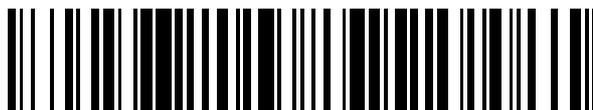


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 598 030**

51 Int. Cl.:

A61B 34/20 (2006.01)

A61B 17/17 (2006.01)

A61B 90/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **23.12.2010 PCT/EP2010/070682**

87 Fecha y número de publicación internacional: **28.06.2012 WO12084056**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **23.12.2010 E 10805708 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **17.08.2016 EP 2654590**

54 Título: **Dispositivos y métodos para monitorizar la orientación rotacional de fragmentos óseos**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
24.01.2017

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

72 Inventor/es:
BÜHREN, VOLKER y
PRAGER, RONALD

74 Agente/Representante:
ROEB DÍAZ-ÁLVAREZ, María

ES 2 598 030 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

Dispositivos y métodos para monitorizar la orientación rotacional de fragmentos óseos

5 Campo de la invención

La presente invención se refiere a dispositivos y métodos para monitorizar una orientación rotatoria o rotacional de fragmentos de hueso de extremidad durante la implantación de un implante intramedular y, en particular, a un dispositivo y un método para monitorizar la orientación rotatoria de fragmentos óseos de la pierna durante la implantación de un clavo intramedular.

Antecedentes de la invención

Un acercamiento terapéutico común al establecimiento y la realineación de las fracturas de huesos de extremidad es la implantación de un implante intramedular, es decir, un clavo para restablecer o restaurar la posición original de los fragmentos de hueso de extremidad. Tales fracturas generalmente son fracturas del fémur o de la tibia. Un problema principal relacionado con el restablecimiento de la posición de los fragmentos de hueso de extremidad es encontrar la orientación rotatoria correcta de los fragmentos de hueso de extremidad, para evitar daños sustanciales de la cadera o de la rodilla debido a una mala posición de los fragmentos de hueso de extremidad.

Un acercamiento común para tratar el problema de la orientación es estimar la orientación rotatoria correcta de los fragmentos de hueso de extremidad, los unos con respecto a los otros. Sin embargo, esto conduce a desviaciones sustanciales de la orientación rotatoria de los fragmentos, por lo que pueden producirse daños sustanciales de la cadera o de la rodilla.

Otro acercamiento es monitorizar de forma permanente toda la orientación rotatoria y de posición de los fragmentos de hueso de extremidad y del clavo intramedular. Sin embargo, esto conduce a una carga de rayos X elevada y, adicionalmente, no permite un posicionamiento exacto de los fragmentos óseos, dado que la geometría de la anatomía no permite una impresión espacial exacta de la posición y la orientación de los fragmentos óseos.

Una guía de anteversión del cuello femoral se conoce, por ejemplo, a partir de la Patente de Estados Unidos n.º 5.728.128, de acuerdo con la cual se proporciona una guía de anteversión del cuello femoral para su uso con un fémur que tiene un canal intramedular preparado, en la que la guía incluye un vástago radiotransparente que tiene un extremo distal para su inserción en el canal intramedular preparado, y un alambre localizador de ángulos, radiopaco, incrustado dentro del vástago en un ángulo conocido para permitir determinar el ángulo del cuello femoral y la anteversión del cuello del fémur. Sin embargo, esto también conduce a una carga de rayos X elevada y adicionalmente puede dar lugar a un posicionamiento no exacto de los fragmentos de hueso de extremidad con respecto a su orientación mutua.

Los documentos US 2008/0208055 A1, US 7.117.027 B2, y el documento de R. Hofstetter y otros "Computer-Assisted Fluoroscopy-Based Reduction of Femoral Fractures and Antetorsion Correction", Computer Aided Surgery 5:311-325 (2000), dan a conocer dispositivos y métodos para restaurar la posición de un primer fragmento óseo y un segundo fragmento óseo de un hueso fracturado, el uno con respecto al otro, mediante un implante intramedular.

45 Sumario de la invención

Sería deseable proporcionar un dispositivo y un método mejorados para asistir en una incisión quirúrgica durante la implantación de un clavo intramedular, con el fin de mejorar la precisión de la orientación rotatoria de los fragmentos de hueso de extremidad.

La invención proporciona un dispositivo y un método para asistir en una incisión quirúrgica durante la implantación de un clavo intramedular, un elemento de programa y un medio legible por ordenador correspondientes, de acuerdo con la materia objeto de las reivindicaciones independientes. En las reivindicaciones dependientes se incorporan otras realizaciones.

Cabe señalar que las realizaciones ejemplares de la invención descritas pueden aplicarse también al método, el dispositivo, el elemento de programa y el medio legible por ordenador.

De acuerdo con un aspecto de la invención, se proporciona un dispositivo para asistir en el posicionamiento de un primer fragmento óseo intramedular y de un segundo fragmento óseo intramedular, de un hueso intramedular fracturado, a restaurar el uno con respecto al otro mediante un implante intramedular que tiene un extremo proximal acoplado a un dispositivo de direccionamiento y un extremo distal, comprendiendo el dispositivo una primera unidad de determinación de la orientación rotatoria para determinar una orientación rotatoria del implante intramedular, que queda bloqueado en una orientación predeterminada al primer fragmento óseo intramedular con uno del extremo proximal y el extremo distal del implante intramedular con respecto a un horizonte artificial; una segunda unidad de determinación de la orientación rotatoria para determinar una orientación rotatoria del segundo fragmento óseo

- intramedular con respecto al horizonte artificial; una unidad de equiparación para equiparar la orientación rotatoria del implante intramedular con respecto a la orientación rotatoria del segundo fragmento óseo intramedular, basándose en la orientación rotatoria del implante intramedular con respecto al horizonte artificial y a la orientación rotatoria del segundo fragmento óseo intramedular con respecto al horizonte artificial; en el que al menos una de
- 5 entre la primera unidad de determinación de la orientación rotatoria y la segunda unidad de determinación de la orientación rotatoria comprende una unidad de detección, para detectar la posición real de un medio de bloqueo distal del implante intramedular, cuya detección permite posicionar el primer fragmento óseo intramedular y el segundo fragmento óseo intramedular en la orientación rotatoria predefinida entre ambos.
- 10 El extremo proximal de un hueso debe comprenderse como el extremo que apunta hacia el centro del cuerpo humano, en el que el extremo distal de un hueso debe comprenderse como el extremo que apunta en sentido opuesto desde el centro del cuerpo humano. Por ejemplo, el extremo de cadera del fémur es proximal, mientras que el extremo de rodilla del fémur es distal, y el extremo de rodilla de la tibia es proximal, mientras que el extremo de astrágalo de la tibia es distal. El extremo proximal del implante es el extremo que apunta hacia un dispositivo de direccionamiento al que el implante está fijado para la manipulación, en el que el extremo distal del implante es el extremo que apunta en sentido opuesto desde el dispositivo de direccionamiento. Así, en general, es el extremo distal del implante intramedular el que entra en primer lugar en el hueso, cuando se implanta desde uno de los extremos proximal o distal del hueso.
- 15
- 20 Una de las unidades de orientación rotatoria puede ser un dispositivo de direccionamiento, después de haber acoplado el mismo implante intramedular. El dispositivo de direccionamiento puede tener un sistema de posicionamiento, por ejemplo, sobre la base de una triangulación. Adicional o alternativamente el dispositivo de direccionamiento puede tener un sensor de gravedad, para determinar la orientación rotacional con respecto al suelo, por ejemplo. Una de las unidades de orientación rotatoria puede ser un sistema de representación visual que puede proporcionar información de orientación rotativa, en una dirección de proyección, de una imagen tomada por
- 25 el dispositivo de representación visual. El dispositivo de representación visual puede ser un aparato de examen de rayos X en forma de un dispositivo de arco en C. Cabe señalar que el horizonte artificial puede eliminarse si el dispositivo para asistir a un posicionamiento de un primer fragmento óseo intramedular y un segundo fragmento óseo intramedular, de un hueso intramedular fracturado a restaurar el uno con respecto al otro, (en lo sucesivo denominado como "dispositivo para asistir" o "dispositivo de asistencia") se comunica directamente con el dispositivo de representación visual, es decir, es capaz de determinar directamente la posición relativa del sistema de representación visual con respecto a la posición y/o la orientación del dispositivo de direccionamiento.
- 30
- 35 De acuerdo con una realización ejemplar el dispositivo comprende además una unidad de referencia, que puede acoplarse a un dispositivo de representación visual y que está adaptado para proporcionar información relativa a la orientación rotatoria del dispositivo de representación visual, con respecto al horizonte artificial. Como una opción, esta información puede transferirse directamente al dispositivo de asistencia.
- 40 Esto permite determinar automáticamente las posiciones relativas de los diferentes fragmentos o elementos entre sí, sin la necesidad de que el cirujano transfiera manualmente los datos de orientación desde el dispositivo de representación visual al dispositivo de asistencia de posicionamiento de un primer fragmento óseo intramedular y un segundo fragmento óseo intramedular, de un hueso intramedular fracturado a restaurar, el uno con respecto al otro. El dispositivo de referencia puede por ejemplo proporcionar la orientación de representación visual de un dispositivo de rayos x de arco en C, al estar conectado de forma fija al arco en C. Tal dispositivo de referencia puede añadirse y
- 45 calibrarse complementariamente más adelante.
- De acuerdo con una realización ejemplar la unidad de referencia está adaptada para proporcionar la orientación de un fragmento óseo intramedular, cuando el dispositivo de representación visual está en una orientación que corresponde a una dirección de proyección de imágenes única con respecto al correspondiente fragmento óseo intramedular. Una dirección de proyección de imágenes única es una dirección de proyección en la que un punto de referencia anatómico, cuando se representa visualmente, muestra una característica que permita determinar una orientación claramente definida. Más adelante se explicarán ejemplos de las mismas.
- 50
- 55 De este modo, el dispositivo de referencia puede proporcionar directamente la información de orientación rotatoria sin ninguna otra acción del cirujano.
- De acuerdo con una realización ejemplar el dispositivo comprende además una unidad de reconocimiento de imágenes, para el reconocimiento de una imagen de un punto de referencia anatómico del fragmento óseo intramedular, proporcionada por un dispositivo de representación visual, y una unidad de análisis para analizar la imagen reconocida con respecto a una proyección de imágenes real de un punto de referencia anatómico del fragmento óseo intramedular, tomadas por el dispositivo de representación visual en relación con un horizonte artificial.
- 60
- 65 Así, el reconocimiento de imágenes se puede usar para determinar los objetos representados visualmente y también para determinar la orientación espacial y la posición de estos objetos. Estos objetos representados visualmente, y las correspondientes orientaciones y posiciones, pueden analizarse con el fin de ofrecer información al cirujano

sobre la forma de actuar adicionalmente, o de manera que actúen directamente sobre los dispositivos utilizados por el cirujano. Por ejemplo, la información analizada se puede usar para controlar el dispositivo de representación visual para que acceda automáticamente a una dirección de proyección de imagen única de un punto de referencia anatómico.

5 De acuerdo con una realización ejemplar el dispositivo comprende además un accionador para accionar la orientación de proyección del dispositivo de representación visual, con el fin de que acceda a la dirección de proyección de imágenes única del punto de referencia anatómico del respectivo fragmento óseo intramedular.

10 De acuerdo con una realización ejemplar el dispositivo comprende además una unidad de transmisión externa para transmitir una señal hacia una unidad transceptora interna, siendo dicha unidad transceptora interna implantable en una posición predefinida con respecto a un medio de bloqueo distal del implante intramedular, en la que la unidad de transmisión externa está situada en una posición predefinida, y una unidad receptora externa para recibir una señal desde la unidad transceptora interna, que es representativa de la posición relativa de la unidad transceptora interna con respecto a la unidad de transmisión externa.

15 Así, el dispositivo puede determinar directamente la posición del implante, en particular de un medio de bloqueo distal del implante, de modo que no sea necesario transferir manualmente esta información el cirujano. La unidad de transmisión externa y/o la unidad receptora externa pueden implementarse en el dispositivo de direccionamiento. En este caso, el dispositivo de direccionamiento pertenece funcionalmente al dispositivo de asistencia.

20 De acuerdo con una realización ejemplar el dispositivo de asistencia comprende además la unidad transceptora interna, en la que la transmisión de la señal desde la unidad de transmisión externa y la unidad transceptora interna se lleva a cabo de forma inalámbrica, y la transmisión de la señal desde la unidad transceptora interna a la unidad receptora externa se lleva a cabo por vibraciones acústicas u ondas acústicas.

De acuerdo con una realización ejemplar, la unidad de transmisión externa está conectada de manera fija al dispositivo de direccionamiento.

30 De acuerdo con una realización ejemplar la unidad receptora externo es de forma fija y acústicamente conectado con el dispositivo de direccionamiento.

De acuerdo con un aspecto de la invención, se proporciona un método para operar un dispositivo de asistencia a la colocación de un primer fragmento óseo intramedular y un segundo fragmento óseo intramedular, de un hueso de extremidad fracturado a restaurar, el uno con respecto al otro, mediante un implante intramedular que tiene un extremo proximal acoplado a un dispositivo de direccionamiento y un extremo distal, comprendiendo el método determinar la orientación del primer fragmento óseo intramedular mediante el ajuste de una primera dirección de proyección de imágenes única de un punto de referencia anatómico del primer fragmento óseo intramedular con respecto al primer fragmento óseo intramedular; determinar una posición futura del implante intramedular en una orientación predeterminada con respecto al primer fragmento óseo intramedular; determinar una posición de bloqueo de uno del extremo proximal y el extremo distal del implante intramedular en el primer fragmento óseo intramedular; determinar una posición futura del primer fragmento óseo intramedular y el segundo fragmento óseo intramedular en una orientación rotatoria predefinida, el uno con respecto al otro, mediante la determinación de una segunda dirección de proyección de imágenes única de un punto de referencia anatómico del segundo fragmento óseo intramedular, en el que la orientación de la primera dirección de proyección de imágenes única y la segunda dirección de proyección de imágenes única, la una con respecto a la otra, corresponde a la orientación rotatoria predefinida del primer fragmento óseo intramedular y el segundo fragmento óseo intramedular, el uno con respecto al otro; determinar una posición de bloqueo del otro del extremo proximal y el extremo distal del implante intramedular en el segundo fragmento óseo intramedular; en el que la determinación de una posición de bloqueo del extremo distal del implante intramedular, en el respectivo fragmento óseo intramedular, se lleva a cabo mediante la detección de la posición real de un medio de bloqueo distal del implante intramedular, y la determinación de una posición de bloqueo del respectivo fragmento óseo intramedular en el implante intramedular, de tal manera que el implante intramedular permita un posicionamiento del primer fragmento óseo intramedular y el segundo fragmento óseo intramedular en la orientación rotatoria predefinida, el uno con respecto al otro.

55 De acuerdo con una realización ejemplar, la detección de la posición real de un medio de bloqueo distal del implante intramedular comprende el uso de una posición real de un medio de bloqueo proximal del implante intramedular, y la orientación de la primera dirección de proyección de imágenes única y de la segunda dirección de proyección de imágenes única se utilizan para proporcionar al cirujano la información de posición del primer fragmento óseo intramedular y el segundo fragmento óseo intramedular.

60 De acuerdo con una realización ejemplar, proporcionar al cirujano la información de posición comprende el suministro de información de desplazamiento, en función de la cual el cirujano puede poner el primer fragmento óseo intramedular y el segundo fragmento óseo intramedular en la orientación rotatoria predeterminada, el uno con respecto al otro.

De acuerdo con una realización ejemplar, la detección de la posición real de un medio de bloqueo distal del implante intramedular se lleva a cabo mediante la transmisión de una señal desde una unidad de transmisión externa, que está posicionada en una posición predefinida, la recepción de la señal por parte de una unidad transceptora interna que está montada de forma fija en relación con el medio de bloqueo distal del implante intramedular, y a la que acciona la unidad de transmisión externa, y la transmisión por vibraciones acústicas u ondas acústicas de una señal a una unidad receptora externa como indicación de la posición relativa de la unidad transceptora interna con respecto a la unidad de transmisión externa.

El término "permitir/permite/n" incluye un posible posicionamiento futuro, así como un posicionamiento ya establecido.

Una parte esencial de la presente invención es mejorar el resultado durante la restauración de una orientación de fragmentos óseos, mediante el uso de una proyección única de puntos de referencia anatómicos característicos y mediante el uso de una orientación conocida de puntos de referencia de implante como una referencia inercial.

Cabe señalar que las características anteriores también se pueden combinar. La combinación de las características anteriores también puede conllevar efectos sinérgicos, aunque no se describe explícitamente en detalle.

Estos y otros aspectos de la presente invención resultarán evidentes a partir de las realizaciones descritas en lo sucesivo, y se aclararán con referencia a las mismas.

Breve descripción de los dibujos

A continuación se describirán realizaciones ejemplares de la presente invención, con referencia a los siguientes dibujos.

La Fig. 1 ilustra un ejemplo de un dispositivo de direccionamiento, acoplado a un implante intramedular situado internamente a una fractura ósea.

La Fig. 2 ilustra un dispositivo de acuerdo con una realización ejemplar de la invención.

La Fig. 3 ilustra una vista detallada del dispositivo, y del implante intramedular y la fractura de hueso de acuerdo con una realización ejemplar de la invención.

La Fig. 4 ilustra un flujo esquemático de un método para operar el dispositivo de la Fig. 2, de acuerdo con una realización ejemplar de la invención.

Las Figs. 5a-5d ilustran varias etapas de procedimiento de un método para establecer y orientar una fractura de fémur, con una entrada anterógrada del clavo femoral intramedular con bloqueo proximal primario.

Las Figs. 6a-6c ilustran un método para establecer y orientar una fractura de fémur, con una entrada anterógrada de un clavo femoral con bloqueo distal proximal.

Las Figs. 7a-7c ilustran una fractura de tibia, con una entrada retrógrada del clavo intramedular y con bloqueo distal primario.

Las Figs. 8a-8c ilustran un método para tratar una fractura de tibia, con una entrada anterógrada del clavo tibial intramedular con bloqueo distal primario.

Las Figs. 9a-9d ilustran una fractura de tibia, con una entrada anterógrada del clavo tibial intramedular con bloqueo proximal primario.

La Fig. 10 ilustra etapas de procedimiento, y alternativas a las mismas, de un método para tratar un restablecimiento de la orientación de fragmentos de hueso de extremidad de acuerdo con una realización ejemplar de la invención.

La Fig. 11 ilustra una visualización más detallada de las etapas de procedimiento del método de fijación del restablecimiento de la orientación de fragmentos de hueso de extremidad, de acuerdo con una realización ejemplar de la invención.

Descripción detallada de realizaciones ejemplares

La Fig. 1 ilustra un ejemplo de un implante intramedular y de una fractura de hueso, y una visión general de la posición y la orientación de un implante intramedular implantado y de fragmentos de hueso de extremidad. La ilustración de la Fig. 1 se refiere, en particular, a un hueso del fémur que tiene implantado en el mismo un clavo femoral, pero también puede aplicarse a otros huesos intramedulares tales como la tibia. La Fig. 1 ilustra una

implantación anterógrada del clavo femoral, es decir, la inserción del clavo desde el lado de cadera del fémur. El clavo intramedular puede fijarse a un dispositivo de direccionamiento.

5 Como puede observarse a partir de la Fig. 1, el hueso de extremidad 10, por ejemplo, el fémur, se ilustra en dos fragmentos 20, 30 de hueso de extremidad. En esta realización, el primer fragmento 20 de hueso de extremidad es la parte proximal del fémur, y el segundo fragmento 30 de hueso de extremidad es el fragmento distal del fémur. Ambos fragmentos están conectados por un clavo femoral intramedular 40 implantado, estando conectado dicho clavo femoral 40 con un dispositivo de direccionamiento 70, para monitorizar y guiar el procedimiento de implantación. El clavo femoral 40 tiene un extremo proximal 50 cuyo extremo proximal está conectado al dispositivo de direccionamiento, y un extremo distal 60 que apunta en sentido opuesto al dispositivo de direccionamiento 70. Cabe señalar que la definición del extremo proximal del clavo intramedular 40 se refiere al extremo que está conectado al dispositivo de direccionamiento 70, en el que el extremo distal se define como el extremo que apunta en sentido opuesto al dispositivo de direccionamiento. En la realización ilustrada en la Fig. 1, el extremo proximal 50 del clavo intramedular 40 se corresponde con el extremo proximal 20 del fémur, en el que el extremo distal 60 del clavo intramedular corresponde al fragmento distal 30 del fémur. Sin embargo, durante la implantación del clavo femoral desde el lado de rodilla del fémur, es decir, de manera retrógrada desde el extremo distal del fémur, el dispositivo de direccionamiento 70 estará en una posición próxima al extremo distal 30 del fémur 10. En este caso, que, sin embargo, no se ilustra en la Fig. 1, el extremo proximal 50 del clavo intramedular 40 se correspondería con el extremo distal 30 del fémur 10, y el extremo distal 60 del clavo intramedular 40 se correspondería con el extremo proximal 20 del fémur. En otras palabras, la definición de proximal y distal con respecto al hueso se refiere a la posición del hueso con respecto al centro del cuerpo humano, de manera que la parte proximal del hueso apunte hacia el centro del cuerpo humano, en el que la parte distal del hueso apunta en sentido opuesto al centro del cuerpo humano. Por el contrario, la definición del extremo proximal y el extremo distal del implante intramedular se refiere a la posición del dispositivo de direccionamiento 70 de modo que, en particular cuando durante la aplicación de una implantación retrógrada, la definición de proximal y distal del implante no corresponde a la definición de proximal y distal del hueso.

Como puede observarse a partir de la Fig. 1, el implante comprende un dispositivo de bloqueo 62 para fijar el implante en el fragmento óseo. Tales dispositivos de bloqueo se proporcionan en el extremo distal 60 del implante, de modo que el medio de bloqueo distal 62 permita fijar el implante en la porción distal del fémur 30, en la fractura de la Fig. 1. Del mismo modo, se proporciona un medio de bloqueo proximal 52 en el extremo proximal 50 del clavo intramedular 40, lo que permite bloquear la parte proximal del fémur 20.

A modo de explicación general, las geometrías particulares del hueso son conocidas y pueden reproducirse, y se pueden usar como puntos de referencia anatómicos para una orientación. Tales puntos de referencia anatómicos son proyecciones particulares únicas de determinadas partes del hueso, que por ejemplo son el cuello del fémur y la cabeza del fémur, el cóndilo en la rodilla o el hueso astrágalo. Son conocidas las geometrías de un hueso de extremidad intacto, en particular las orientaciones rotatorias o rotacionales de los extremos de un hueso, de manera que se puede utilizar una proyección única de puntos de referencia anatómicos para restablecer o restaurar la posición de los fragmentos óseos, antes de que se produjera fractura alguna en el hueso. Por ejemplo, en su cuello el fémur tiene una anteversión de 10-15° sobre el eje frontal neutral. La articulación subtalar de la tibia, por ejemplo, tiene un desplazamiento rotacional hacia fuera de 20-25° sobre el eje frontal neutral. Al extender completamente la articulación de una rodilla intacta, los planos frontales son casi idénticos y el movimiento de rotación de la articulación de la rodilla no es posible.

Así, de acuerdo con la práctica clínica, en los huesos de las extremidades inferiores, pueden llevarse a cabo al menos tres posicionamientos de dispositivo de representación visual particulares, en particular, proyecciones del dispositivo de rayos x, con una rotación precisa definida: (i) un posicionamiento lateral del fémur distal con una proyección precisa de los cóndilos, que corresponde al plano frontal del fémur y de la tibia en una posición de la rodilla completamente extendida, (ii) un posicionamiento antero-posterior ("AP") de la articulación subtalar, así como (iii) un posicionamiento lateral de la articulación subtalar con una proyección de la hendidura de la articulación sin solapamiento. Para este posicionamiento, el dispositivo de representación visual debe inclinarse 20-25° en la trayectoria AP de los rayos y en la trayectoria lateral de los rayos inclinados lateralmente hacia abajo. Los cóndilos del fémur se pueden posicionar de manera precisa en una vista AP, a fin de alcanzar una representación visual simétrica de los cóndilos, sin solapamiento de la escotadura. Del mismo modo, se puede obtener un posicionamiento lateral del cuello femoral con una representación visual recta del borde frontal y una representación visual ligeramente envolvente del borde posterior, de modo que se pueda obtener una posición central de la representación visual circular de la cabeza femoral. Con una precisión reducida, se puede obtener una representación visual AP del fémur proximal a través de una representación visual fragmentaria/parcial del trocánter menor, y de la tibia proximal a través de una representación visual fragmentaria/parcial de la cabeza del peroné.

En particular, cuando se trata de fracturas conminutas, generalmente pueden esperarse problemas en un posicionamiento de la orientación rotacional del fémur y de la tibia, que dan lugar a desviaciones rotacionales de más de 10°, desviándose de este modo en más de un 10 %. Las configuraciones o posicionamientos de representación visual descritos anteriormente pueden usarse para determinar la rotación o la orientación rotacional del fémur y de la tibia, respectivamente. A este respecto, el plano frontal de la rodilla puede definirse por una

proyección de los cóndilos. Más tarde, durante la fijación, por ejemplo, de un arco en C del dispositivo de representación visual, se pueden obtener imágenes de la cadera y del astrágalo, de manera que pueda usarse una proyección única de la cadera y del astrágalo para posicionar los fragmentos óseos. En la articulación de la cadera, la cabeza del fémur se puede observar con una circunferencia de 2/3 del eje del fémur. En la tibia, el dispositivo de representación visual se puede girar 90° hacia la posición anteroposterior, de modo que pueda representarse visualmente con precisión el astrágalo con una rotación externa de 20° del arco en C.

El principio anteriormente descrito de monitorización de la rotación, mediante un dispositivo de representación visual, puede simplificarse y llevarse a cabo con mayor precisión si uno de los principales fragmentos del hueso está conectado de manera fija al clavo intramedular de manera definida. Si, por ejemplo, se establece el bloqueo cerca de la articulación de la rodilla exactamente en el plano de los cóndilos, el posicionamiento del dispositivo de representación visual puede orientarse al segundo fragmento principal que ya está desbloqueado, a fin de fijar posteriormente el segundo fragmento principal. El posicionamiento de los orificios de bloqueo en el implante intramedular puede llevarse a cabo mediante el denominado procedimiento de direccionamiento de punta de clavo activa ("ANTT"). El procedimiento ANTT permite determinar con precisión la posición de la punta del clavo, mediante la localización de la punta del clavo. En particular, la posición rotatoria de un orificio de bloqueo en la punta del clavo puede determinarse mediante la formación de imágenes del orificio de bloqueo. Dado que el orificio de bloqueo, incluso si tiene una rosca, es casi cilíndrico, cuando el orificio de bloqueo aparece exactamente circular en la imagen la dirección de proyección del dispositivo de representación visual está exactamente en la dirección de bloqueo. Sin embargo, cuando la dirección de proyección de representación visual se desvía de la dirección de bloqueo, el orificio de bloqueo circular ya no es circular sino, por ejemplo, lenticular. Cabe señalar que se puede utilizar el ANTT para determinar los desplazamientos locales del medio de bloqueo distal debido a la flexión del implante, así como para determinar la orientación rotatoria del medio de bloqueo distal y, por lo tanto, del implante.

La tecnología de punta del clavo activa permite determinar la rotación exacta del clavo con respecto al hueso. Con el dispositivo de representación visual se puede determinar exactamente el plano de los cóndilos, y se pueden conectar técnicamente ambas mediciones a fin de obtener información acerca de la rotación del clavo sobre el plano frontal. El dispositivo de direccionamiento que está conectado de manera fija con el clavo está en una posición rotacional definida, que permite al dispositivo de representación visual el correcto posicionamiento de la articulación del hueso. El principio se puede utilizar para todos los clavos intramedulares, en particular primero para los anterógrados o retrógrados, de bloqueo proximal o distal.

La Fig. 2 ilustra un dispositivo de asistencia al reposicionamiento de unas partes de hueso 20, 30 de acuerdo con una realización ejemplar de la invención. El dispositivo 1 incluye una primera unidad 120 de determinación de la orientación rotatoria y una segunda unidad 130 de determinación de la orientación rotatoria. La primera unidad 120 de determinación de la orientación rotatoria está adaptada para determinar una orientación rotatoria del implante intramedular, que está bloqueado en una orientación predeterminada en el primer fragmento óseo intramedular con respecto a un horizonte artificial 100. Así, es posible determinar la orientación rotatoria de la primera parte 20 de hueso mediante una primera dirección 22 de proyección única de representación visual, que puede obtenerse mediante un dispositivo de representación visual 200. Si por ejemplo se conoce la geometría anatómica de la cabeza femoral, o puede determinarse con suficiente exactitud mediante un dispositivo de direccionamiento, esto también puede servir como un indicativo para una primera orientación rotatoria del implante intramedular que está bloqueado en una orientación predeterminada en el primer fragmento óseo intramedular 20, en este caso el fragmento femoral proximal 20. La segunda unidad 130 de determinación de la orientación rotatoria sirve para determinar una orientación rotatoria del segundo fragmento óseo intramedular, en este caso el fragmento femoral distal 30, con respecto a un horizonte artificial 100 tal como el suelo de una sala de operaciones, por ejemplo. Ambas posiciones relativas, la del implante intramedular que está bloqueado en el primer fragmento óseo intramedular, así como la del segundo fragmento óseo intramedular, pueden suministrarse a una unidad de equiparación 150 con el fin de determinar la posición relativa del implante intramedular, que está bloqueado en el primer fragmento óseo intramedular, con respecto al segundo fragmento óseo intramedular. Así, la orientación absoluta del respectivo fragmento óseo en relación con el horizonte artificial se puede utilizar para determinar la orientación relativa del primer y segundo fragmentos óseos intramedulares, entre sí. Tanto la primera como la segunda unidad de determinación de orientación rotatoria 120, 130 comprenden una unidad de detección 140 para detectar la posición real de un medio de bloqueo de la distancia del implante intramedular, de modo que el primer fragmento óseo intramedular y el segundo fragmento óseo intramedular puedan ponerse en una orientación rotatoria predefinida, el uno con respecto al otro. La unidad de equiparación 150 puede informar al cirujano sobre una fractura en la que los fragmentos óseos intramedulares 20, 30 estén en la orientación correcta, el uno con respecto al otro. La unidad de equiparación o el dispositivo de asistencia al cirujano pueden tener una pantalla, o cualquier otro dispositivo de salida como un generador de voz, para proporcionar al cirujano información sobre la presente orientación de los fragmentos o de las acciones necesarias para alcanzar la orientación predeterminada de los fragmentos.

Para determinar la orientación correcta de los fragmentos óseos, puede usarse un punto de referencia anatómico tal como la geometría conocida de las porciones extremas de un hueso, en particular una proyección única, 22, 32 de los mismos. Para este propósito, el dispositivo de representación visual se puede poner en una orientación que proporcione la proyección única. Al llegar a la posición del dispositivo de representación visual que proporciona la

proyección única, el dispositivo de representación visual puede proporcionar la orientación del dispositivo de representación visual en relación con el horizonte artificial 100, que puede ser por ejemplo el suelo de la sala. La Fig. 2 ilustra la posición del dispositivo de representación visual en la dirección 32 de proyección única de representación visual de los cóndilos del fémur. En esta orientación, la fuente de rayos x 201 irradia en la dirección

5 de la antena 202 sensible a rayos x, que ilustra la proyección única en la orientación definida precisa, por ejemplo de los cóndilos coincidentes y superpuestos. Para llegar a la orientación de la dirección de proyección única de representación visual, el dispositivo de representación visual 200 puede moverse a lo largo de una trayectoria circular con el arco en C 203, sobre una base 204. Pueden establecerse grados de libertad adicionales mediante conexiones pivotantes adicionales, por ejemplo entre una base 204 y un soporte 205 conectado a un poste fijo 206

10 que tenga una posición definida con respecto al horizonte artificial 100. La orientación de la dirección de proyección de la fuente de rayos x 201 puede controlarse mediante un dispositivo de referencia 170, que por ejemplo puede ser capaz de determinar la orientación espacial de la fuente de rayos x 201 conectada de forma fija con respecto a la orientación del dispositivo de referencia o la unidad de referencia 170. El dispositivo de representación visual 200 puede proporcionar la información de representación visual a una unidad de reconocimiento de imágenes 180, que puede proporcionarse en el dispositivo 1. La unidad de reconocimiento de imágenes 180 puede llevar a cabo un reconocimiento de imagen obtenida entre las imágenes obtenidas, de modo que una unidad de análisis 182

15 conectada pueda llevar a cabo un análisis de imagen, con el fin de proporcionar al cirujano la información de si el dispositivo de representación visual 200 ha alcanzado la dirección de proyección única de representación visual 32. Adicionalmente, la unidad de análisis 182 puede calcular un desplazamiento lineal o rotacional de la fuente de rayos x 201, que es necesario para alcanzar la dirección de representación visual única 32, y puede proporcionar esta información a un accionador 184. Este accionador puede proporcionar la respectiva información de control al dispositivo de representación visual, que puede estar adaptado para desplazar automáticamente el arco en C 203

20 hacia la posición correcta de la dirección de proyección única de representación visual. La transmisión de información puede llevarse a cabo de forma inalámbrica o mediante una línea de señal. Para este propósito, el dispositivo de representación visual 200 puede estar provisto de una unidad 208 de recepción y de control, para llevar a cabo el reposicionamiento automático del arco en C 203 y de la fuente de rayos x 201 y de la antena 202 sensible a rayos x. Así, sin una acción adicional requerida por el cirujano, el dispositivo 1 puede proporcionar información de si la orientación de los fragmentos óseos 20, 30 de extremidad está en la orientación mutua predefinida, y de qué rotación adicional en particular tiene que llevar a cabo el cirujano para alcanzar el

25 posicionamiento correcto. El dispositivo 1 para asistir al cirujano puede tener una pantalla, o cualquier otro dispositivo de salida tal como un generador de voz, para proporcionar al cirujano información sobre la presente orientación de los fragmentos o de las acciones necesarias para alcanzar la orientación predeterminada de los fragmentos. En particular, cuando la primera parte 20 del hueso de extremidad está conectada de manera fija al implante intramedular 40, y el implante intramedular 40 está conectado de manera fija al dispositivo de direccionamiento, el dispositivo de direccionamiento 70 puede proporcionar al dispositivo 1 la orientación rotatoria del primer fragmento óseo intramedular 20, mientras que el dispositivo de representación visual 200, al alcanzar automáticamente la dirección de proyección única de representación visual, proporciona al dispositivo la respectiva orientación rotatoria del segundo fragmento óseo intramedular 30, de modo que el dispositivo 1 pueda informar directamente al cirujano acerca del éxito de la orientación rotatoria de los fragmentos 20, 30 de hueso de

30 extremidad. Al alcanzar la orientación predefinida de los fragmentos 20, 30 de hueso de extremidad, el dispositivo de bloqueo 62 puede bloquear el segundo fragmento 30 en el extremo distal del clavo intramedular 40, alcanzando una orientación bloqueada de manera fija del primer y el segundo fragmentos 20, 30 de hueso de extremidad, el uno con respecto al otro.

35 La Fig. 3 ilustra una vista detallada del dispositivo y del implante intramedular, y de una fractura de hueso de acuerdo con una realización ejemplar de la invención, y una vista general esquemática del posicionamiento del dispositivo de bloqueo distal 62 con respecto al dispositivo de direccionamiento 70. Para este fin, el dispositivo de direccionamiento 70 puede incluir una unidad de transmisión externa 72 que transmita una señal particular a una unidad transceptora interna 64. La unidad transceptora interna, junto con la unidad de transmisión externa 72, puede determinar la posición relativa, a fin de obtener información sobre la posición relativa de la unidad transceptora interna 64 con respecto a la unidad de transmisión externa 72. La unidad transceptora interna 64 transmite entonces esta información a través del clavo intramedular 40, que puede proporcionarse al dispositivo de direccionamiento 70. La transmisión de la información desde la unidad transceptora interna a la unidad receptora externa 74 puede efectuarse mediante una transmisión de señal acústica, a través del clavo intramedular 40. Así, la unidad receptora externa 74 proporciona información sobre la posición relativa de la unidad transceptora interna 64 con respecto a la

45 unidad de transmisión externa 72, y cuando la unidad transceptora interna 64 se haya proporcionado cerca del dispositivo de bloqueo 62, también la información sobre la posición relativa del dispositivo de bloqueo 62 con respecto al dispositivo de direccionamiento 70. Esta información puede combinarse con una posición relativa del dispositivo de direccionamiento sobre un horizonte artificial 100, lo que también conduce a información sobre la posición relativa del medio de bloqueo distal 62 con respecto al horizonte artificial. El horizonte artificial puede ser el suelo de la sala de operaciones, pero también puede ser cualquier otro punto que sirva como punto de referencia para determinar la posición relativa de los componentes individuales con respecto a este punto de referencia. Por ejemplo, se puede utilizar como horizonte artificial el dispositivo 1, o un vértice particular del dispositivo 1. Para determinar la orientación del dispositivo de direccionamiento o del dispositivo de representación visual sobre un

50 horizonte artificial 100, tal como el suelo de la sala de operaciones, puede utilizarse un sensor de gravedad. De hecho, también se pueden usar sistemas de posicionamiento GPS o sistemas similares. Una sala de operación

puede estar provista de puntos de referencia activos o pasivos, que sirvan como puntos de triangulación que correspondan a los satélites de un sistema GPS. El dispositivo de representación visual también puede consultar el horizonte artificial o el punto de referencia, de modo que todo el sistema se pueda utilizar con cualquier sistema de representación visual, en tanto que el sistema de representación visual puede informar al cirujano de su posición relativa, por ejemplo, mediante una escala de inclinación o un sistema de posicionamiento ópticos o electrónicos. Cabe señalar que puede eliminarse el horizonte artificial 100 si el dispositivo 1 se comunica directamente con el sistema de representación visual, es decir, si es capaz de determinar directamente la posición relativa del sistema de representación visual con respecto a la unidad transceptora interna. La información de posición se puede proporcionar al dispositivo 1 con el fin de alcanzar la información de posición correcta acerca del dispositivo de bloqueo distal 62. Cuando se combina la información de posición sobre el medio de bloqueo distal 62 obtenida por la tecnología de punta de clavo activa descrita en la Fig. 3, y se combina esta información con la información obtenida por el dispositivo de representación visual 200 sobre la dirección de proyección única de representación visual, puede obtenerse esta información para alcanzar la posición predefinida correcta del primer y segundo fragmentos intramedular de hueso de extremidad.

La Fig. 4 ilustra un flujo esquemático de un método para hacer funcionar el dispositivo de la Fig. 2, de acuerdo con una realización ejemplar de la invención. El método para hacer funcionar el dispositivo permite asistir al posicionamiento de un primer fragmento óseo intramedular 20 y un segundo fragmento óseo intramedular 30, de un hueso de extremidad 10 fracturado a restaurar el uno con respecto al otro, mediante un implante intramedular 40. El implante tiene un extremo proximal 50 acoplado a un dispositivo de direccionamiento 70, y un extremo distal 60. En S210 el dispositivo determina la orientación del primer fragmento óseo intramedular, mediante el ajuste de una primera dirección de proyección única de representación visual 22 de un punto de referencia anatómico del primer fragmento óseo intramedular con respecto al primer fragmento óseo intramedular. Esta primera dirección de proyección única de representación visual puede ser, por ejemplo, la cabeza del fémur y representarse visualmente el cuello del fémur en una dirección de proyección de tal manera que el diámetro del cuello y la circunferencia exterior de la cabeza sean concéntricos. Para el cirujano, es evidente que esto corresponde a una posición predefinida. Con respecto a esta posición, en S220 el dispositivo determina adicionalmente una futura posición del implante intramedular 40, por ejemplo un clavo femoral, en una orientación predefinida en el primer fragmento óseo intramedular. En S230 el dispositivo 1 determina adicionalmente una posición de bloqueo de ese extremo del implante que corresponda al primer fragmento óseo. Éste puede ser el extremo proximal o el extremo distal del implante intramedular. Entonces el cirujano puede usar la posición determinada por el dispositivo para llevar a cabo el bloqueo del primer fragmento óseo intramedular en el implante. Como se conoce la orientación del primer fragmento óseo 20 y también se conoce la orientación del implante, cuando el implante está bloqueado en el primer fragmento representa la orientación del primer fragmento. Ahora un punto de referencia de implante, tal como un medio de bloqueo distal 62 en forma de un orificio cilíndrico puede servir como una indicación de la orientación del primer fragmento óseo 20. Cabe esperar que el implante se flexione, en particular cuando se proporciona en la forma de un clavo intramedular largo, para seguir la forma del canal intramedular del hueso. Sin embargo, la deformación prevista se limita a la flexión, por lo que no se prevé una deformación de torsión. Por lo tanto, incluso con la flexión del clavo la orientación rotatoria del clavo y, al mismo tiempo, el orificio de bloqueo distal 62 permanecen inalterados, de modo que el orificio de bloqueo distal 62 pueda servir como un indicador rotatorio o rotacional para la orientación rotatoria del primer fragmento óseo 20. Cabe destacar que el dispositivo puede determinar en primer lugar la posición de bloqueo, en S230, y luego determinar la orientación rotatoria del primer fragmento 20 y del implante 40 en S210 y S220, si la posición de bloqueo está en un intervalo permisible general. De hecho, puede invertirse el orden de S210 y S220, y S230 puede llevarse a cabo entre S210 y S220 y S210, S220 y S230 pueden llevarse a cabo, al menos parcialmente, al mismo tiempo o de manera intercalada. Basándose en las determinaciones anteriores, el dispositivo 1 puede determinar en S240 una posición futura del primer fragmento óseo intramedular y del segundo fragmento óseo intramedular, en una orientación rotatoria predefinida el uno con respecto al otro. Esto se puede hacer determinando una segunda dirección de proyección única de representación visual 32 de un punto de referencia anatómico del segundo fragmento óseo intramedular, y poniendo la segunda dirección de representación visual única 32 en relación con la orientación del orificio de bloqueo distal 62, que representa la primera dirección de representación visual única del primer fragmento. Esta información puede utilizarse para proporcionar al cirujano información acerca de cómo modificar la orientación actual, con el fin de alcanzar la orientación predefinida óptima de la primera proyección única y de la segunda proyección única, entre sí, que se corresponde así a la orientación rotatoria predefinida del primer fragmento óseo intramedular y del segundo fragmento óseo intramedular, entre sí. El dispositivo 1 puede informar al cirujano solamente en las etapas posteriores, por ejemplo acerca de cómo hacer girar el segundo fragmento 20 sobre el implante 40 que está bloqueado en el primer fragmento 10, pero también puede controlar el dispositivo de representación visual para que se mueva hacia la posición en la que el dispositivo de formación de imágenes tiene la dirección de representación visual, que corresponde a la orientación predefinida óptima, de modo que el cirujano solo tenga que girar el segundo fragmento hacia una posición que cumpla la segunda dirección de proyección única de representación visual, en este caso los contornos coincidentes de los cóndilos. La determinación de la posición de bloqueo del extremo distal del implante intramedular en el respectivo fragmento óseo intramedular se lleva a cabo mediante la detección, en S252, de la posición real de un medio de bloqueo distal 62 del implante intramedular, y la determinación en S255 de una posición de bloqueo del respectivo fragmento óseo intramedular en el implante intramedular, de tal manera que el implante intramedular, en particular la geometría predefinida del medio de bloqueo distal permita posicionar el primer fragmento óseo intramedular y el segundo fragmento óseo intramedular en la orientación rotatoria

predefinida, entre sí.

5 Como asistencia adicional, que sin embargo no es obligatoria, el dispositivo determina una posición de bloqueo del otro del extremo proximal y el extremo distal del implante intramedular en el segundo fragmento óseo intramedular, en la Fig. 2 el extremo distal del implante con respecto al fragmento distal 20. Esto se llevará a cabo mediante el procedimiento descrito con respecto a la Fig. 3. En particular el desplazamiento de flexión de la punta 60 del clavo a modo de extremo distal del implante se determinará de modo que pueda insertarse un tornillo de bloqueo en la posición predefinida. Esto evita una perforación errónea durante el procedimiento de bloqueo en el extremo distal del implante. Aunque este procedimiento de direccionamiento también se puede aplicar al bloqueo del extremo proximal del implante, como regla el dispositivo de direccionamiento 70 define de manera suficientemente exacta el medio de bloqueo proximal 52 del implante 40. En otras palabras, las posibles deformaciones de flexión en el extremo proximal no conducen a una deformación sustancial, pero las del extremo distal sí. Cabe señalar que el direccionamiento del bloqueo, S250, en el extremo distal puede dejarse de lado cuando no se prevé flexión alguna o cuando se utilizan otros métodos de direccionamiento. En este caso, puede prescindirse de la etapa S250 sin apartarse de la invención.

15 La detección en S252 de la posición real de un medio de bloqueo distal 62 del implante intramedular 40 puede llevarse a cabo mediante la transmisión, en S253, de una señal de una unidad de transmisión externa 72 que esté posicionada en una posición predefinida, por ejemplo con respecto al dispositivo de direccionamiento 70. Una unidad transceptora interna 64 recibe la señal en S254. La unidad transceptora interna 64 está montada de forma fija en relación con el medio de bloqueo distal 62 del implante intramedular 40, y la acciona la unidad de transmisión externa. La unidad transceptora interna 64 proporciona información sobre la posición relativa con respecto a la unidad de transmisión externa 72, basándose en la señal recibida. Para ello, la señal puede comprender una combinación de diferentes frecuencias, cambios de fase, etc., que permitan a la unidad transceptora interna 64 determinar la posición relativa con respecto a la unidad de transmisión externa 72. La posición relativa puede incluir desplazamiento lineal, así como desplazamiento de rotación. Aunque no se prevén un alargamiento relevante del implante ni tampoco torsión, la unidad transceptora interna puede estar adaptada para determinar los desplazamientos en los seis grados de libertad. Cabe señalar que la unidad transceptora interna 64 también puede transmitir una señal de datos en bruto, y la evaluación de la misma puede llevarse a cabo en otro lugar, por ejemplo en una unidad en particular (no mostrada) del dispositivo 1. Aunque la transmisión en S255 se puede efectuar mediante vibraciones acústicas u ondas acústicas, la señal puede también transferirse como una señal de radio inalámbrica, una señal a través de cable, o cualquier otra transmisión apropiada de la señal. La señal, como indicativa de la posición relativa de la unidad transceptora interna 64 con respecto a la unidad de transmisión externa 72, puede transmitirse a una unidad receptora externa 74 que esté situada en el dispositivo de direccionamiento.

20 A continuación se describirán cinco operaciones diferentes con respecto a las figs. 5, 6, 7, 8 y 9. Las respectivas etapas se refieren a las observaciones de etapa mostradas en dichas figs. y a la Fig. 11, que ilustra una visualización más detallada de las etapas de procedimiento del método para tratar el restablecimiento de la orientación del hueso de extremidad.

25 Las Figs. 5a-5d ilustran diversas etapas de procedimiento de un método para tratar una fractura de fémur, con una entrada anterógrada del clavo femoral intramedular con bloqueo proximal primario. Se inserta el clavo y se coloca el tornillo de cuello en el centro del cuello y de la cabeza del fémur (Fig. 5a). Se hace girar el clavo en el fragmento entre 10° y 15° hacia el exterior, y se puede localizar mediante el método descrito con respecto a la Fig. 3. A continuación se hace girar una unidad de colimación en el dispositivo de representación visual 200, entre 10° y 15° hacia el interior, y se posiciona de manera rotatoria el fragmento distal mientras se monitoriza a través del dispositivo de representación visual 200, de modo coincidan los contornos de los cóndilos, es decir, que estén en el mismo plano que la unidad de colimación. Ahora puede llevarse a cabo el bloqueo distal utilizando el método descrito con respecto a la Fig. 3.

30 En más detalle, el método para posicionar un fragmento de fémur distal 20 y un fragmento de fémur proximal 30 el uno con respecto al otro, mediante un clavo femoral intramedular anterógrado 40 que tiene un extremo proximal 50 acoplado con un dispositivo de direccionamiento 70, y un extremo distal 60, se lleva a cabo mediante las siguientes etapas. Como puede observarse en la Fig. 5a, en S10 el clavo femoral intramedular anterógrado se coloca en una orientación predefinida en el fragmento de fémur proximal 20, y en S30 se determina una orientación rotatoria del clavo femoral intramedular anterógrado con respecto al fragmento de fémur proximal. Esto se puede hacer ajustando, en S36, el fragmento de fémur proximal con una primera dirección de proyección única de representación visual 22 de un punto de referencia anatómico del fragmento de fémur proximal, y detectando en S32 la orientación rotatoria de un medio de bloqueo proximal 52 del clavo femoral intramedular anterógrado con respecto a la primera dirección de proyección única de representación visual. Sin embargo, puede omitirse esta etapa si se lleva a cabo de otra manera el bloqueo del extremo proximal 50 del clavo femoral 40, es decir, a mano por la amplia experiencia de un cirujano que utilice el dispositivo de direccionamiento 70. Si se encuentra la posición correcta del fragmento femoral proximal en el clavo femoral 40, en S20 se bloquea en el fragmento de fémur proximal el extremo proximal del clavo femoral intramedular anterógrado. El punto de referencia de implante del clavo femoral, por ejemplo el orificio de bloqueo distal 62, se usa como una indicación de la orientación rotatoria del fragmento femoral proximal. En S40 se posicionan el fragmento femoral proximal y el fragmento femoral distal 30 en una orientación rotatoria

predefinida, el uno con respecto al otro, haciendo coincidir en S50 la orientación rotatoria del clavo femoral intramedular anterógrado con respecto al fragmento femoral distal, mediante la detección en S52 de la orientación rotatoria de un medio de bloqueo distal 62 del clavo femoral intramedular anterógrado, y mediante el ajuste en S56 del fragmento femoral distal en una segunda dirección de proyección única de representación visual 32 de un punto de referencia anatómico del fragmento femoral distal, con respecto a la orientación rotatoria del medio de bloqueo distal. Con este fin el dispositivo de imagen, por ejemplo en la forma de un arco en C, se mueve al extremo distal, es decir a los cóndilos del fémur, como puede observarse en la Fig. 5b, y puede ajustarse mediante el cálculo por rayos x de una inclinación de + 3° de la cabeza del fémur como puede observarse en la Fig. 5a, y restando entre 10° (y 15°) de antetorsión, como se ha descrito anteriormente, dando como resultado entre -7° (y 12°) de antetorsión, que deberá ser la orientación del dispositivo de representación visual, por ejemplo visible en una escala del dispositivo de representación visual. Posteriormente, se hace girar el fragmento condilar para que esté en línea con la orientación del dispositivo de representación visual 200, resultando en una dirección de proyección única de representación visual 32 de los cóndilos del fémur, como se puede observar en la Fig. 5c. Posteriormente, se bloqueará el medio de bloqueo distal 62 del clavo femoral mediante el método descrito con respecto a la Fig. 3, como se puede observar en la Fig. 5d. El bloqueo del extremo distal del clavo femoral intramedular anterógrado en el fragmento femoral distal puede llevarse a cabo mediante la detección, en S62, de la posición del medio de bloqueo distal del clavo femoral intramedular anterógrado, y el posicionamiento en S63 y el bloqueo en S64 del fragmento femoral distal en el clavo femoral intramedular anterógrado. Así, puede establecerse un bloqueo en S60 entre el extremo distal del clavo femoral intramedular anterógrado y el fragmento femoral distal, de tal manera que el fragmento femoral proximal y el fragmento femoral distal queden colocados en la orientación rotatoria predefinida el uno con respecto al otro.

Las Figs. 6a-6c ilustran un método para tratar una fractura femoral con una entrada anterógrada de un clavo femoral con bloqueo distal proximal. El bloqueo distal se llevará a cabo con el método descrito con respecto a la Fig. 3. Posteriormente, se determinará el eje de los cóndilos y se transferirá la diferencia a una unidad de colimación fijada al dispositivo de direccionamiento 70. A continuación, la unidad de colimación se ajustará proximalmente al fémur para alcanzar el ángulo deseado del cuello del fémur. El ajuste del cuello del fémur puede comprobarse mediante una unidad de colimación de rayos x o mediante marcadores de alambre de Kirschner. Si la rotación coincide con la orientación rotatoria predefinida el bloqueo proximal ha finalizado el procedimiento.

En más detalle, se describirá a continuación el método para posicionar entre sí un fragmento de fémur proximal 20 y un fragmento de fémur distal 30. El clavo femoral intramedular anterógrado 40 tiene un extremo proximal 50 acoplado a un dispositivo de direccionamiento 70, y un extremo distal 62. En S10 se posicionará el clavo femoral intramedular anterógrado en una orientación predefinida en el fragmento femoral distal y se lleva a cabo un bloqueo en S20 del extremo distal del clavo femoral intramedular anterógrado en el fragmento femoral distal, por ejemplo usando el método descrito con respecto a la Fig. 3, como se puede observar en la Fig. 6a. Posteriormente se determina una orientación rotatoria del clavo femoral intramedular anterógrado con respecto al fragmento femoral distal, mediante el ajuste en S36 del fragmento femoral distal en una primera dirección de proyección única de representación visual 32 de un punto de referencia anatómico del fragmento femoral distal, y mediante la detección en S32 de la orientación rotatoria de un medio de bloqueo distal 62 del clavo femoral intramedular anterógrado con respecto a la primera dirección de proyección única de representación visual. Con este fin se ajusta el dispositivo de representación visual hasta que los cóndilos están en línea, es decir, se muestran en el dispositivo de representación visual 200 los contornos coincidentes que resultan en la primera dirección de proyección única de representación visual 22, que está en los cóndilos del fémur distal. Podrá observarse el ángulo de orientación del dispositivo de representación visual, que es + 5°, como puede verse en la Fig. 6b, que es visible a -3° en la pantalla de ANTT tras el bloqueo distal. A continuación, se posicionarán en S40 el fragmento femoral proximal y el fragmento femoral distal en una orientación rotatoria predefinida, el uno con respecto al otro, haciendo coincidir en S50 la orientación rotatoria del clavo femoral intramedular anterógrado con respecto al fragmento femoral proximal, mediante la detección en S52 de la orientación rotatoria de un medio de bloqueo proximal 52 del clavo femoral intramedular anterógrado, y mediante el ajuste en S56 del fragmento femoral proximal en una segunda dirección de proyección única de representación visual 22 de un punto de referencia anatómico del fragmento femoral proximal con respecto a la orientación rotatoria del medio de bloqueo proximal, como puede verse en la Fig. 6c. Para esta etapa, se moverá el dispositivo de representación visual al extremo proximal del fémur, y se ajustará hasta que esté en línea con el cuello del fémur, que es una orientación de -5° del dispositivo de representación visual. A continuación, se hace girar el dispositivo de direccionamiento 70 con el implante 40 que tiene bloqueado en el mismo el fragmento femoral distal 30, hasta que + 2° es visible en la pantalla de ANTT. Este + 2° resulta del -3° de la pantalla ANTT, como puede verse en la Fig. 6b, + 5° de la orientación del dispositivo de representación visual distal, como puede verse en la Fig. 6b, -5° de la orientación del dispositivo de representación visual proximal, como se puede ver en la Fig. 6c, +5° para una anteversión de 15°. Finalmente, el extremo proximal del clavo femoral intramedular anterógrado se bloqueará en S60 en el fragmento femoral proximal, de tal manera que el fragmento femoral proximal y el fragmento femoral distal queden colocados en la orientación rotatoria mutua predefinida. Como otra opción, el extremo proximal del clavo femoral intramedular anterógrado se puede bloquear en el fragmento femoral proximal mediante la detección en S62 de la posición del medio de bloqueo proximal del clavo femoral intramedular anterógrado, y el posicionamiento en S63 y el bloqueo en S64 del fragmento femoral proximal en el clavo femoral intramedular anterógrado.

Las Figs. 7a-7c ilustran una fractura de tibia con entrada retrógrada del clavo intramedular, y con bloqueo distal primario. Una inserción retrógrada significa introducirse en el hueso desde el extremo distal y mover el implante 40 desde el extremo distal hasta el extremo proximal del hueso. Así, la dirección de una inserción retrógrada se gira 180° sobre la inserción anterógrada. Esto resulta en que el extremo distal 60 del implante 40 corresponde al extremo proximal 20 del hueso 10, y el extremo proximal 50 del implante 40 corresponde al extremo distal 30 del hueso 10. Para este método, en primer lugar, se bloquea el fragmento femoral distal en el extremo proximal del implante, posteriormente se determina la orientación rotatoria del clavo usando el método de ANTT descrito con respecto a la Fig. 3, y la dirección de proyección única de representación visual de los cóndilos del fémur. Esta orientación rotatoria se transferirá a la unidad de colimación. Se colimará el cuello del fémur o se establecerá un marcador de alambre de Kirschner, de modo que posteriormente pueda bloquearse el extremo distal del implante en el extremo proximal del fémur, usando el ANTT descrito con respecto a la Fig. 3.

En más detalle, el método para posicionar un fragmento femoral distal 20 y un fragmento femoral proximal 30, el uno con respecto al otro, mediante un clavo femoral intramedular retrógrado 40 que tiene un extremo proximal 50 acoplado a un dispositivo de direccionamiento 70 y un extremo distal 60, se llevará a cabo de la siguiente manera. Se posicionará en S10 el clavo femoral intramedular retrógrado en una orientación predefinida en el fragmento femoral distal. Posteriormente se determinará una orientación rotatoria del clavo femoral intramedular retrógrado con respecto al fragmento femoral distal, mediante el ajuste en S36 del fragmento femoral distal en una primera dirección de proyección única de representación visual 32 de un punto de referencia anatómico del fragmento femoral distal, como puede verse en la Fig. 7a. Con este fin se ajusta el dispositivo de representación visual con los contornos coincidentes de los cóndilos, resultando en una orientación de +10° del dispositivo de representación visual del ejemplo mostrado en la Fig. 7a. Se detecta la orientación rotatoria de un medio de bloqueo proximal 52 del clavo femoral intramedular retrógrado con respecto a la primera dirección de proyección única de representación visual. Esto último puede llevarse a cabo mediante el método de ANTT descrito con respecto a la Fig. 3, hasta entonces el dispositivo de direccionamiento 70 está en línea con la orientación del dispositivo de representación visual, es decir, con la primera dirección de representación visual única. A continuación, se bloqueará en S20 el extremo proximal del clavo femoral intramedular retrógrado en el fragmento femoral distal, como puede verse en la Fig. 7b. Posteriormente, se posicionan el fragmento femoral proximal y el fragmento femoral distal en una orientación rotatoria predefinida el uno con respecto al otro, haciendo coincidir en S50 la orientación rotatoria del clavo femoral intramedular retrógrado con respecto al fragmento femoral proximal. Con este fin, se mueve el dispositivo de representación visual al extremo femoral proximal y se ajusta para que esté en línea con el cuello femoral a modo de segunda dirección de proyección única de representación visual. En el ejemplo mostrado en la Fig. 7c, la orientación del dispositivo de representación visual es paralela al suelo (es decir, 0° sobre el suelo). A modo de opción puede detectarse la orientación rotatoria de un medio de bloqueo distal 62 del clavo femoral intramedular retrógrado, y puede ajustarse en S56 el fragmento femoral proximal con la segunda dirección de proyección única de representación visual 22 de un punto de referencia anatómico, es decir, la cabeza del fragmento femoral proximal con respecto a la orientación rotatoria del medio de bloqueo distal. Se hace girar el dispositivo de direccionamiento 70 con el fragmento condilar hasta que -5° sea visible en la pantalla de ANTT. Esto resulta de la orientación del dispositivo de representación visual a 0° en la Fig. 7c, + 10° de orientación de los cóndilos en la Fig. 7a, y la anteversión requerida de 15° asumidos. Finalmente, se bloquea el extremo distal del clavo femoral intramedular retrógrado en el fragmento femoral proximal, de tal manera que el fragmento femoral proximal y el fragmento femoral distal queden colocados en la orientación rotatoria predefinida mutua. El método descrito con respecto a la Fig. 3 puede soportar opcionalmente el bloqueo, en el que el bloqueo del extremo distal del clavo femoral intramedular retrógrado en el fragmento femoral proximal se lleva a cabo mediante la detección en S62 de la posición del medio de bloqueo distal del clavo femoral intramedular retrógrado, y el posicionamiento en S63 y el bloqueo en S64 del fragmento femoral proximal en el clavo femoral intramedular retrógrado.

Las Figs. 8a-8c ilustran un método para tratar una fractura de tibia con entrada anterógrada del clavo tibial intramedular con bloqueo distal primario. Este método comienza con un bloqueo distal como el descrito con respecto a la Fig. 3, como se puede observar en la Fig. 8a. Se ajustará en sentido AP el dispositivo de representación visual a la articulación subtalar. Se determinará la rotación del clavo tibial y se establecerá de manera proximal la unidad de colimación y se ajustará al dispositivo de direccionamiento, y, posteriormente, volverá a ajustarse con una rotación hacia el exterior de entre 20° y 25°. Se comprueba la orientación del dispositivo de representación visual con respecto a la dirección de proyección única de representación visual de los cóndilos del fémur, con la rodilla completamente extendida.

En más detalle, el método para posicionar un fragmento tibial distal 20 y un fragmento tibial proximal 20, el uno con respecto al otro, mediante un clavo tibial intramedular anterógrado 40 que tiene un extremo proximal 50 acoplado a un dispositivo de direccionamiento 70 y un extremo distal 60, se llevará a cabo de la siguiente manera. Se posicionará en S10 el clavo femoral intramedular anterógrado en una orientación predefinida en el fragmento tibial distal. Se puede utilizar el método de ANTT descrito con respecto a la Fig. 3, como puede observarse en la Fig. 8a. A continuación, se determinará una orientación rotatoria del clavo tibial intramedular anterógrado con respecto al fragmento tibial distal, ajustando el fragmento tibial distal a una primera dirección de proyección única de representación visual 32 de un punto de referencia anatómico, en este caso la articulación talar del fragmento tibial distal, y detectando en S32 la orientación rotatoria de un medio de bloqueo distal 62 del clavo tibial intramedular anterógrado con respecto a la primera dirección de proyección única de representación visual. En este ejemplo, se

ajusta el dispositivo de representación visual para alcanzar la dirección de proyección única de representación visual de la articulación astragalina. La orientación del dispositivo de representación visual en este ejemplo es de -100° ($90^\circ + 10^\circ$), en la que en la pantalla de ANTT son visibles $+2^\circ$ tras el bloqueo distal, como puede observarse en la Fig. 8b. Posteriormente, se posicionan en S40 el fragmento tibial proximal y el fragmento tibial distal en una orientación rotatoria predefinida mutua, haciendo coincidir en S50 la orientación rotatoria del clavo tibial intramedular anterógrado con respecto al fragmento tibial proximal, mediante la detección en S52 de la orientación rotatoria de un medio de bloqueo proximal 52 del clavo tibial intramedular anterógrado, y mediante el ajuste en S56 del fragmento tibial proximal a una segunda dirección de proyección única de representación visual 22 de un punto de referencia anatómico del fragmento tibial proximal, en este caso los cóndilos con respecto a la orientación rotatoria del medio de bloqueo proximal. Con este fin, se ajustará el dispositivo de representación visual hasta que esté en línea con la dirección de proyección única de representación visual de los cóndilos, en este caso $+5^\circ$, como puede verse en la Fig. 8c. Se hace girar el dispositivo de direccionamiento con el clavo tibial que tiene bloqueado en el mismo el fragmento tibial distal, para alcanzar la orientación rotatoria de $+17^\circ$ resultante de $+2^\circ$ de la pantalla de ANTT, como puede observarse en la Fig. 8b, $+15^\circ$. Los $+15^\circ$ resultan de los $+5^\circ$ de inclinación de los cóndilos, como puede observarse en la Fig. 8c, y los $(90^\circ)+10^\circ$ de la inclinación del astrágalo, como puede observarse en la Fig. 8b, para alcanzar la rotación hacia el exterior de 20° necesaria. Finalmente, se bloquea en S60 el extremo proximal del clavo tibial intramedular anterógrado al fragmento tibial proximal, de tal manera que el fragmento tibial proximal y el fragmento tibial distal queden situados en la orientación rotatoria predefinida mutua. Opcionalmente, el bloqueo puede llevarse a cabo como se ha descrito con respecto a la Fig. 3, en el que el bloqueo del extremo proximal del clavo tibial intramedular anterógrado en el fragmento tibial proximal se lleva a cabo mediante la detección, en S62, de la posición del medio de bloqueo proximal del clavo tibial intramedular anterógrado, y el posicionamiento en S63 y el bloqueo en S64 del fragmento tibial proximal en el clavo tibial intramedular anterógrado.

Las Figs. 9a-9d ilustran una fractura de tibia con una entrada anterógrada del clavo tibial intramedular, con bloqueo proximal primario. El bloqueo proximal se llevará a cabo a través del dispositivo de direccionamiento. El plano de los cóndilos se determina con la rodilla completamente extendida, y la unidad de colimación se ajusta al plano frontal. Posteriormente, se ajusta la rotación hacia el exterior de la articulación astragalina y se hace girar la tibia para quede bloqueada en la posición correcta.

En más detalle, el método para posicionar un fragmento tibial proximal 20 y un fragmento tibial distal 30, el uno con respecto al otro, mediante un clavo tibial intramedular anterógrado 40 que tiene un extremo proximal 60 acoplado a un dispositivo de direccionamiento 70 y un extremo distal 50, se llevará a cabo de la siguiente manera. Se determina una orientación rotatoria del clavo tibial intramedular anterógrado con respecto al fragmento tibial proximal, ajustando en S36 el fragmento tibial proximal a una primera dirección de proyección única de representación visual 22 de un punto de referencia anatómico del fragmento tibial proximal, como se puede observar en la Fig. 9a. Se ajusta el dispositivo de representación visual para que esté en línea con la dirección de la proyección de representación visual única de los cóndilos, es decir, el punto de referencia anatómico del fragmento tibial proximal. En este ejemplo, la orientación del dispositivo de representación visual es 0° . Se posiciona en S10 el clavo tibial intramedular anterógrado en una orientación predefinida en el fragmento tibial proximal, y se detecta en S32 la orientación rotatoria de un medio de bloqueo proximal 52 del clavo tibial intramedular anterógrado con respecto a la primera dirección de proyección única de representación visual. En este ejemplo, se pone en línea el dispositivo de direccionamiento 70, como una representación del clavo tibial, con la proyección condilar única de la Fig. 9a, como puede observarse en la Fig. 9b. Entonces se bloquea en S20 el extremo proximal del clavo tibial intramedular anterógrado en el fragmento tibial proximal. A continuación, se mueve el dispositivo de representación visual al extremo tibial distal, como se puede observar en la Fig. 9c, y se mueve 90° para alcanzar el plano de referencia correcto, y luego se añaden entre 20° y 23° para obtener la orientación rotatoria predefinida mutua del fragmento tibial distal y del fragmento tibial proximal, como puede observarse en la Fig. 9c. El fragmento tibial proximal y el fragmento tibial distal se colocan en una orientación rotatoria predefinida el uno con respecto al otro, haciendo coincidir en S50 la orientación rotatoria del clavo tibial intramedular anterógrado con respecto al fragmento tibial distal, mediante la detección en S52 de la orientación rotatoria de un medio de bloqueo distal 62 del clavo tibial intramedular anterógrado a través del dispositivo de direccionamiento, y mediante el ajuste en S56 del fragmento tibial distal en una segunda dirección de proyección única de representación visual 32 de un punto de referencia anatómico del fragmento tibial distal, con respecto a la orientación rotatoria del medio de bloqueo distal. Esto último se obtiene girando el fragmento distal hasta que la articulación subtalar es totalmente visible, es decir, que el punto de referencia anatómico de la articulación astragalina corresponde con la orientación predeterminada del dispositivo de representación visual, es decir, la dirección de proyección única de representación visual del extremo distal de la tibia, como puede observarse en la Fig. 9d. Finalmente, se bloquea en S60 el extremo distal del clavo tibial intramedular anterógrado en el fragmento tibial distal, de tal manera que el fragmento tibial proximal y el fragmento tibial distal queden situados en la orientación rotatoria predefinida mutua. Como una opción, puede llevarse a cabo el bloqueo mediante ANTT, tal como se describe con respecto a la Fig. 3, en el que el bloqueo del extremo distal del clavo tibial intramedular anterógrado en el fragmento tibial distal se lleva a cabo mediante la detección en S62 de la posición del medio de bloqueo distal del clavo tibial intramedular anterógrado, y el posicionamiento en S63 y el bloqueo en S64 del fragmento tibial distal en el clavo tibial intramedular anterógrado.

La Fig. 10 ilustra etapas de procedimiento, y alternativas a las mismas, de un método generalizado para tratar con un restablecimiento de la orientación de fragmentos de hueso de extremidad, de acuerdo con una realización

ejemplar de la invención. El método para posicionar un primer fragmento óseo intramedular 20 y un segundo fragmento óseo intramedular 30 de un hueso de extremidad 10 fracturado, a restaurar el uno con respecto al otro mediante un implante intramedular 40 que tiene un extremo proximal 50 acoplado a un dispositivo de direccionamiento 70, y un extremo distal 60, se puede expresar de modo general mediante las siguientes etapas que deben cubrir los cinco métodos descritos anteriormente. El método generalizado comprende posicionar, en S10, el implante intramedular en una orientación rotatoria predefinida en el primer fragmento óseo intramedular, bloquear en S20 uno del extremo proximal y el extremo distal del implante intramedular en el primer fragmento óseo intramedular, determinar en S30 una orientación rotatoria del implante intramedular con respecto al primer fragmento óseo intramedular, posicionar en S40 el primer fragmento óseo intramedular y el segundo fragmento óseo intramedular en una orientación rotatoria predefinida mutua, haciendo coincidir en S50 la orientación rotatoria del implante intramedular con respecto al segundo fragmento óseo intramedular, bloqueando en S60 el otro del extremo proximal y el extremo distal del implante intramedular en el segundo fragmento óseo intramedular, en el que el bloqueo del extremo distal del implante intramedular en el respectivo fragmento óseo intramedular se lleva a cabo mediante la detección en S22, S62 de la posición real de un medio de bloqueo distal 62 del implante intramedular, y el posicionamiento en S28, S68 y el bloqueo en S29, S69 del respectivo fragmento óseo intramedular en el implante intramedular, de tal manera que el implante intramedular permita posicionar el primer fragmento óseo intramedular y el segundo fragmento óseo intramedular en la orientación rotatoria predefinida mutua.

Como puede observarse a partir de la Fig. 10, el orden de las etapas no es fijo y puede ser diferente. Esto también puede aplicarse a la descripción detallada de los cinco métodos anteriormente descritos, en los que el orden de las etapas S10, S20 y S30 puede diferir de acuerdo con el orden requerido.

El método puede utilizar opcionalmente la dirección de proyección única de representación visual de puntos de referencia anatómicos, de manera que la determinación en S30 de una orientación rotatoria del implante intramedular 40, con respecto al primer fragmento óseo intramedular 20, puede comprender el ajuste en S36 del primer fragmento óseo intramedular a una primera dirección de proyección única de representación visual 22 de un punto de referencia anatómico del primer fragmento óseo intramedular, y la coincidencia en S50 de la orientación rotatoria del implante intramedular con respecto al segundo fragmento óseo intramedular 30 comprende ajustar en S56 el segundo fragmento óseo intramedular a una segunda dirección de proyección única de representación visual 32, de un punto de referencia anatómico del segundo fragmento óseo intramedular, en el que la orientación rotatoria mutua de la primera proyección única y de la segunda proyección única corresponde a la orientación rotatoria predefinida mutua del primer fragmento óseo intramedular y del segundo fragmento óseo intramedular. Adicionalmente, la detección en S22, S62 de la posición real de un medio de bloqueo distal 62 del implante intramedular 40 puede comprender el uso de una posición real de un medio de bloqueo proximal 52 del implante intramedular, y la orientación de la primera proyección única 22 y de la segunda proyección única 32 se utiliza para proporcionar al cirujano la información de posición del primer fragmento óseo intramedular 20 con respecto al segundo fragmento óseo intramedular 30.

Adicionalmente, la detección en S22, S62 de la posición real de un medio de bloqueo distal 62 del implante intramedular 40 puede llevarse a cabo mediante la transmisión en S23, S63 de una señal desde una unidad de transmisión externa 72, recibándose en S24, S64 la señal en una unidad transceptora interna 64 que está montada de forma fija en relación con el medio de bloqueo distal 62 del implante intramedular 40, y a la que acciona la unidad de transmisión externa, la transmisión en S25, S65 a una unidad receptora externa 74 por vibraciones acústicas u ondas acústicas de la señal recibida, como indicación de la posición relativa de la unidad transceptora con respecto a la unidad de transmisión externa, como se ha descrito con más detalle con respecto a la Fig. 3. Este método también se conoce como método de ANTT, que significa direccionamiento de punta de clavo activa. La unidad transceptora 64 puede proporcionarse como una unidad activa capaz de calcular la posición relativa de la punta de clavo, y de transmitir esta información al dispositivo de direccionamiento a fin de simplificar la determinación de la posición de los orificios de bloqueo en el implante de clavo. A este respecto, la dirección de bloqueo de un extremo 50, 60 del implante intramedular 40 puede corresponder a la respectiva dirección de proyección única de representación visual 22, 32, del respectivo fragmento óseo intramedular 20, 30 a bloquear en ese respectivo extremo del implante intramedular.

Cabe señalar que el principio general de la invención también se puede aplicar a otras fracturas, con fragmentos que tengan un punto de referencia anatómico.

Cabe señalar que el término "que comprende/n" no excluye otros elementos o etapas, y que "un" o "uno/a" no excluye la pluralidad. También pueden combinarse elementos descritos en asociación con las diferentes realizaciones.

Cabe señalar que los signos de referencia en las reivindicaciones no deben interpretarse como limitativos del alcance de las reivindicaciones.

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo para restaurar la posición de un primer fragmento óseo intramedular (20) y un segundo fragmento óseo intramedular (30) de un hueso intramedular (10) fracturado, el uno con respecto al otro, mediante un implante intramedular (40) que tiene un extremo proximal (50) y un extremo distal (60), estando acoplado el extremo proximal a un dispositivo de direccionamiento (70), comprendiendo el dispositivo:
- una primera unidad de determinación de orientación rotatoria (120) para determinar una orientación rotatoria del implante intramedular, que está bloqueado en una orientación predeterminada en el primer fragmento óseo intramedular por uno del extremo proximal y el extremo distal del implante intramedular, con respecto a un horizonte artificial (100);
 - una segunda unidad de determinación de orientación rotatoria (130), para determinar una orientación rotatoria del segundo fragmento óseo intramedular con respecto al horizonte artificial (100);
 - una unidad de equiparación (150) para hacer coincidir la orientación rotatoria del implante intramedular con respecto a la orientación rotatoria del segundo fragmento óseo intramedular, basándose en la orientación rotatoria del implante intramedular con respecto al horizonte artificial y en la orientación rotatoria del segundo fragmento óseo intramedular con respecto al horizonte artificial; y
 - en el que al menos una de la primera unidad de determinación de orientación rotatoria y la segunda unidad de determinación de orientación rotatoria comprende una unidad de detección (140), para detectar la posición real de un medio de bloqueo distal (62) del implante intramedular,
 - permitiendo dicha detección posicionar entre sí el primer fragmento óseo intramedular y el segundo fragmento óseo intramedular en la orientación rotatoria predefinida.
2. Dispositivo de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el dispositivo comprende además una unidad de referencia (170) acoplada a un dispositivo de representación visual (200), y que está adaptada para proporcionar información relativa a la orientación rotatoria del dispositivo de representación visual con respecto al horizonte artificial (100).
3. Dispositivo de acuerdo con la reivindicación 2, en el que la unidad de referencia (170) está adaptada para proporcionar la orientación de ese fragmento óseo intramedular cuando el dispositivo de representación visual (200) está en una orientación correspondiente a una dirección de proyección única de representación visual (22, 32), con respecto al correspondiente fragmento óseo intramedular (20, 30).
4. Dispositivo de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en el que el dispositivo comprende además
- una unidad de reconocimiento de imágenes (180) para reconocer una imagen de un punto de referencia anatómico del fragmento óseo intramedular (20, 30), proporcionada por un dispositivo de representación visual (200),
 - una unidad de análisis (182) para analizar la imagen reconocida con respecto a una proyección de representación visual real de un punto de referencia anatómico del fragmento óseo intramedular (20, 30), captada por el dispositivo de representación visual (200) en relación con un horizonte artificial (100).
5. Dispositivo de acuerdo con la reivindicación 4, en el que el dispositivo comprende además un accionador (185) para accionar la orientación del dispositivo de representación visual (200), con el fin de alcanzar la dirección de proyección única de representación visual (22, 32) del punto de referencia anatómico del respectivo fragmento óseo intramedular (20, 30).
6. Dispositivo de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, en el que el dispositivo comprende además:
- una unidad de transmisión externa (72) para transmitir una señal hacia una unidad transceptora interna (64), siendo implantable dicha unidad transceptora interna en una posición predefinida con respecto a un medio de bloqueo distal (62) del implante intramedular (40), en el que la unidad de transmisión externa está situada en una posición predefinida; y
 - una unidad receptora externa (74) para recibir una señal desde la unidad transceptora interna, que es representativa para la posición relativa de la unidad transceptora interna con respecto a la unidad de transmisión externa.
7. Dispositivo de acuerdo con la reivindicación 6, en el que el dispositivo comprende además la unidad transceptora interna (64), en el que la transmisión de la señal desde la unidad de transmisión externa (72) y la unidad transceptora interna se lleva a cabo de forma inalámbrica, y la transmisión de la señal desde la unidad transceptora interna y la unidad receptora externa (74) se lleva a cabo mediante vibraciones acústicas u ondas acústicas.
8. Dispositivo de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 6 y 7, en el que la unidad de transmisión externa (72) está conectada de manera fija al dispositivo de direccionamiento (70).

9. Dispositivo de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 6 a 8, en el que la unidad receptora externa (74) está conectada acústicamente y de forma fija con el dispositivo de direccionamiento (70).
- 5 10. Método para operar un dispositivo de restauración de la posición de un primer fragmento óseo intramedular (20) y un segundo fragmento óseo intramedular (30) de un hueso de extremidad (10) fracturado, el uno con respecto al otro, mediante un implante intramedular (40) que tiene un extremo proximal (50) y un extremo distal (60), estando acoplado el extremo proximal a un dispositivo de direccionamiento (70), comprendiendo el método:
- 10 determinar (S210) la orientación del primer fragmento óseo intramedular mediante el ajuste de una primera dirección de proyección única de representación visual (22), de un punto de referencia anatómico del primer fragmento óseo intramedular con respecto al primer fragmento óseo intramedular;
- determinar (S220) una posición futura del implante intramedular (40), en una orientación predeterminada, en el primer fragmento óseo intramedular;
- 15 determinar (S230) una posición de bloqueo de uno del extremo proximal y el extremo distal del implante intramedular, en el primer fragmento óseo intramedular;
- determinar (S240) una posición futura del primer fragmento óseo intramedular y el segundo fragmento óseo intramedular, en una orientación rotatoria predefinida mutua, mediante la determinación de una segunda dirección de proyección única de representación visual (32) de un punto de referencia anatómico del segundo fragmento óseo intramedular, en el que la orientación mutua de la primera dirección de proyección única de representación visual y
- 20 la segunda dirección de proyección única de representación visual corresponde a la orientación rotatoria predefinida mutua del primer fragmento óseo intramedular y del segundo fragmento óseo intramedular; y
- determinar (S250) una posición de bloqueo del otro del extremo proximal y el extremo distal del implante intramedular en el segundo fragmento óseo intramedular;
- 25 en el que la determinación de una posición de bloqueo del extremo distal del implante intramedular en el respectivo fragmento óseo intramedular se lleva a cabo mediante la detección (S252) de la posición real de un medio de bloqueo distal (62) del implante intramedular, y la determinación (S255) de una posición de bloqueo del respectivo fragmento óseo intramedular en el implante intramedular, de tal manera que el implante intramedular permita posicionar el primer fragmento óseo intramedular y el segundo fragmento óseo intramedular en la orientación rotatoria predefinida mutua.
- 30
11. Método de la reivindicación 10, en el que la detección (S252) de la posición real de un medio de bloqueo distal (62) del implante intramedular comprende usar una posición real de un medio de bloqueo proximal (52) del implante intramedular (40), y la orientación de la primera dirección de proyección única de representación visual (22) y de la
- 35 segunda dirección de proyección única de representación visual (32) se utiliza para proporcionar al cirujano información de la posición del primer fragmento óseo intramedular (20) y el segundo fragmento óseo intramedular (30).
12. Método de cualquiera de las reivindicaciones 10 y 11, en el que la provisión al cirujano de la información de posición comprende proporcionar información del desplazamiento, en base a la cual el cirujano puede llevar el
- 40 primer fragmento óseo intramedular (20) y el segundo fragmento óseo intramedular (30) a la orientación rotatoria predeterminada mutua.
13. Método de cualquiera de las reivindicaciones 10 a 12, en el que la detección (S252) de la posición real de un medio de bloqueo distal (62) del implante intramedular (40) se lleva a cabo mediante
- 45 la transmisión (S253) de una señal desde una unidad de transmisión externa (72) que está situada en una posición predefinida;
- la recepción (S254) de la señal por parte de una unidad transceptora interna (64) que está montada fijamente en relación con el medio de bloqueo distal (62) del implante intramedular (40), y a la que acciona la unidad de
- 50 transmisión externa; y
- la transmisión (S255) de una señal a una unidad receptora externa (74) mediante vibraciones acústicas u ondas acústicas, a modo de indicaciones de la posición relativa de la unidad transceptora interna (64) con respecto a la unidad de transmisión externa (72).
- 55 14. Elemento de programa, que, al ser ejecutado por un procesador, está adaptado para llevar a cabo el método de una cualquiera de las reivindicaciones 10 a 13.
15. Medio legible por ordenador que tiene almacenado el elemento de programa de la reivindicación 14.

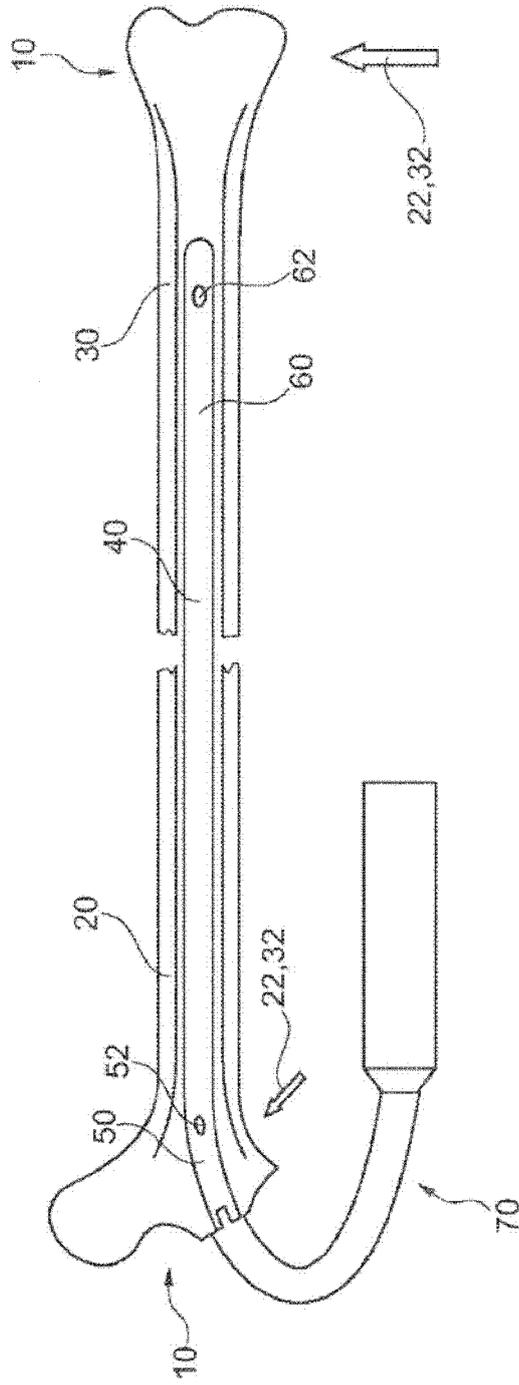


Fig. 1

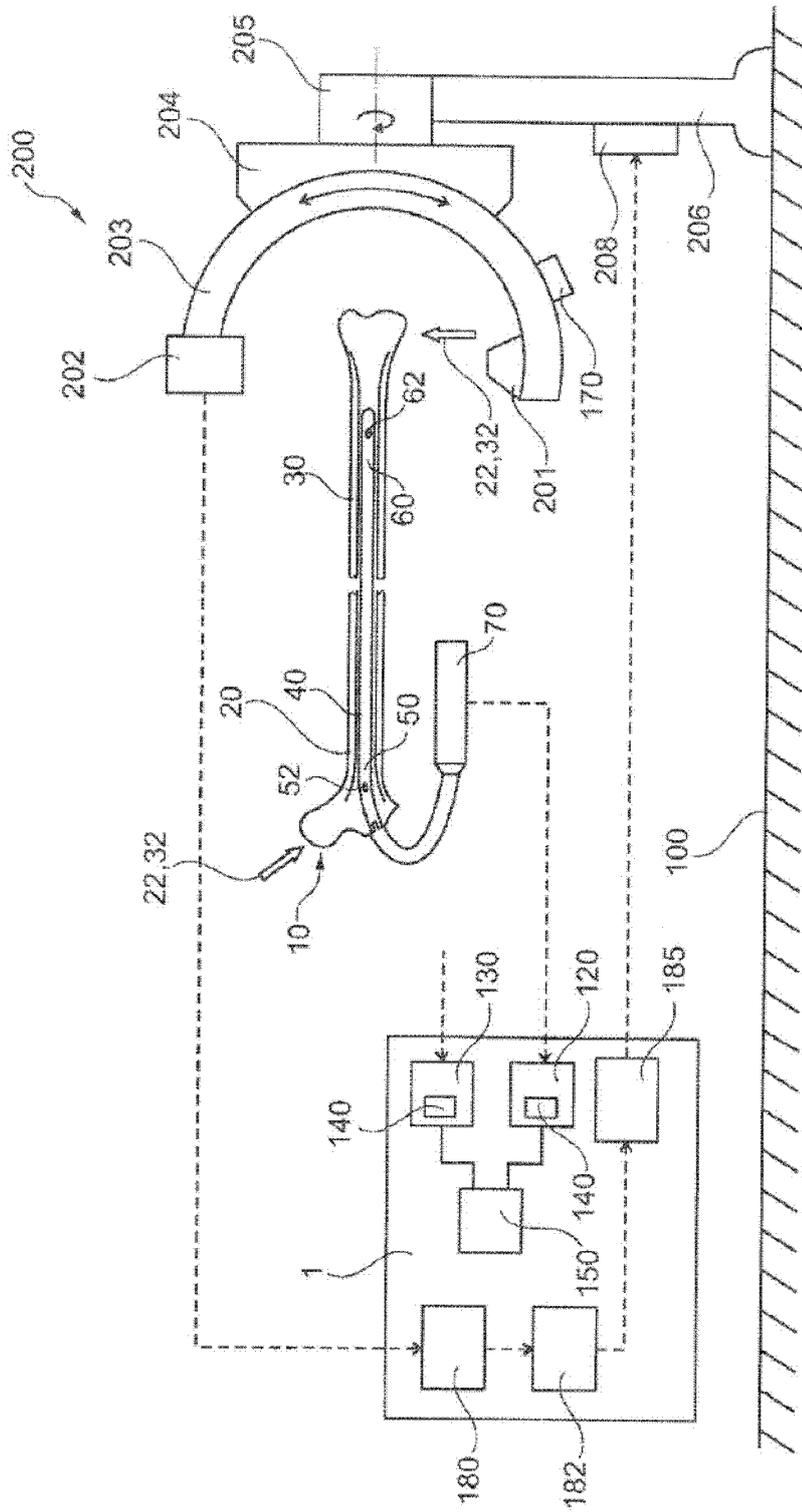


Fig. 2

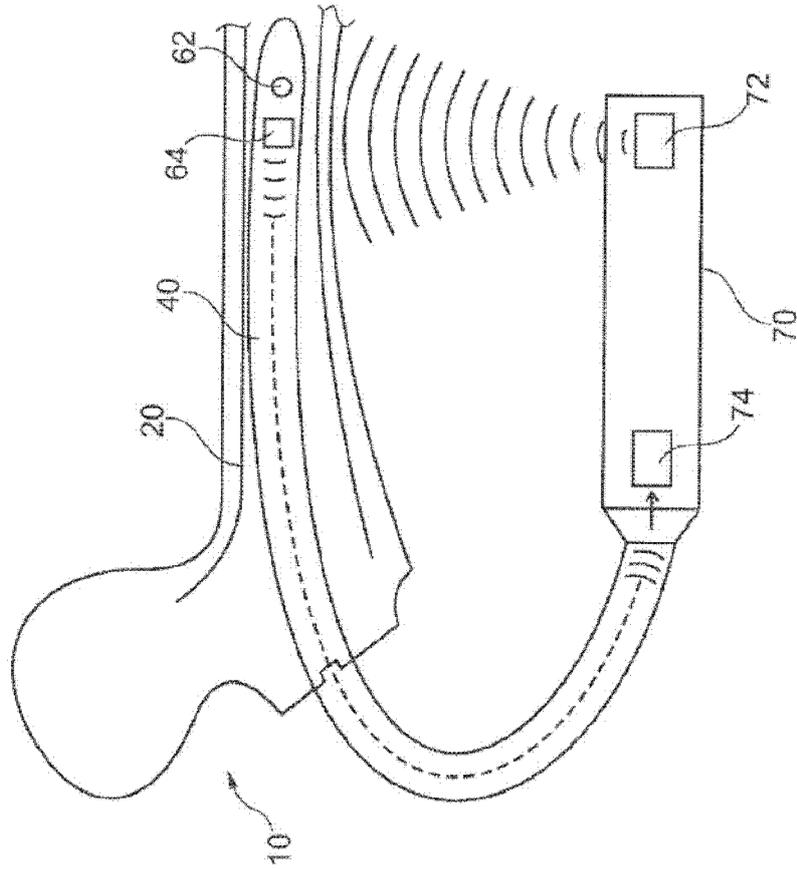


Fig. 3

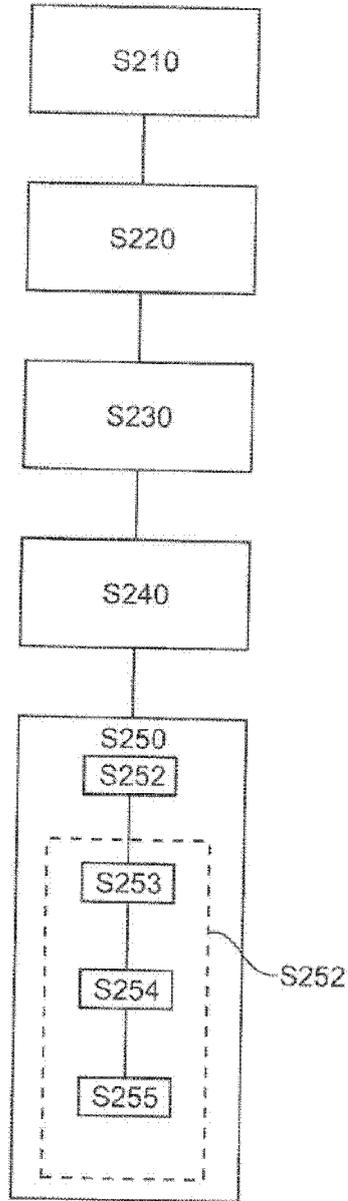


Fig. 4

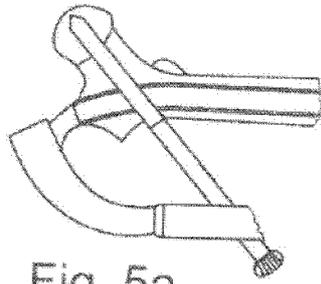
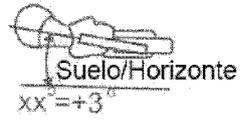


Fig. 5a

S10, S20



S30, S32, S36

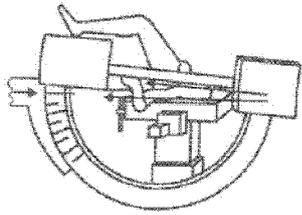


Fig. 5b

S40, S50, S52, S56

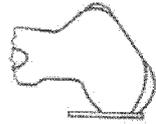
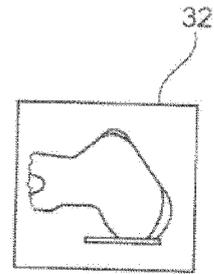
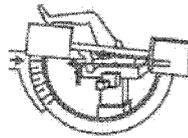


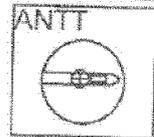
Fig. 5c



S60, S62, S63, S64



Fig. 5d



S10, S20

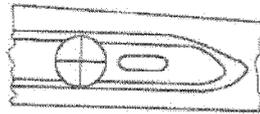
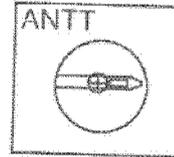
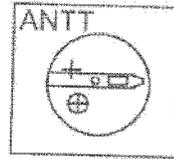
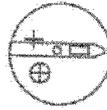


Fig. 6a



S30, S32, S36

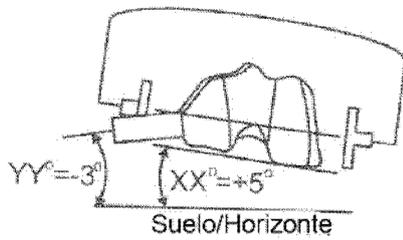
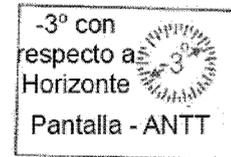
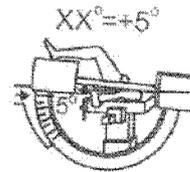


Fig. 6b



S40, S50, S52, S56

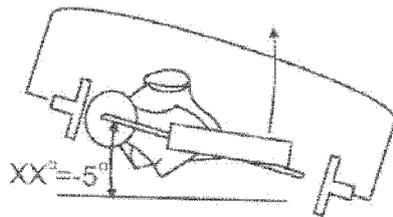
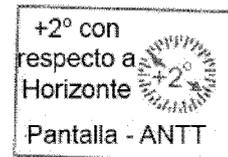
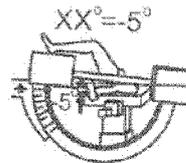


Fig. 6c



S30, S32, S36

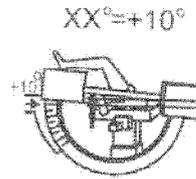
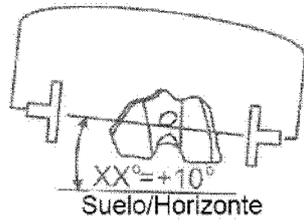
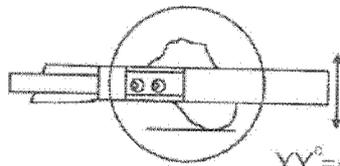


Fig. 7a

S10, S20



XX° = +10°



YY° = +10°

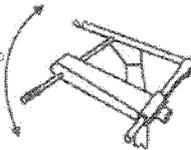
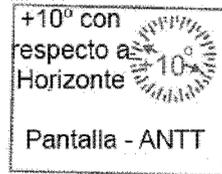


Fig. 7b



S40, S50, S52, S56

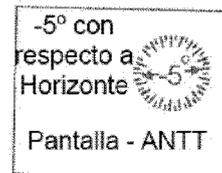
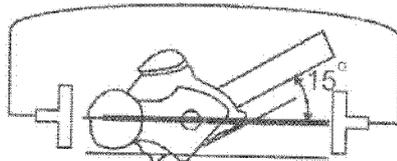


Fig. 7c

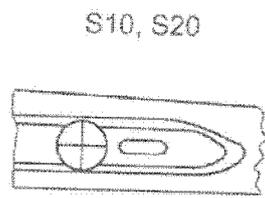
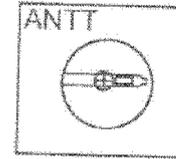
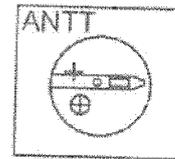
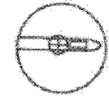
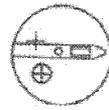


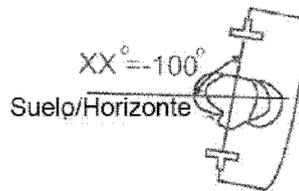
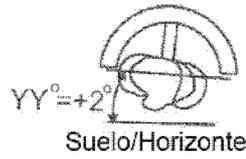
Fig. 8a



S30, S32, S36



Fig. 8b



S40, S50, S52, S56

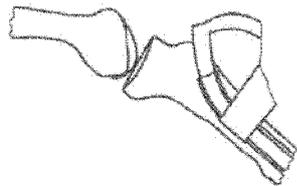
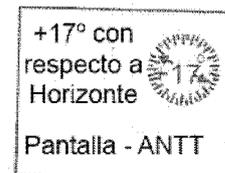
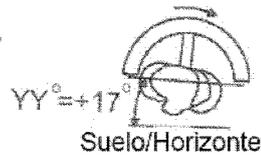
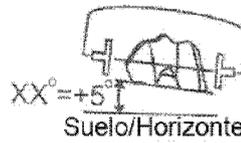


Fig. 8c



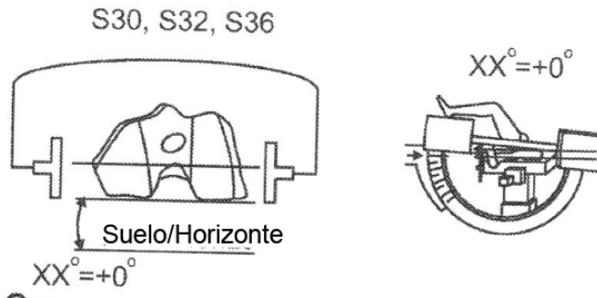


Fig. 9a

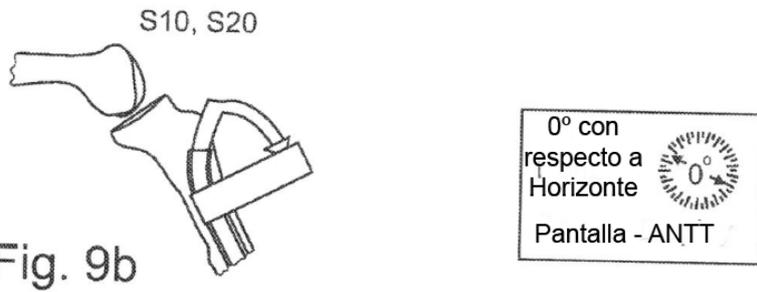


Fig. 9b

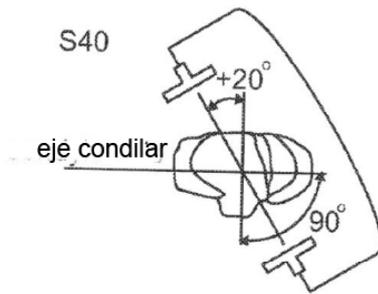


Fig. 9c

S50, S52, S56, S60



Fig. 9d

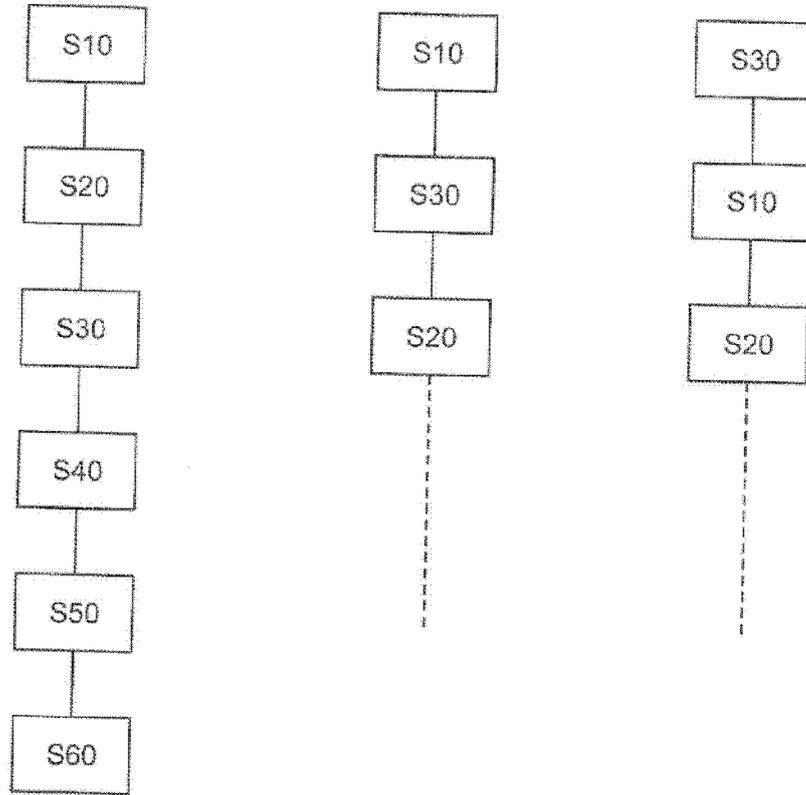


Fig.10

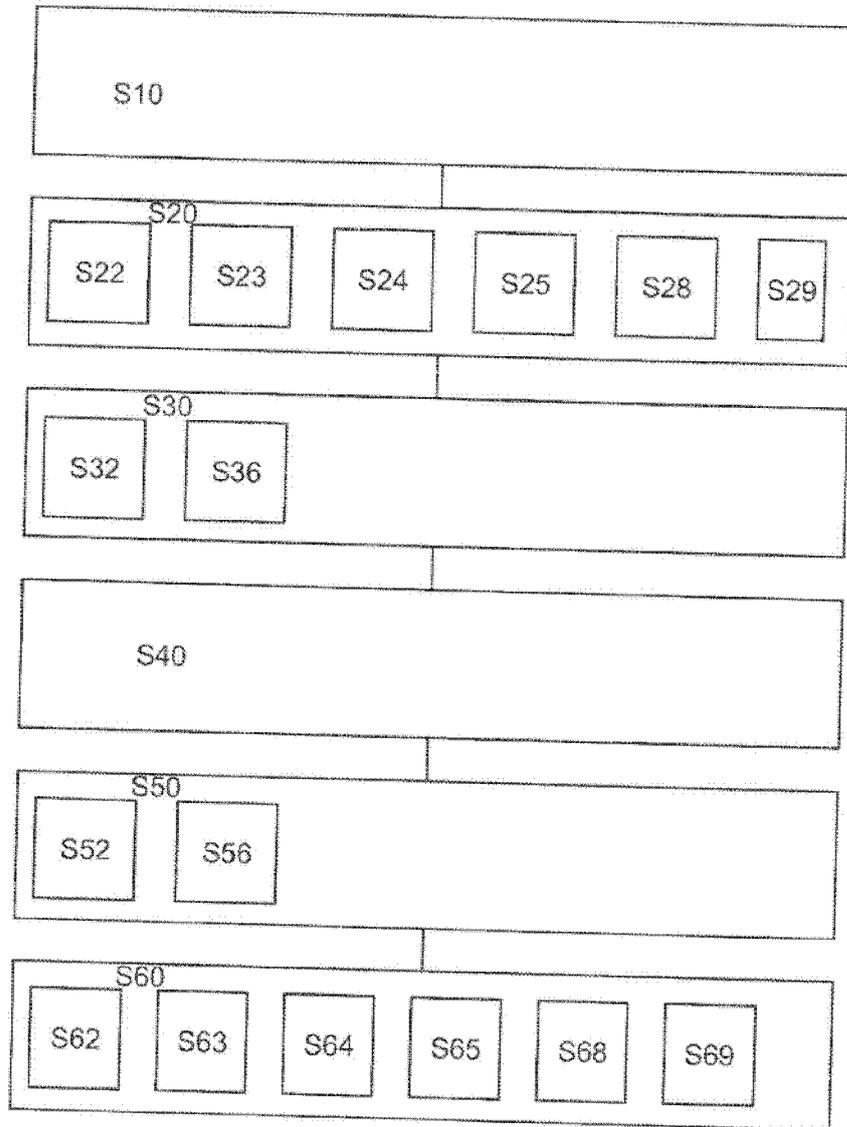


Fig. 11