de fractura, sea ésta mediante campos eléctricos, magnéticos, fotónicos o de radiación mediante ondas acústicas o vibracionales, o mediante otros medios de estimulación electromecánicos adecuados.

Otro objetivo de la presente invención es diseñar un dispositivo que permita un control preciso del valor del campo eléctrico o magnético en el sitio de fractura.

5 Breve resumen de la invención

De acuerdo con la invención, estos objetivos se alcanzan por medio del objeto de las reivindicaciones adjuntas, y en particular, mediante un aparato de fijación de huesos que comprende placas provistas de unos orificios para recibir unos tornillos de fijación, compresión o bloqueo. En formas de realización preferidas, las placas están provistas de unas ranuras longitudinales, por ejemplo, de sección cuadrangular, que cooperan con un elemento de unión que puede estar conformado en "U", y preferentemente está dispuesto de manera que puentee dos partes de hueso que necesitan ser unidas.

En otras formas de realización, las placas, o el elemento de unión, o el tornillo que sujeta el sistema de fijación al hueso, están equipados con elementos microelectrónicos y/o microfluidicos, cuya función es promover la curación del hueso mediante generación de un campo eléctrico o magnético, o una onda de vibración o una onda sónica, o además para controlar la tensión o fuerzas en o próximas al sitio de fractura.

20 Breve descripción de los dibujos

La invención se entenderá mejor con la ayuda de la descripción de una forma de realización proporcionada a título de ejemplo e ilustrada mediante las figuras, en las que:

La figura 1 muestra una vista en despiece ordenado de una posible forma de realización del dispositivo de fijación de huesos de la invención.

La figura 2 ilustra esquemáticamente una posible situación de implantación del dispositivo de la invención.

La figura 3 muestra una vista inferior de una forma de realización de la presente invención en la que una placa presenta un canal en forma de "H" que forma una pared de bloqueo.

La figura 4 ilustra esquemáticamente una forma de realización de la presente invención que incluye unos circuitos microelectrónicos empotrados.

La figura 5 ilustra, en vista lateral, la acción de estimulación de los circuitos microelectrónicos empotrados en una variante de la invención.

La figura 6 ilustra una variante de la invención con dispositivos microelectrónicos empotrados.

La figura 7 ilustra, en sección, una posible forma de realización de la forma de realización con canales guía inferiores y muesca central superior.

La figura 8 muestra, en sección, una vista detallada de otra forma de realización con canales guía laterales y cuerpo central curvado.

La figura 9 es una sección de una forma de realización de la invención con barras tubulares cuadrangulares.

Las figuras 9a y 9b son una vista en perspectiva y un primer plano a través de un tornillo en la extremidad de la placa de otra variante de la invención en la que las barras paralelas están dentro de la placa.

Las figuras 9c y 9d son dos vistas en perspectiva de otra variante de la invención en la que las barras paralelas están parcialmente dentro de la placa.

La figura 10 ilustra esquemáticamente una posible estructura de una forma de realización de la invención que incluye dispositivos estimuladores electrónicos activos.

La figura 11 ilustra otra forma de realización de la presente invención, que presenta dispositivos de estimulación y/o de diagnóstico electrónicos que comunican de manera inalámbrica con una unidad externa.

La figura 12 ilustra esquemáticamente una forma de realización de la presente invención que comprende un dispositivo microfluidico.

Las figuras 14a y 14b ilustran esquemáticamente y en sección dos variantes de la invención en las que las barras paralelas presentan sección cuadrada, respectivamente redonda. El dispositivo de la invención se muestra implantado en un hueso con fractura, una tibia en el ejemplo. La figura 14c muestra en perspectiva y en sección, la variante de barra cuadrada.

La figura 15 ilustra con más detalle una posible colocación del dispositivo de la invención sobre una tibia humana. El dispositivo incluye dos dispositivos 2 de estimulación magnéticos en los tornillos.

5 La figura 16 muestra otra forma de realización de la invención en la que las barras paralelas están parcialmente empotradas en canales laterales de las placas, de manera que las barras no tocan el hueso, al contrario de las formas de realización anteriores. Las figuras 17a y 17b muestran en sección dos variantes en las que las barras presentan sección transversal cuadrada, respectivamente redonda.

10 La figura 18 ilustra, en la misma ubicación anatómica que la anterior, una forma de realización de la presente invención en la que las placas presentan un canal central sobre su cara superior, estando insertados los tornillos en orificios en el canal. Al hundir los tornillos en el canal central, se proporciona una reducción de la altura, por tanto, un implante de este tipo es más adecuado para huesos pequeños. Las figuras 19a y 19b muestran dos variantes de esta disposición con sección transversal cuadrada y redonda de las barras de conexión.

15 Las figuras 20 y 21 muestran otra forma de realización de la presente invención en la que las barras de conexión pasan dentro de orificios longitudinales de las placas, de manera que éstos están contenidos de manera integral en los mismos.

20 Descripción detallada de posibles formas de realización de la invención

Una posible estructura del dispositivo de fijación inventivo se describirá a continuación referencia a las figuras 1 y 2. El dispositivo puede fabricarse de diferentes materiales, tal como acero inoxidable, aleaciones de titanio, aleaciones de cobalto, aleaciones de cromo, molibdeno u otras aleaciones de metales adecuadas, materiales poliméricos o materiales compuestos tal como una fibra de carbono. Éste comprende un par de placas 1 y 1', cuyas longitudes y anchuras se determinan de acuerdo con el hueso al que se implanta el dispositivo de fijación. Las placas 1 y 1' están representadas en el dibujo con las mismas dimensiones totales, que puede ser una simplificación deseable, pero no es una característica esencial de la invención.

30 Las placas 1, 1' están provistas en la cara superior de orificios 11, 13 roscados en los que pueden insertarse tornillos 2 de bloqueo, y además presentan orificios 12 alargados, que opcionalmente pueden estar roscados y están previstos para utilizar tornillos de compresión, cuando sea necesario.

35 Las placas 1, 1' están provistas en su lado inferior (el lado que está próximo al hueso, cuando el implante está en su posición pretendida normal) de unas ranuras 15 que interactúan con el elemento 3 de unión que está colocado entre las placas y el hueso. El elemento de unión 3 presenta en esta variante un par de barras paralelas unidas en un extremo, que da como resultado una forma de "U", y la sección de las barras corresponde a aquella de las ranuras en las placas 1, 1' de manera que permiten un movimiento relativo y posicionamiento preciso entre las barras 3 y las placas 1, 1'. La longitud, las dimensiones transversales y las conformaciones de las barras 3 y de las ranuras 15 se seleccionan en relación con la anatomía del sitio de implante y las sollicitaciones mecánicas predecibles. Las barras del elemento de unión 3 están unidas en una extremidad mediante un elemento transversal corto (la base de la "U") y presentan en la otra extremidad un par de salientes 31 que interactúan con correspondientes aberturas 16 en la placa 1.

45 En una variante no representada de la invención, las dos barras 3 paralelas podrían sustituirse por una única barra, colocada centralmente o lateralmente.

De acuerdo con una variante importante de la invención, el par interior de orificios 13 roscados, esto quiere decir el par de orificios roscados que está más cerca del sitio de fractura, está ocupado en ambas placas mediante tornillos de fijación equipados con unos dispositivos 2 electrónicos o magnéticos empotrados, cuya función se detallará adicionalmente a continuación. En otras variantes de la invención, pueden estar colocados dispositivos electrónicos o magnéticos en las placas 1, 1' y/o en el elemento de unión 3, preferentemente en proximidad con la zona de fractura.

50 Estos dispositivos 2 pueden incluir imanes permanentes o electroimanes, preferentemente de polaridades opuestas, que dan lugar a un campo magnético entre 0,1 y 3000 o 4000 gauss. La intensidad de campo apropiada y las condiciones de tratamiento se determinarán basándose en indicaciones clínicas.

De acuerdo con otra forma de realización, los dispositivos 2 electrónicos o magnéticos se disponen para generar un campo eléctrico o magnético variable con el tiempo, o una vibración.

60 En una variante posible, que está representada de manera esquemática en la figura 10, los dispositivos 2 electrónicos o magnéticos incluyen una fuente 21 de energía, por ejemplo, una batería electroquímica, y un generador de campo, tal como un oscilador 25 electrónico acoplado a una antena o bobina 28 adecuada, para crear un campo 50 eléctrico o magnético variable con el tiempo en el sitio 50 de fractura que presenta valores predeterminados de amplitud, frecuencia y/o forma.

En algunas aplicaciones, sin embargo, en particular cuando la dimensión del dispositivo de fijación está limitada, el sitio para una batería electroquímica puede no estar disponible. En este caso, de acuerdo con otra variante, la fuente 21 de energía puede ser un receptor inductivo acoplado con un generador externo adecuado. En esta variante, la energía electromagnética se proporciona desde el exterior y se convierte en un campo eléctrico o magnético con señal apropiada constante o variable con el tiempo con el fin de acelerar la curación del hueso. Preferentemente, la fuente 21 de energía puede incluir una célula recargable que permita el funcionamiento durante periodos extensos y pueda recargarse por medio del generador externo.

En variantes no representadas de la presente invención, las bobinas 28 podrían sustituirse por electrodos, con el fin de generar un campo eléctrico o una corriente eléctrica, o bien estática o variable con el tiempo, o mediante transductores de vibración, por ejemplo, transductores piezoeléctricos o magnetorrestrictivos que dan lugar a vibración en frecuencia sónica o ultrasónica en la zona de fractura.

Otra forma de realización de la invención se presentará ahora con referencia a la figura 11. En esta forma de realización, la fractura se inmoviliza mediante un dispositivo de fijación que presenta la estructura mecánica descrita anteriormente y comprende uno o más dispositivos 2 electrónicos o magnéticos, por ejemplo, en los tornillos 2 más interiores, o además en las placas 1, 1'. Este dispositivo podría cumplir varias funciones:

- a. En una primera variante, la extremidad fracturada se trata con un campo 50 magnético generado mediante un dispositivo 38 externo (en este caso representado esquemáticamente mediante un par de bobinas pero que, sin embargo, podría presentar cualquier otra estructura adecuada), los dispositivos 2 pueden incluir un material magnético de alta permeabilidad que distorsiona el campo 50 magnético y lo concentra en la zona 40 de fractura, potenciando de ese modo su efecto terapéutico.
- b. De acuerdo con otra variante, los dispositivos 2 incluyen un transductor magneto-acústico, por ejemplo, un material magnetorrestrictivo que, cuando se coloca en un campo 50 magnético y variable generado por dispositivo 38 externo, produce una vibración con la misma frecuencia. De este modo, los dispositivos 2 estimuladores magnéticos producen una vibración directamente en la zona de fractura, o inmediatamente adyacente a ésta.
- c. En otra variante de la invención, los dispositivos 2 empotrados son unos transductores electrónicos que se comunican sin cable con, y preferentemente reciben un suministro de energía desde, una interfaz 24 RFID externa. Los transductores 2 transmiten un valor local del campo 50 eléctrico o magnético en la región 40 de fractura, proporcionando así un ciclo de retroalimentación que permite controlar de manera precisa el campo en el nivel del hueso.
- d. De acuerdo con otra variante, los dispositivos 2 empotrados incluyen unos transductores de tensión, fuerza o de desplazamiento que comunican la tensión mecánica en el sitio de fractura a la interfaz 24 RFID. Esta información puede utilizarse por el cirujano cuando el dispositivo de fijación se implanta, y más tarde para controlar el proceso de curación. En este caso, el generador 38 de campo externo puede omitirse. Los transductores insertados en dispositivos 2 pueden comprender una galga extensométrica, o detectores MEMS, por ejemplo.
- e. En aún otra variante, los dispositivos 2 empotrados son unas etiquetas de posición que pueden ubicarse de manera precisa por la interfaz 24 RFID externa. De esta manera, proporcionan una ayuda de posicionamiento útil al cirujano durante el implante, y puede utilizarse para control el proceso de curación de huesos posteriormente.

La figura 12 ilustra otra variante del dispositivo de fijación de la invención que comprende un detector 27 de tensión microfluídico. El detector 27 de tensión incluye un depósito deformable relleno con un fluido incompresible y un microcanal en el que está presente una superficie de contacto de líquido-gas. La posición de la superficie de contacto es una medida de la deformación volumétrica del depósito y puede leerse mediante medios de obtención de imágenes médicos adecuados, por ejemplo, de manera ultrasónica o mediante radioscopia.

Volviendo a la figura 3, en una forma de realización de la presente invención, la placa 1' (en este caso observada desde abajo) está provista de una ranura 15' que presenta sección transversal rectangular y dispuesta en una configuración en "H". Esto deja en un extremo de la placa 1' una pared o indentación 17 que, interactuando con las barras 3 conformadas en "U", dificulta los movimientos de la placa 1' en ambos sentidos.

Las figuras 4 a 6 se refieren a otra forma de realización en la que los dispositivos 2 electrónicos o magnéticos empotrados están fijados a las placas 1, 1', por ejemplo, a sus bordes internos. Tal como en el caso anterior, los dispositivos 2 electrónicos pueden incluir fuentes de campo eléctrico o magnético, que puede generarse de manera autónoma o inducido por campos eléctricos o magnéticos externos

De acuerdo con la figura 7, en una forma de realización, las placas 1 y 1' pueden estar opcionalmente provistas en la cara inferior de unas ranuras 15 que interactúan con las barras 3 tal como se ha detallado anteriormente, y

presentan rebaje 18 central en el lado superior.

De acuerdo con la figura 8, en una forma de realización, las placas 1 y 1' pueden presentar opcionalmente las ranuras 15 en un cuerpo central con superficies curvadas. En otra forma de realización mostrada en la figura 9, las barras 3 cuadrangulares son tubulares.

Con la nueva disposición constructiva insertada en un aparato de fijaciones de huesos múltiples, la barra 3 puede fijarse previamente en las placas o puede unirse durante la cirugía, con dimensiones que varían de acuerdo con el hueso fracturado para recibir el aparato, donde se fija mediante tornillos de roscado o de compresión sujetando las placas (1 y 1') en cada lado de la fractura. Esta estructura permite un cierto grado de "movimiento" en el sitio de fractura que estimula la curación del hueso y facilita el ensamblaje del implante durante la cirugía. De manera importante, el espacio entre las placas puede seleccionarse de modo que el punto exacto de fractura entre las placas 1, 1' se inmovilizará mediante el ajuste, pero libre de contacto directo con los componentes de implante. Las placas 1, 1' pueden posicionarse de manera precisa en las barras 3, proporcionando mayor precisión en la introducción de los tornillos en el hueso fracturado.

Los dispositivos 2 microelectrónicos empotrados actúan directamente en las células del cuerpo, rejuveneciendo las células, normalizando el metabolismo y trastornos circulatorios, mejorando la suplementación de oxígeno en los tejidos afectados, desintoxicando el cuerpo y aumentando los procesos de resistencia y autocuración del cuerpo. Preferentemente, estos dispositivos no emiten calor o radiaciones más allá de lo que es estrictamente necesario y están libres de efectos indeseados. Puesto que los dispositivos microelectrónicos están posicionados de manera adyacente al sitio de fractura, la estimulación eléctrica, magnética o de vibración penetra el tejido diana sin debilitamiento, que potencia el efecto terapéutico. La interacción entre los estimuladores y el hueso de curación es preferentemente indirecta, sin contacto directo.

La construcción modular del implante, en particular en aquellas variantes en las que los estimuladores están alojados en los tornillos o en las placas, permite utilizar muchos dispositivos terapéuticos y/o de diagnóstico diferentes, con adaptaciones mínimas.

También es posible el control de parámetros clínicos relevantes, incluyendo tensión, fuerzas, temperatura, como también identificación e información de registro. Estos datos pueden transmitirse fuera del cuerpo mediante un enlace inalámbrico o RFID adecuado, o pueden leerse mediante obtención de imágenes médica.

La construcción modular con dos placas conectadas mediante barras paralelas proporciona al objeto de la presente invención ventajas significativas sobre los dispositivos de fijación convencional. En particular, el dispositivo de fijación de la invención puede adaptarse a diferentes conformaciones anatómicas individuales, deslizando las placas a lo largo de las barras de conexión. Además, mediante la combinación de placas que presentan diferente longitud, espesor o forma con barras de diferentes longitudes, la presente invención permite la forma de realización de implantes para osteosíntesis en un gran número de combinaciones, partiendo de un stock limitado de partes.

Con referencia a las figuras 14a-c, es importante destacar que la presente invención no está limitada a una sección transversal específica de las barras 3 guía. Estas figuras muestran que las placas 1, 1' pueden estar conformadas para cooperar con barras 3 de sección transversal cuadrada o redonda, o de hecho de cualquier sección transversal posible. La figura 14c muestra un implante parcialmente fijado a un hueso largo, en este ejemplo una tibia, cerca de un sitio de fractura.

La figura 15 ilustra más en detalle una posible colocación de un dispositivo para osteosíntesis de acuerdo con la presente invención en un hueso fracturado, en este ejemplo una tibia. Esta forma de realización de la invención incluye un par de barras 3 de conexión de sección cuadrada que se unen juntas en el extremo proximal de modo que se forme en "U", mientras que en su extremo distal presentan ganchos 31 que se enganchan dentro de correspondientes aberturas en la placa 1' para limitar el deslizamiento de la placa. Las placas 1 y 1' presentan cada una dos ranuras longitudinales en su lado inferior (queriendo decir mediante "inferior" el lado que está destinado a descansar sobre el hueso), dentro de las que pasan las barras 3. Las placas 1, 1' incluyen una pluralidad de orificios en los que pueden insertarse tornillos 2 de fijación. En el presente ejemplo, cada uno de los tornillos 2 de fijación incluyen un dispositivo magnético, tal como se ha mencionado anteriormente.

La figura 16 ilustra otra posible variante de la invención en la que las barras 3 de conexión no pasan en canales en el lado inferior de la placa, sino en canales laterales. De manera importante, en esta variante, las barras no tocan la corteza ósea, sino que están algo elevadas. En esta disposición, la zona de fractura no está directamente en contacto con ningún cuerpo externo, que podría ser ventajoso. Además, esta estructura puede doblarse ligeramente más que la anterior en la que las barras 3 se presionaron longitudinalmente sobre el hueso. Tal como muestran las figuras 17a-b, la barra de conexión puede ser cuadrada, redonda o puede mostrar cualquier sección transversal.

En algunos casos puede ser deseable limitar la altura del dispositivo para osteosíntesis. Esto puede obtenerse por ejemplo mediante la forma de realización mostrada en las figuras 18, 19a-b, en las que las placas 1, 1' presentan

un canal en la cara superior (la cara opuesta a aquélla en contacto con el hueso) de manera que los tornillos 2 puedan hundirse más profundamente entre los raíles 3.

5 Es también posible hacer pasar las barras 3 de conexión dentro de orificios longitudinales de las placas 1, 1'. En este caso, las barras están completamente ocultas en las placas, tal como se muestra en el ejemplo ilustrado por las figuras 20 y 21.

10 Otra ventaja del dispositivo de la presente invención se encuentra en el hecho de que los fragmentos de hueso no están bloqueados de manera rígida, sino al contrario, las barras 3 de conexión presentan una cierta cantidad de flexibilidad, que permite pequeños movimientos de los fragmentos de hueso, tal como se ha mencionado ya. La medición de la flexibilidad puede adaptarse mediante selección del espesor y la longitud de las barras de conexión y el número y la posición de los tornillos 2 de fijación.

15 Otra ventaja importante del dispositivo para la osteosíntesis de la invención es que sus componentes pueden insertarse de manera individual en el cuerpo y ensamblarse en el sitio del implante. Gracias a esto, son posibles técnicas quirúrgicas menos invasivas.

20 El número de placas que están en las barras de conexión no está limitado a dos tampoco, y la presente invención incluye también variantes en las que tres o más placas están conectadas mediante un par de barras paralelas. Notablemente, la combinación de múltiples placas puede utilizarse en el tratamiento de fracturas complicadas y múltiples.

25 De manera importante, la flexibilidad del dispositivo puede modificarse también después del implante, mediante aflojamiento o retirada de algunos de o todos los tornillos, si se comprueba que la configuración inicial es demasiado rígida o flexible.

30 La presente descripción se limita, por motivos de concisión, a un dispositivo de fijación específico. La invención, sin embargo, engloba cualquier dispositivo para osteosíntesis, que entra dentro del alcance de las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Aparato de fijaciones de huesos implantable que comprende un par de placas (1 y 1') provistas de unos orificios (11, 12, 13) para recibir unos tornillos de compresión y/o bloqueo y de unas ranuras (15) longitudinales, un elemento de unión (3) dispuesto entre las placas (1, 1') de manera que puentee las partes de hueso que necesitan ser unidas, comprendiendo el elemento de unión (3) una o varias barras que cooperan con las ranuras (15) longitudinales de las placas (1, 1'), caracterizado por unos tornillos alojados en por lo menos algunos orificios (11, 12, 13) o fijados a las placas (1, 1') que incluyen unos dispositivos (2) electrónicos, magnéticos o microfluídicos empotrados en dichos tornillos.
2. Fijación de huesos implantable según la reivindicación anterior, en la que las ranuras (15) longitudinales están sobre la cara inferior de las placas (1, 1').
3. Fijación de huesos implantable según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en la que las barras del elemento de unión (3) están dispuestas en una forma de "U".
4. Fijación de huesos implantable según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que incluye unos dispositivos electrónicos, magnéticos o microfluídicos empotrados.
5. Fijación de huesos implantable según cualquiera de las reivindicaciones 3 a 4, incluyendo dichos dispositivos (2) unos imanes permanentes o electroimanes que generan un campo magnético entre 0,1 y 4000 gauss.
6. Fijación de huesos implantable según cualquiera de las reivindicaciones 3 a 4, incluyendo dichos dispositivos (2) un generador de un campo eléctrico o magnético variable con el tiempo o una fuente de vibración.
7. Fijación de huesos implantable según cualquiera de las reivindicaciones 3 a 4, incluyendo dichos dispositivos (2) un transductor magnético o una galga extensométrica, o un transductor de posición, o un transductor de fuerza.
8. Fijación de huesos implantable según cualquiera de las reivindicaciones 3 a 7, incluyendo dichos dispositivos (2) una fuente de energía.
9. Fijación de huesos implantable según cualquiera de las reivindicaciones 3 a 8, estando dichos dispositivos (2) dispuestos para comunicarse con y/o recibir energía de un dispositivo (24) de RFID.
10. Fijación de huesos implantable según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por presentar una placa con ranura dispuesta en una configuración (15') en "H" que forma una pared (17) que dificulta el movimiento de la placa (1') en ambos sentidos.
11. Fijación de huesos implantable según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en la que las placas (1, 1') presentan un rebaje (18) central sobre el lado superior.
12. Fijación de huesos implantable según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en la que las placas (1, 1') presentan unas superficies curvadas.
13. Fijación de huesos implantable según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en la que las barras del elemento de unión (3) son tubulares.

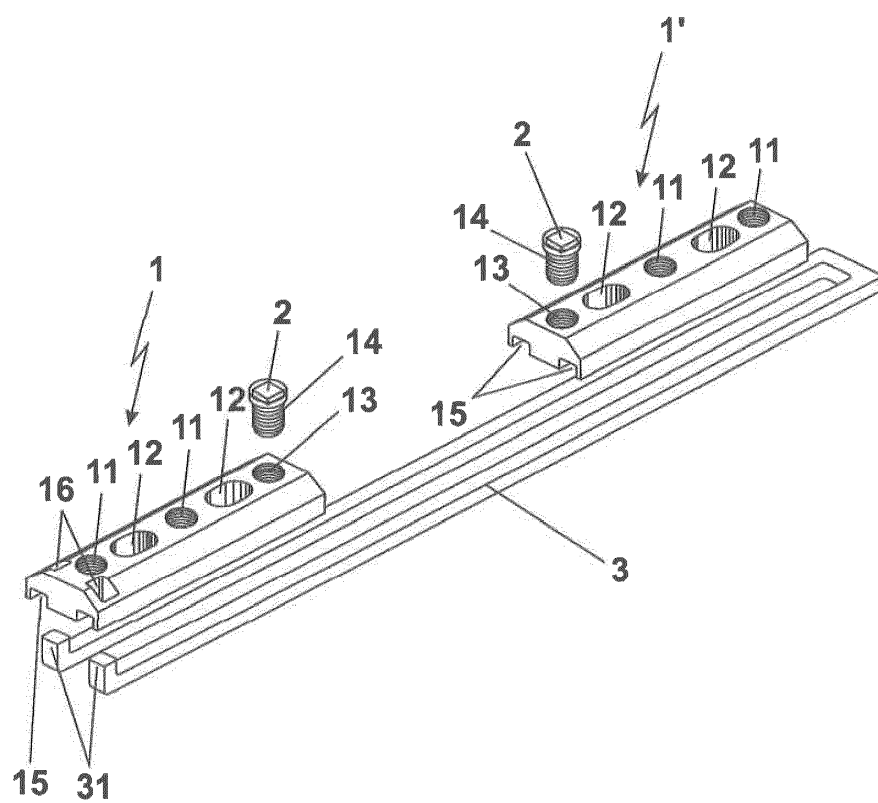


Fig. 1

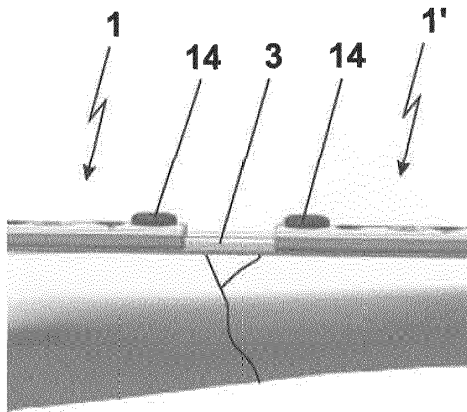


Fig. 2

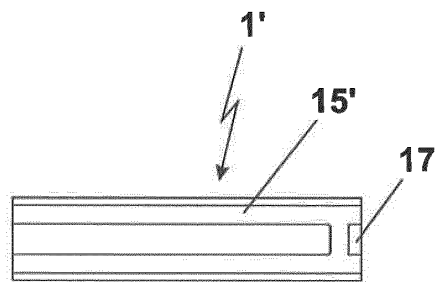


Fig. 3

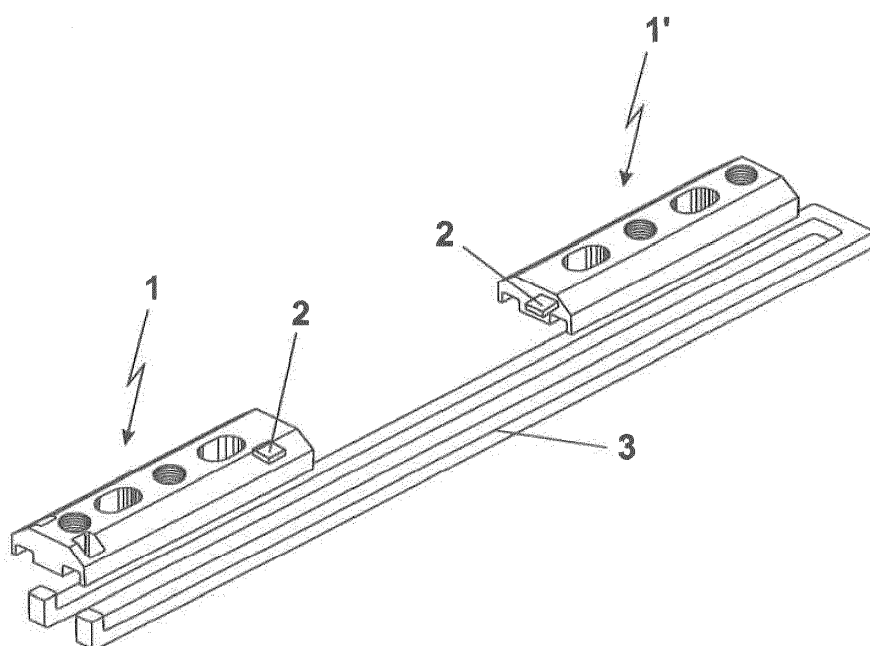


Fig. 4

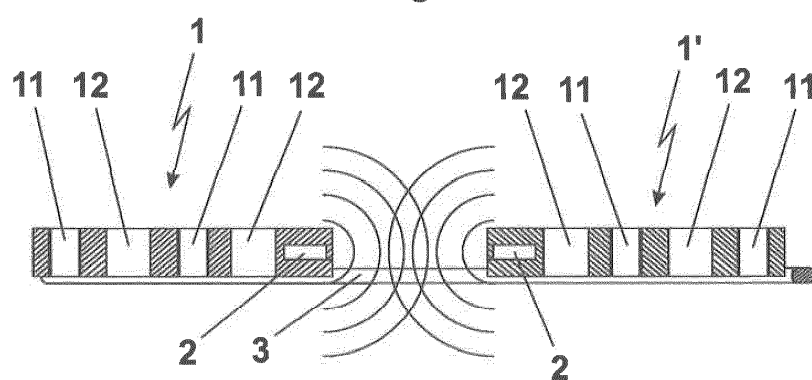


Fig. 5

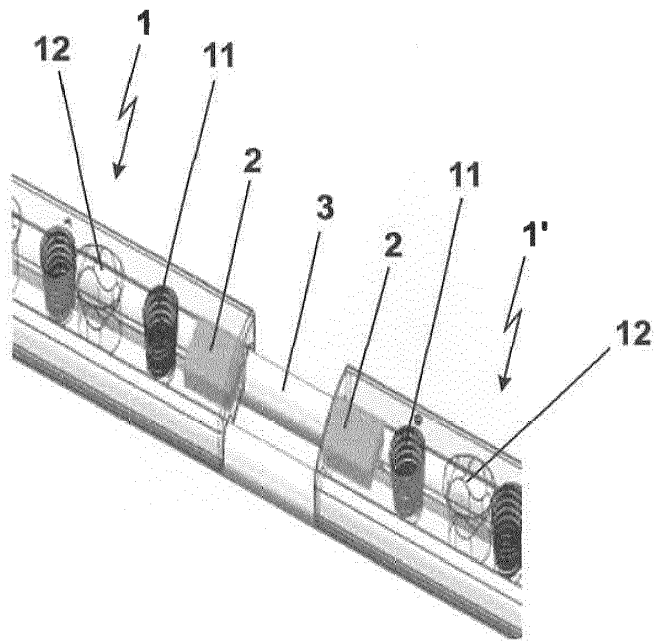


Fig. 6

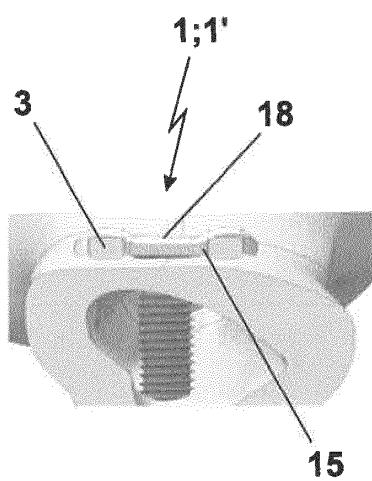


Fig. 7

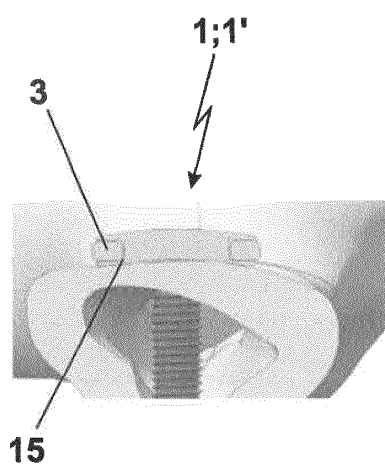


Fig. 8

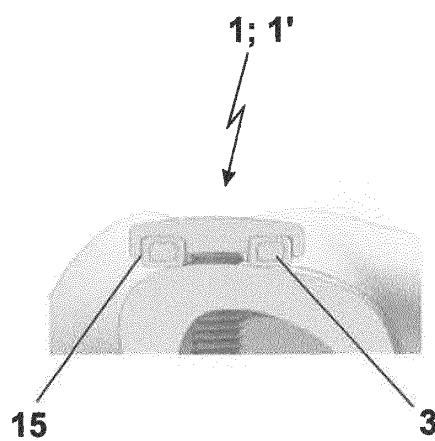


Fig. 9

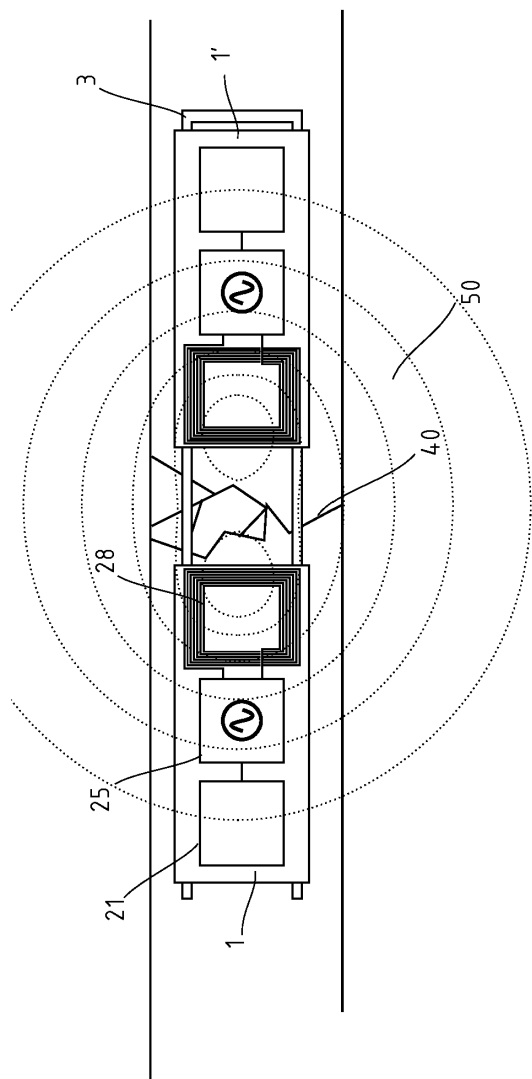


Fig. 10

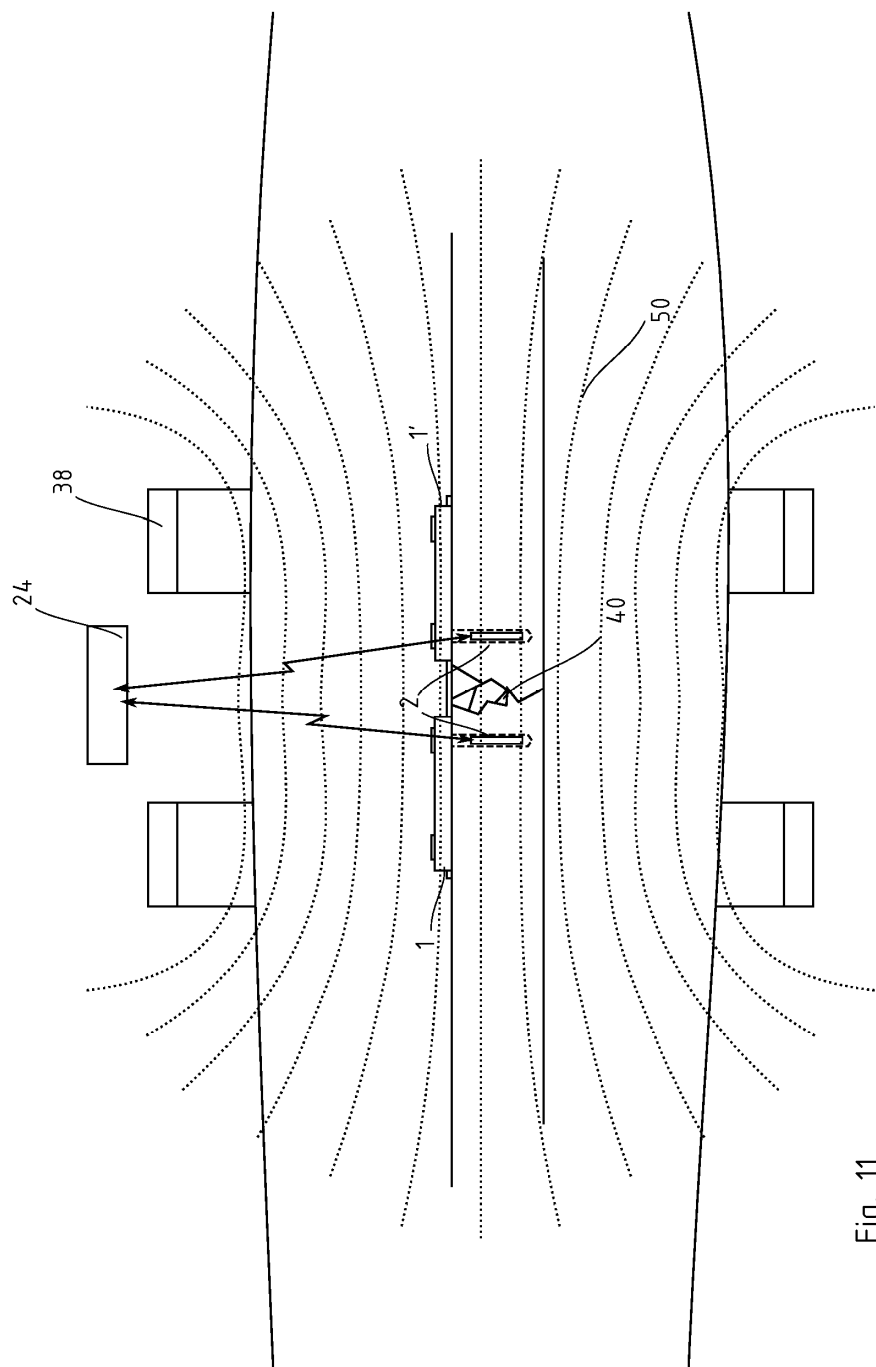


Fig. 11

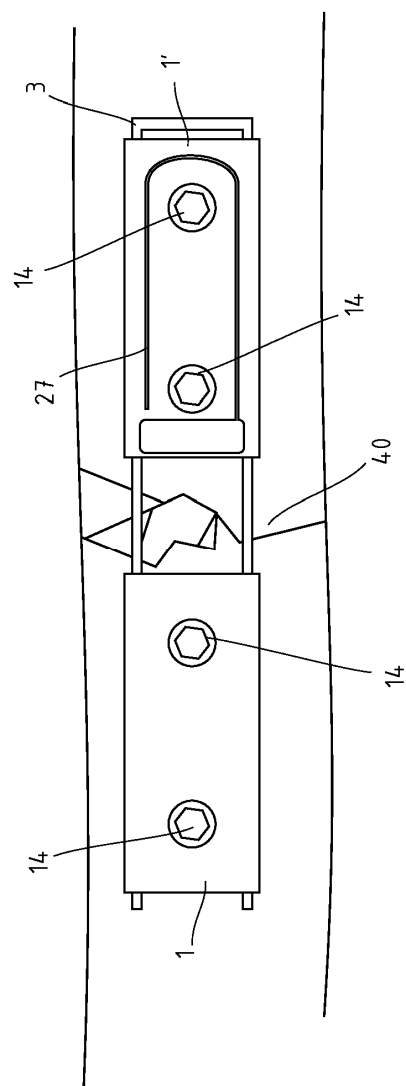


Fig. 12

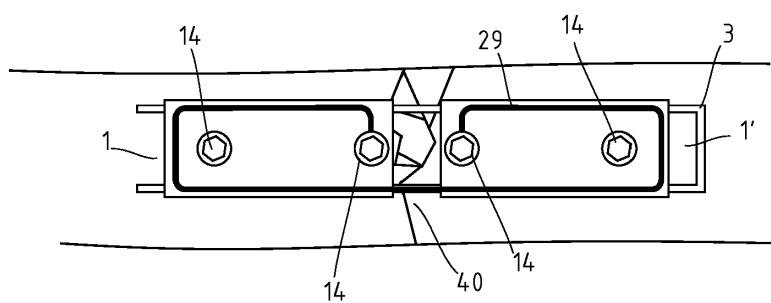


Fig. 13a

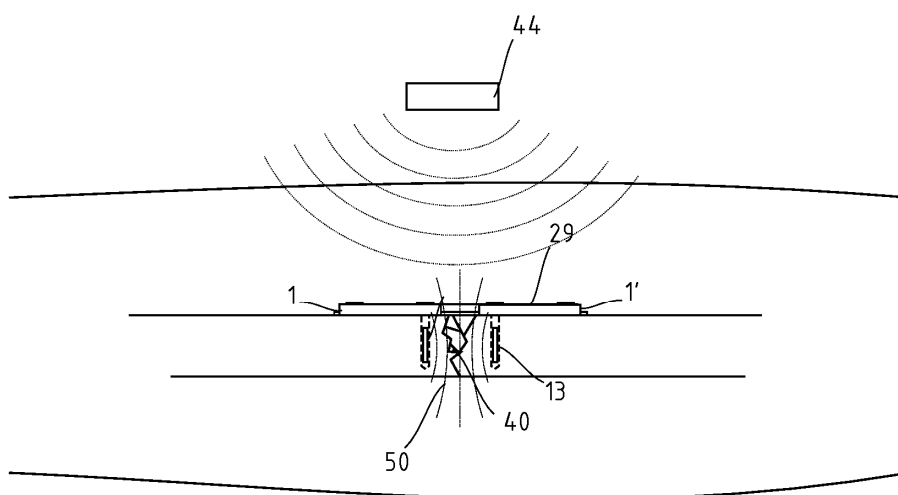


Fig. 13b

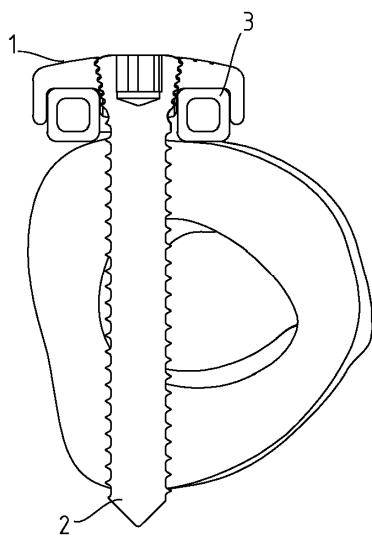


Fig. 14a

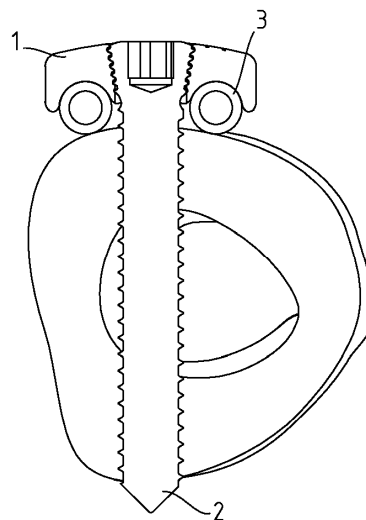


Fig. 14b

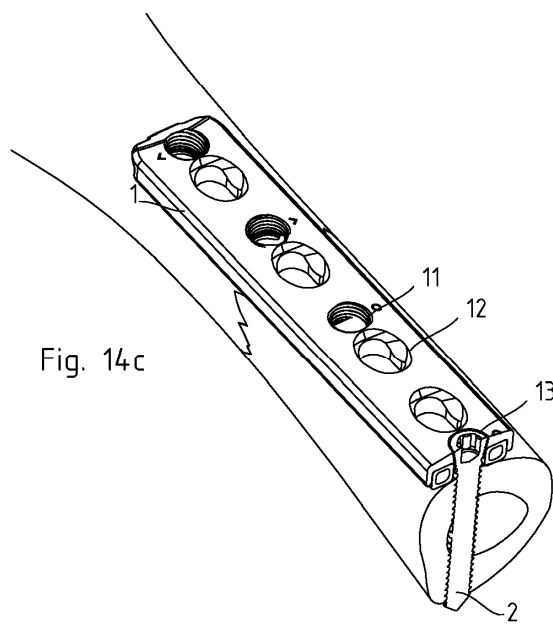
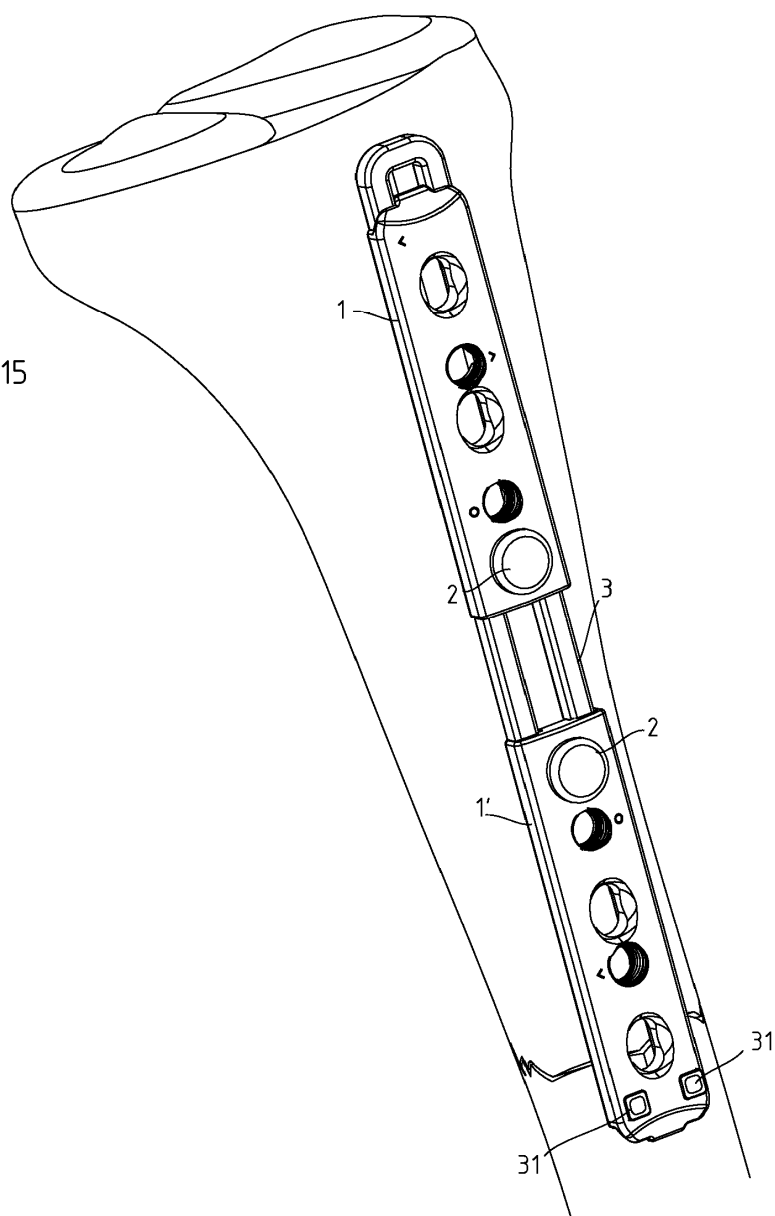


Fig. 14c

Fig. 15



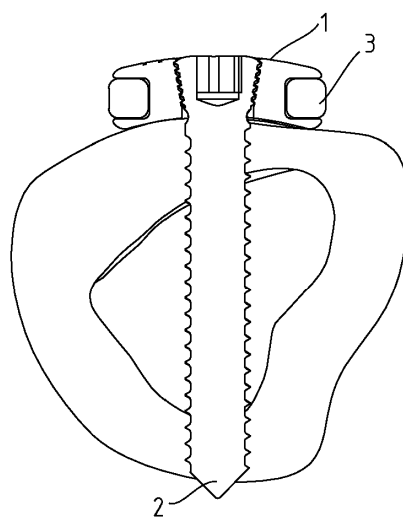
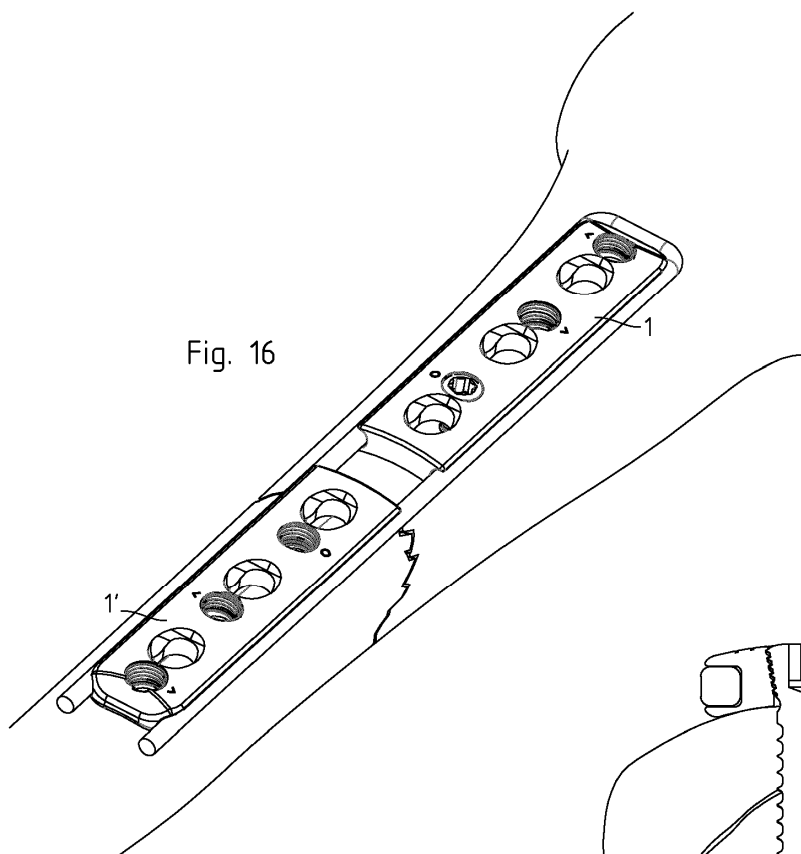


Fig. 17a

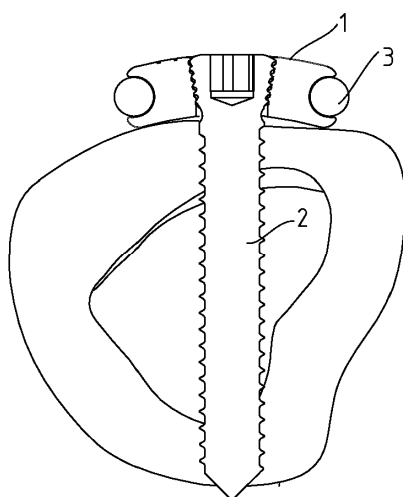


Fig. 17b

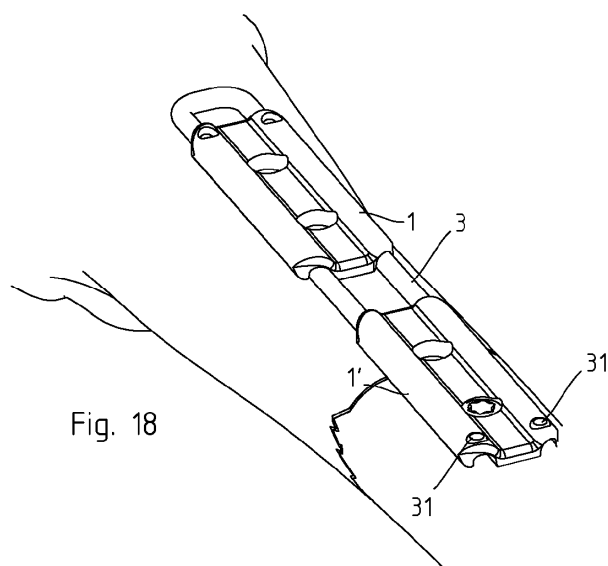


Fig. 18

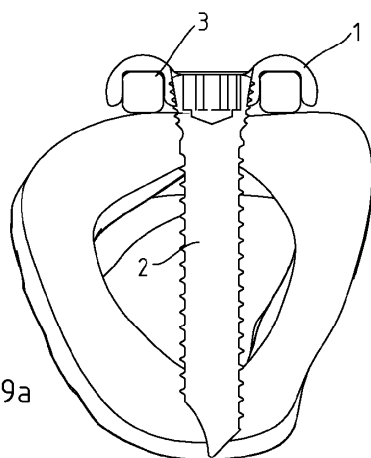


Fig. 19a

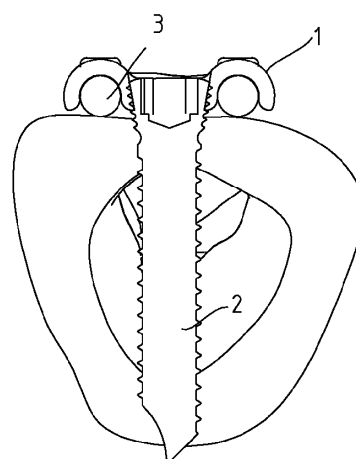


Fig. 19b

Fig. 20

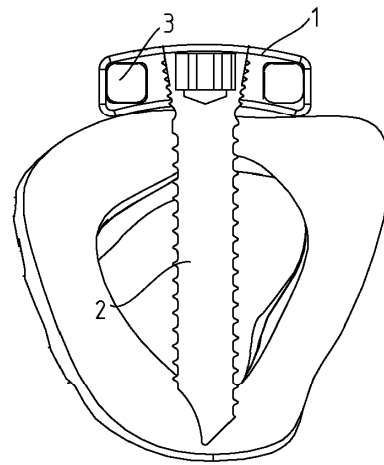
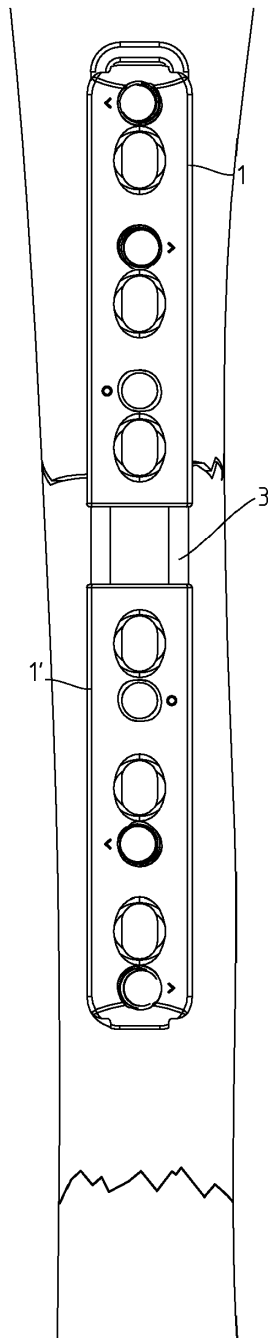


Fig. 21