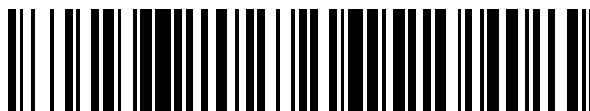


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 641 310**

51 Int. Cl.:

A61B 17/74 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **27.09.2012 PCT/EP2012/004102**

87 Fecha y número de publicación internacional: **03.04.2014 WO14048447**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **27.09.2012 E 12766901 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **12.07.2017 EP 2900156**

54 Título: **Determinación de la posición de rotación**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
08.11.2017

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

72 Inventor/es:

BLAU, ARNO y
SIMON, BERND

74 Agente/Representante:

ROEB DÍAZ-ÁLVAREZ, María

ES 2 641 310 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

Determinación de la posición de rotación

5 Campo de la invención

La invención se refiere al campo de la cirugía asistida por ordenador. En particular, la invención se refiere a un método y a un dispositivo para determinar una posición de rotación de una primera característica, de una primera sección ósea, con respecto a una segunda característica de una segunda sección ósea de un hueso. El método puede implementarse como un programa de ordenador, ejecutable en una unidad de procesamiento del dispositivo.

Antecedentes de la invención

En caso de que se rompa la diáfisis de un hueso largo, puede utilizarse un clavo para huesos para estabilizar las partes del hueso durante la cicatrización de la fractura, pudiendo insertarse el clavo para huesos en un canal medular del hueso, en una dirección longitudinal del mismo. Sin embargo, tal clavo para huesos puede permitir la rotación de una parte del hueso con relación a otra parte del hueso, alrededor del eje del clavo para huesos, al menos hasta que se inserte un tornillo de bloqueo a través del clavo para huesos en una dirección lateral, para fijar la posición de la parte giratoria.

Por consiguiente, un médico deberá posicionar las partes fracturadas de la manera más anatómicamente correcta posible. Un posible acercamiento tiene en cuenta las características de la extremidad sana contraria al hueso fracturado, para proporcionar información sobre cómo deben disponerse las partes del hueso fracturado. Pero esto es difícil, ya que el hueso de la extremidad contraria generalmente no es visible.

El documento US 2007/161929 A1 da a conocer un método para definir un ángulo gamma de antetorsión de un fémur. El ángulo gamma de antetorsión está definido por dos ángulos alfa' y beta, que pueden determinarse por medio de dos imágenes del fémur, pudiendo utilizarse la ecuación $\tan \gamma = \frac{\tan \alpha'}{\cos \beta \times \cos \theta}$ para calcular el ángulo gamma de antetorsión.

Sumario de la invención

Podría decirse que uno de los objetos de la invención es proporcionar un método y un dispositivo para ayudar a determinar la orientación anatómica de una primera característica, de una primera sección ósea, con relación a una segunda característica de una segunda sección ósea. Esto se logra mediante la materia objeto de cada una de las reivindicaciones independientes. En las respectivas reivindicaciones dependientes se describen otras realizaciones.

En general, se proporciona un método, a saber, un método para determinar la posición de rotación de una primera característica de una primera sección ósea con relación a una segunda característica de una segunda sección ósea, comprendiendo el método las etapas de determinar el eje longitudinal de un hueso y determinar un plano que se extienda perpendicular al eje longitudinal del hueso, determinar un primer vector proyectado en el plano, por ejemplo determinando un primer vector representativo de una primera dirección definida por una característica de la primera sección ósea y proyectando el primer vector sobre el plano, determinar un segundo vector proyectado en el plano, siendo representativo el vector de una segunda dirección definida por una característica de la segunda sección ósea, y determinar un ángulo entre el primer vector proyectado y el segundo vector proyectado.

El método reivindicado está dirigido específicamente a un fémur, pero puede aplicarse un método similar en cualquier hueso, por ejemplo, un hueso de una mano o de un pie, en particular un hueso largo de las extremidades inferiores, tal como el fémur y la tibia, y de las extremidades superiores, tal como el húmero.

Es decir, puede determinarse la orientación de una característica, situada por ejemplo en la sección proximal de un respectivo hueso, con relación a una característica situada en la sección distal del respectivo hueso. Cabe observar que dicha determinación de una característica puede efectuarse basándose en datos de imagen en escala de grises, que pueden recibirse desde una unidad de formación de imágenes de rayos X, por ejemplo.

Tal como se utiliza en el presente documento, el término "característica de un hueso" se refiere a cualquier aspecto de un hueso que pueda resultar adecuado para determinar un aspecto geométrico, es decir, un punto, una línea, un arco, un punto central, un eje, una superficie cilíndrica, una superficie esférica, o similares, siendo dichos aspectos geométricos particularmente adecuados para determinar un eje longitudinal y/o un vector. Por ejemplo, un aspecto geométrico de un fémur puede ser la superficie exterior de la cabeza del fémur, un eje definido por el cuello situado entre la diáfisis y la cabeza del fémur, un eje longitudinal de la diáfisis del fémur, el punto más distal en la superficie de un hueso, una línea definida por los puntos centrales de los cóndilos, o una línea definida por los puntos más posteriores de los cóndilos. Debe comprenderse que el resto de huesos largos proporcionan otros aspectos geométricos adecuados y/o comparables.

Tal como se utiliza en el presente documento, el término "característica de un hueso" puede abarcar cualquier

característica de un implante ya insertado en un hueso o, por lo menos, sujeto de manera fija a un hueso, siendo adecuada dicha característica para determinar un aspecto geométrico, como se ha mencionado anteriormente.

5 Tal como se utiliza en el presente documento, el término “vector proyectado” se refiere a un vector que se proyecta sobre un plano, es decir, que resulta de la proyección perpendicular de un vector que tenga cualquier orientación 3D sobre un plano. Cabe observar que también puede obtenerse un “vector proyectado” mediante la proyección de dos únicos puntos, por ejemplo, puntos terminales, de un vector que tenga cualquier orientación en 3D sobre un plano, definiendo los puntos proyectados el vector proyectado en el plano.

10 De acuerdo con una realización, al menos uno de los ejes longitudinales del hueso, la característica de la primera sección ósea y la característica de la segunda sección ósea se determinan sobre la base de una imagen en 3D, de al menos una sección del hueso.

15 Sebe comprenderse se puede generarse una imagen en 3D, es decir una imagen de volumen, a partir de una pila de imágenes en 2D orientadas en una dirección o basándose en una pluralidad de imágenes de proyección en 2D generadas a partir de diferentes ángulos de formación de imágenes.

20 De acuerdo con otra realización, al menos uno de los ejes longitudinales del hueso, la característica de la primera sección ósea y la característica de la segunda sección ósea se determina sobre la base de una imagen en 2D, de al menos una sección del hueso, en la que la imagen en 2D incluye adicionalmente una visualización de un cuerpo de referencia. El cuerpo de referencia puede comprender una estructura que forme una imagen de proyección en 2D característica, para determinar una orientación en 3D del cuerpo de referencia. En otras palabras, basándose en una imagen de proyección en 2D, puede determinarse una orientación en 3D del cuerpo de referencia, dando lugar a la determinación de una orientación en 3D de una característica de un hueso.

25 De acuerdo con una realización adicional, el cuerpo de referencia está adaptado para su conexión de forma fija al hueso.

30 Tal como se usa en el presente documento, cada uno de los términos “conectado/a/s de forma fija”, “acoplado/a/s de forma fija” y “sujeto/a/s de forma fija” abarca la conexión directa o indirecta de un elemento a otro elemento. Por ejemplo, un cuerpo de referencia puede sujetarse directamente a un implante o puede acoplarse indirectamente a un implante, por ejemplo, con un dispositivo de alineación entre el cuerpo de referencia y el implante. Por otra parte, un cuerpo de referencia que esté integrado en un implante, es decir que pueda considerarse como conectado de forma fija al implante, podrá considerarse como indirectamente acoplado a un hueso, es decir, a través del implante.

35 De acuerdo con una realización, el cuerpo de referencia puede ser al menos una parte de un implante. En otras palabras, un implante que esté adaptado para su fijación a un hueso puede comprender elementos que podrían identificarse, en una imagen del hueso o al menos de una sección del hueso, de manera que pueda determinarse un vector basándose en los elementos identificados. Por ejemplo, los elementos pueden definir puntos de modo que dos elementos puedan definir una línea o un eje, o los elementos pueden definir un contorno de modo que pueda determinarse un eje central.

40 De acuerdo con una realización, el cuerpo de referencia define un eje, es decir, el implante comprende un eje y el eje del implante representa uno del eje longitudinal del hueso, la característica de la primera sección ósea y la característica de la segunda sección ósea. En otras palabras, basándose en el cuerpo de referencia, puede determinarse un eje o un vector. En el caso de que un implante ya esté implantado en un hueso o dentro del mismo, puede determinarse una característica del implante en lugar de una característica del hueso, de modo que la característica del implante pueda representar una característica del hueso.

50 De acuerdo con otra realización más, el cuerpo de referencia está adaptado para poder conectarlo de forma fija a la primera sección ósea mientras se observa el mismo en una imagen, que muestre la segunda sección ósea.

55 A modo de primer ejemplo, el cuerpo de referencia puede integrarse en un extremo delantero de un clavo para huesos de manera que, cuando el extremo posterior del clavo para huesos ya esté fijado en una primera sección del hueso, el cuerpo de referencia pueda quedar situado dentro de la segunda sección del hueso y, por lo tanto, pueda ser visible en una imagen de dicha segunda sección.

60 A modo de segundo ejemplo, el cuerpo de referencia puede integrarse en un dispositivo de alineación para soportar la inserción de un tornillo de bloqueo, a través de un orificio, en un extremo delantero de un clavo para huesos. Por lo tanto, el dispositivo de alineación puede estar adaptado para su acoplamiento a un extremo trasero del clavo para huesos, y puede extenderse fuera del cuerpo de un paciente tanto como se extienda el clavo para huesos dentro del hueso, de manera que al menos una parte del dispositivo de alineación pueda ser visible en una imagen de la segunda sección del hueso, que incluye el extremo delantero del clavo para huesos.

65 De acuerdo con todas las realizaciones reivindicadas, el método no comprende ninguna etapa de conexión de un cuerpo de referencia a un hueso, en la medida en que constituye un tratamiento quirúrgico para un cuerpo humano o

animal.

De acuerdo con otra realización, un dispositivo para determinar la posición de rotación de una primera característica, de una primera sección ósea, con respecto a una segunda característica de una segunda sección ósea, comprende una unidad de procesamiento que está adaptada para llevar a cabo las etapas del método. Por lo tanto, la unidad de procesamiento puede estar adaptada para determinar el eje longitudinal de un hueso basándose en datos de imagen recibidos, y para determinar un plano que se extienda perpendicular al eje longitudinal del hueso, determinar un primer vector proyectado representativo de una primera dirección definida por una característica de la primera sección ósea, basándose en datos de imagen recibidos, determinar un segundo vector proyectado representativo de una segunda dirección definida por una característica de la segunda sección ósea, basándose en datos de imagen recibidos, y determinar un ángulo entre el primer vector proyectado y el segundo vector proyectado.

Cabe observar que la unidad de procesamiento puede realizarse con un único procesador que lleve a cabo todas las etapas del método, o con un grupo o pluralidad de procesadores, por ejemplo, un procesador de sistema para procesar los datos de imagen, otro procesador especializado en la determinación de aspectos geométricos, y un procesador adicional para controlar un monitor de visualización del resultado.

De acuerdo con una realización, el dispositivo comprende adicionalmente una unidad de formación de imágenes para proporcionar datos de imagen de proyección en 2D, de al menos una sección del hueso. La unidad de formación de imágenes puede generar imágenes desde diferentes direcciones. Por consiguiente, la unidad de formación de imágenes del dispositivo puede estar adaptada para proporcionar también datos de imágenes en 3D, de al menos una sección del hueso.

De acuerdo con otra realización, la unidad de procesamiento del dispositivo está adaptada adicionalmente para identificar un cuerpo de referencia en una imagen de proyección, y para determinar una orientación en 3D del cuerpo de referencia.

De acuerdo con una realización adicional, el dispositivo comprende adicionalmente un cuerpo de referencia que incluye una disposición de elementos, que permite reconstruir una orientación en 3D del cuerpo de referencia basándose en una imagen de proyección en 2D.

El dispositivo puede comprender adicionalmente medios de entrada para identificar manualmente, en una imagen, aspectos geométricos de un hueso. Dicho dispositivo de entrada puede ser, por ejemplo, un teclado de ordenador, un ratón de ordenador o una pantalla táctil.

Se proporciona un software informático, que no entra dentro del alcance de las reivindicaciones, que incluye conjuntos de instrucciones que, cuando se ejecutan en un dispositivo apropiado, hacen que el dispositivo lleve a cabo las etapas del método descrito anteriormente.

Preferentemente, un correspondiente programa de ordenador viene cargado en una memoria de trabajo de un procesador de datos. El procesador de datos o unidad de procesamiento está así equipado para llevar a cabo el método. Adicionalmente, la invención se refiere a un medio legible por ordenador, tal como un CD-ROM, en el que puede almacenarse el programa de ordenador. Sin embargo, el programa de ordenador también puede presentarse a través de una red, tal como la red mundial, y puede descargarse en la memoria de trabajo del procesador de datos desde dicha red.

Debe observarse que las realizaciones se describen con referencia a diferentes materias objeto. En particular, algunas realizaciones se describen con referencia a reivindicaciones de tipo de método (programa de ordenador), mientras que otras realizaciones se describen con referencia a reivindicaciones de tipo de aparato (sistema). Sin embargo, los expertos en la materia deducirán de lo anterior y de la siguiente descripción que, a menos que se indique lo contrario, la presente solicitud da a conocer, además de cualquier combinación de características pertenecientes a un tipo de materia objeto, también cualquier posible combinación entre características relativas a diferentes materias objeto.

Los aspectos definidos anteriormente y otros aspectos, características y ventajas de la presente invención también pueden derivarse de los ejemplos de las realizaciones que se describirán más adelante, y se explican con referencia a ejemplos de realizaciones también mostrados en las figuras, pero a los que la invención no está limitada.

Breve descripción de los dibujos

- La Fig. 1 muestra un diagrama de flujo de etapas de una realización de un método.
- La Fig. 2 muestra una ilustración esquemática de un sistema.
- La Fig. 3 muestra una ilustración ejemplar de un fémur, en una dirección anteroposterior.
- La Fig. 4 muestra una ilustración ejemplar de un fémur, en una dirección proximal a distal.
- La Fig. 5 ilustra un ángulo resultante de una realización de un método.
- La Fig. 6 muestra una visualización de una sección distal de un fémur, generada en una dirección lateral e

inclinada.

A lo largo de los dibujos, a menos que se indique lo contrario, se utilizan los mismos números de referencia y caracteres para designar las mismas características, elementos, componentes o porciones de las realizaciones ilustradas. Adicionalmente, aunque ahora se describirá con detalle la presente divulgación con referencia a las figuras, se hace en relación con las realizaciones ilustrativas y no estará limitada por las realizaciones particulares, ilustradas en las figuras.

Descripción detallada de las realizaciones

El diagrama de flujo de la Fig. 1 ilustra el principio de las etapas efectuadas de acuerdo con una realización del método dado a conocer. Debe comprenderse que las etapas descritas son etapas principales, pudiendo diferenciarse o dividirse estas etapas principales en varias subetapas. Adicionalmente, también podría haber subetapas entre estas etapas principales.

De acuerdo con un método, en la etapa S11 se recibe una imagen del hueso. En la etapa S12 se determina el eje longitudinal del hueso. En la etapa S13 se determina un plano, que se extiende perpendicular al eje longitudinal.

En la etapa S21 se recibe una imagen del hueso. En la etapa S22 se identifica una primera característica representativa de una dirección de modo, que en la etapa S23, puedan determinarse al menos dos puntos que definan un primer vector.

De manera comparable a las etapas S21 a S23, en las etapas S31 a S33 se determinan al menos dos puntos que definan un segundo vector.

Tal como se utiliza en el presente documento, el término “recibir una imagen” se refiere básicamente al hecho de que, para llevar a cabo las etapas subsiguientes, es necesaria al menos una imagen. Es decir, el término “recibir una imagen” puede abarcar también la carga de una imagen en una unidad de procesamiento, desde una memoria de datos. No es necesario generar una nueva imagen para recibir una imagen. Por consiguiente, cada una de las imágenes recibidas en las etapas S11, S21 o S31 puede ser cualquier imagen adecuada para identificar un eje longitudinal del hueso, o una característica del hueso, es decir una imagen en 3D o una imagen en 2D de al menos la respectiva sección del hueso, en la que la imagen en 2D deberá mostrar adicionalmente un cuerpo de referencia.

Por otro lado, debe comprenderse que puede ser suficiente una única imagen para determinar el eje longitudinal, así como la primera y segunda características de un hueso, de manera que la imagen recibida en las etapas S11, S21 y S31 puede ser la misma.

En la etapa S14 se proyectan al menos dos puntos del primer vector, determinados en la etapa S23, y al menos dos puntos del segundo vector determinados en la etapa S33, sobre el plano determinado en la etapa S13, definiendo así un primer vector proyectado y un segundo vector proyectado.

Cabe observar que los puntos se proyectarán preferentemente sobre el plano en una dirección perpendicular al plano.

Finalmente, en la etapa S15 se determina un ángulo entre el primer vector proyectado y el segundo vector proyectado.

Debe observarse que estas etapas del método pueden llevarse a cabo para determinar un ángulo entre características situadas en extremos opuestos de un hueso sano, pero también pueden llevarse a cabo para comprobar el ángulo entre las características situadas en los extremos opuestos de un hueso fracturado, para comprobar si están dispuestas de manera anatómicamente correcta la una con respecto a la otra. Por ejemplo, el método puede llevarse a cabo en primer lugar sobre una la extremidad sana contraria a la de un hueso fracturado, para determinar un ángulo anatómicamente correcto en relación a un paciente y, en segundo lugar, puede llevarse a cabo sobre el hueso fracturado para ayudar a disponer correctamente las partes del hueso fracturado.

La Fig. 2 muestra una realización ejemplar de un dispositivo. Una unidad de procesamiento 100, sustancialmente necesaria para efectuar las etapas del método junto con un monitor 400, es parte del dispositivo.

Un dispositivo 200 de formación de imágenes ejemplar incluye una fuente 240 de rayos X y un detector 260 de rayos X, estando montados estos dos dispositivos en un brazo 220 en C. Debe comprenderse que el dispositivo puede comprender también una modalidad de formación de imágenes no invasiva, tal como un dispositivo de tomografía computarizada, un dispositivo de resonancia magnética o un dispositivo de ultrasonidos, a modo del dispositivo de formación de imágenes en lugar del dispositivo de rayos X con brazo en C mostrado, o adicionalmente al mismo.

Adicionalmente, el sistema de la figura 2 incluye un dispositivo 300 de entrada, por medio del cual puede llevarse a cabo una determinación manual de una característica ósea, por ejemplo. También se muestra una conexión (en

forma de línea de puntos) a una base de datos,600 situada por ejemplo en una red.

Finalmente, se muestra una zona de interés 500. Dentro de dicha zona puede estar situado, por ejemplo, un hueso de un paciente que se vea sometido al método. En las figuras 3 y 6 pueden observarse ejemplos de imágenes (esquemáticas) de un dispositivo de formación 200 de imágenes.

Las figuras 3 a 6 muestran esquemáticamente ilustraciones de imágenes ejemplares, que pueden formar la base para llevar a cabo el método. En este ejemplo, se determina un posicionamiento de rotación de una primera sección 12, es decir una sección proximal, con respecto a una segunda sección 14, es decir una sección distal, de un hueso, es decir un fémur 10 con una fractura F en el eje del fémur 10.

La figura 3 es una imagen generada en una dirección anteroposterior, es decir desde arriba (suponiendo que el paciente esté tumbado sobre su espalda). La figura 3 muestra una situación en la que ya se ha insertado un clavo 20 para huesos en un canal medular del fémur 10, en una dirección longitudinal del fémur. Adicionalmente, la sección proximal 12 del fémur 10 está fijada de manera rotativa con respecto al clavo 20 para huesos por medio de un tornillo de bloqueo 30, insertado a través de un orificio en el clavo para huesos y en la cabeza del fémur. Un dispositivo de alineación 60 está sujeto de forma fija al clavo 20 para huesos, y presenta un manguito 70 para la inserción de otro tornillo de bloqueo a insertar en la sección distal 14 del fémur.

Debido a la fractura F, la sección distal 14 del fémur puede girar con respecto a la sección proximal 12 del fémur 10. Esto está indicado por la flecha R. El problema a resolver en esta situación es encontrar la posición de rotación anatómicamente correcta de la sección distal 14, para evitar una mala posición de la articulación de la rodilla y de la parte inferior de la pierna con respecto a la articulación de la cadera.

Con el fin de determinar la posición actual de la sección distal 14 con respecto a la sección proximal 12, en primer lugar, pueden determinarse un plano P perpendicular al eje longitudinal del hueso (perpendicular a la lámina del dibujo), un primer vector V1 y un segundo vector V2, siendo cada uno de los dos vectores representativo de la dirección de una característica en la respectiva sección del fémur.

Cabe observar que los vectores V1 y V2 no se muestran como flechas, dado que es irrelevante en qué dirección apunten los vectores a lo largo de las líneas mostradas, respectivamente.

Como primera aproximación puede suponerse que el eje longitudinal X del clavo 20 para huesos es idéntico al eje longitudinal de la diáfisis del fémur 10. Un plano P que se extiende perpendicular al eje longitudinal del clavo 20 para huesos será idéntico a un plano que se extienda perpendicular a la diáfisis del fémur, siempre que los ejes longitudinales sean congruentes o al menos paralelos entre sí. En el caso de que exista una desviación del eje longitudinal del clavo para huesos con respecto al eje longitudinal de la diáfisis del fémur, el ángulo entre los ejes longitudinales será tan pequeño que podrá desestimarse un error resultante en la determinación de un ángulo entre dos vectores proyectados sobre el plano. Por lo tanto, para determinar el plano P puede utilizarse el eje longitudinal X del clavo 20 para huesos, que es más fácil de determinar.

El hecho de contar con un tornillo de bloqueo 30, ya insertado en el cuello y la cabeza del fémur 10, permite utilizar el eje del tornillo de bloqueo como la primera característica de la primera sección 12 del fémur 10. En consecuencia, puede determinarse un primer vector V1 basándose en el eje del tornillo de bloqueo 30.

Basándose en la imagen de proyección ilustrada en la figura 3, puede determinarse el eje longitudinal X, y de este modo el plano P, así como el primer vector V1, pudiendo tenerse en cuenta la relación conocida entre el dispositivo de alineación 60, por ejemplo, cuando esté conectado de forma fija al clavo para huesos, y el eje del orificio pasante del clavo para huesos a través del cual se ha insertado el tornillo de bloqueo, para determinar la orientación en 3D del primer vector V1.

Adicionalmente, en la figura 3 se muestra el segundo vector V2, aunque sería difícil determinar la posición y la orientación del segundo vector a partir de una imagen anteroposterior.

En la figura 3 se visualiza la etapa del método de proyección de al menos dos puntos del primer y segundo vectores sobre el plano P, indicándose mediante flechas de puntos.

En la figura 4 se muestra una vista en planta sobre el plano P (idéntico a la lámina del dibujo) junto con las características del fémur, es decir, la cabeza del fémur en la primera sección 12, así como los cóndilos en la segunda sección 14 del fémur, tal como se observarían si se mirara en una dirección proximal a distal del fémur. La figura 4 muestra adicionalmente un tornillo de bloqueo 30, que se extiende desde el clavo para huesos hacia el interior de la cabeza del fémur, y un dispositivo de alineación 60 que está conectado de forma fija al clavo para huesos y que se extiende fuera del hueso, es decir, la pierna. Cabe observar que la figura 4 es una imagen construida con fines explicativos. Por lo tanto, en la figura 4 se ha omitido el tejido blando que rodea al fémur.

Como puede observarse en la figura 4, se utilizan los puntos más posteriores de los cóndilos para determinar una

línea tangente. La línea tangente de los cóndilos sirve para determinar un segundo vector $V2p$, en la segunda sección 14 del fémur. En la primera sección 12 del fémur, el eje del tornillo de bloqueo 30 sirve como base para determinar el primer vector $V1p$.

5 En la figura 4 se visualiza adicionalmente el aspecto de que la segunda sección 14 del fémur puede girar con relación a la primera sección 12 del fémur, alrededor del eje longitudinal del clavo para huesos. Tal rotación está indicada por la flecha R, y puede provocar por ejemplo un cambio de la orientación del segundo vector $V2p$ a una orientación de un vector $V2'p$.

10 Asumiendo que la orientación del segundo vector $V2p$ represente una posición anatómicamente correcta de los cóndilos, y que el vector $V2'p$ tenga una orientación como la que se determina, sería posible determinar el ángulo de rotación alrededor del cual tiene que girarse la segunda sección 14 del fémur para conseguir una disposición anatómicamente correcta.

15 La figura 5 es similar a la figura 4, que muestra una vista sobre el plano P. La figura 5 difiere de la figura 4 en que se ha dibujado un ángulo A, entre el primer vector $V1p$ y el segundo vector $V2p$. Por medio del método, puede determinarse dicho ángulo A, indicando una relación de rotación de una primera característica en una primera sección y de una segunda característica en una segunda sección de un hueso.

20 La figura 6 muestra una imagen esquemática que resultaría apropiada para determinar líneas tangentes en los puntos más posteriores de los cóndilos. La imagen se genera desde una dirección lateral, pero también está inclinada en una dirección proximal a distal de manera que puedan identificarse en una imagen ambos cóndilos, en la segunda sección 14 del fémur. En la imagen de la figura 6 se muestra adicionalmente un dispositivo de alineación 60 que incluye un elemento de ajuste 62, para ajustar la altura de inserción de un tornillo de bloqueo a través de un orificio, situado en el extremo delantero de un clavo 20 para huesos, y un manguito 70 para facilitar la inserción de un tornillo de bloqueo.

25 En la figura 6 se muestra adicionalmente una pluralidad de elementos 64, que forman un ejemplo de un cuerpo de referencia. Cada uno de estos elementos 64 es una pequeña esfera radiopaca, de manera que cada elemento se muestra como un punto en una imagen de rayos X. Debido a la distribución específica en 3D de los elementos 64 en el dispositivo de ajuste 62, o dentro del mismo, la proyección de los elementos sobre un plano de formación de imágenes dará lugar a una distribución en 2D característica, de manera que pueda determinarse una orientación real en 3D del cuerpo de referencia en función de la distribución proyectada en 2D. Conocer la orientación en 3D del cuerpo de referencia permite determinar una dirección real de una línea tangente en los cóndilos, por ejemplo.

30 Mediante una única imagen, como la ilustrada en la figura 6, es posible determinar un segundo vector proyectado $V2$.

35 De acuerdo con el método reivindicado, la manera de determinar el segundo vector proyectado $V2$ es determinar una tangente en cada uno de los cóndilos, definiendo la tangente T1 el punto más posterior en el primer cóndilo y definiendo la tangente T2 el punto más posterior en el segundo cóndilo. Ambas tangentes T1 y T2 son paralelas entre sí, y paralelas al eje longitudinal X del fémur. Debe comprenderse que las alturas de las tangentes T1, T2 difieren entre sí, en una vista lateral inclinada como la de la figura 6. Por consiguiente, puede medirse una distancia Dm entre la tangente T1 y la tangente T2, en una dirección perpendicular a ambas tangentes.

40 Teniendo en cuenta que se determina un plano que es perpendicular al eje longitudinal de la diáfisis, debe comprenderse que cada tangente T1, T2 interseca dicho plano en un punto. Los puntos resultantes se ilustran esquemáticamente en las figuras 3 y 5, como puntos TP1 y TP2.

45 En la figura 5 se ilustran adicionalmente aspectos geométricos que permiten determinar un ángulo A, entre el primer vector proyectado $V1p$ y el segundo vector proyectado $V2p$. Por ejemplo, a partir de una dirección de visualización VD, puede medirse una distancia Dm entre las tangentes T1 y T2, es decir, entre los puntos de intersección TP1 y TP2 de las tangentes con el plano.

50 Sabiendo (a partir de una base de datos de fémures, por ejemplo) que las dimensiones en un fémur suelen tener relaciones específicas (con desviaciones), por ejemplo, la anchura de la diáfisis o el diámetro de la cabeza del fémur en relación con la distancia entre los cóndilos, puede estimarse la distancia Dc entre los cóndilos, por ejemplo, a partir de una anchura medida de la diáfisis del fémur. Por lo tanto, puede calcularse el ángulo B como el arco sinusoidal de Dm/Dc .

55 El ángulo C entre la dirección de observación VD y el primer vector proyectado $V1p$ puede determinarse basándose en la información de orientación proporcionada por el cuerpo de referencia. Finalmente, puede calcularse el ángulo A como la sustracción del ángulo C al ángulo B.

60 Aunque en los dibujos y en la descripción anterior se han ilustrado y descrito en detalle realizaciones, tales ilustraciones y descripciones deben considerarse ilustrativas o ejemplares, y no restrictivas, por lo que la invención

no está limitada por las realizaciones dadas a conocer.

5 Los expertos en la materia podrán entender y llevar a cabo otras variantes de las realizaciones dadas a conocer, al poner en práctica la invención reivindicada a partir de un estudio de los dibujos, la divulgación y las reivindicaciones adjuntas. En las reivindicaciones, las expresiones “que comprende/n” y “comprendiendo” no excluyen otros elementos o etapas, y el artículo indefinido “un” o “uno/a” no excluye una pluralidad. Un único procesador u otra unidad puede cumplir las funciones de varios artículos enumerados en las reivindicaciones.

10 El mero hecho de que se enumeren determinadas medidas y reivindicaciones dependientes mutuamente diferentes no indica que no pueda utilizarse una combinación de estas medidas de manera ventajosa. El programa informático puede almacenarse/distribuirse en un medio adecuado, tal como un medio de almacenamiento óptico o un medio de estado sólido suministrado junto con otro hardware o como parte del mismo, pero también puede distribuirse de otras formas, por ejemplo, a través de Internet o de otros sistemas de telecomunicaciones cableados o inalámbricos. Ninguno de los signos de referencia de las reivindicaciones deberá interpretarse como una limitación del alcance.

15

Lista de signos de referencia

10	hueso fémur
12	primera sección/sección proximal del hueso/fémur
20	segunda sección/sección distal del hueso/fémur
20	clavo para huesos
30	tornillo de bloqueo
60	dispositivo de alineación
62	dispositivo de ajuste
25	64 elementos de cuerpo de referencia
70	manguito
100	medios de procesamiento
200	dispositivo de formación de imágenes
220	brazo en C
30	240 fuente de rayos X
260	detector de rayos X
300	dispositivo de entrada
400	monitor
500	zona de interés
35	510 válvula cardíaca
520	estent real
530	dispositivo de introducción
540	estent virtual
600	base de datos
40	A, B, C ángulo
Dc	distancia entre los cóndilos
Dm	distancia medida
F	fractura
P	plano
45	R rotación
T1, T2	tangente
TP1, TP2	punto de intersección entre tangente y plano
V1	primer vector
V1p	primer vector proyectado
50	V2 segundo vector
V2p, V2'p	segundo vector proyectado
VD	dirección de visualización
X	eje longitudinal.

REIVINDICACIONES

1. Un método para determinar una posición de rotación de una primera característica, de una primera sección ósea (12), con relación a una segunda característica de una segunda sección ósea (14), comprendiendo el método las etapas de:
- 5
- determinar un eje longitudinal (X) de un hueso (10) y determinar un plano (P), que se extienda perpendicular al eje longitudinal del hueso,
- 10
- determinar un primer vector proyectado (V1p) en el plano (P), basándose en una primera dirección definida por una característica de la primera sección ósea (12),
- determinar un segundo vector proyectado (V2p) en el plano (P), basándose en una segunda dirección definida por una característica de la segunda sección ósea (14), en el que la segunda dirección se determina basándose en una imagen en 2D de la segunda sección ósea, en el que la imagen en 2D incluye adicionalmente la visualización de un cuerpo de referencia (64),
- 15
- determinar un ángulo (A) entre el primer vector proyectado (V1p) y el segundo vector proyectado (V2p),
- en el que el hueso es un fémur, caracterizado por que
- el ángulo (A) se calcula como la sustracción de un segundo subángulo (C) a un primer subángulo (B),
- 20
- en el que el primer subángulo (B) se calcula como el arco sinusoidal de Dm/Dc , en el que Dm es la distancia entre dos tangentes (T1, T2) en cada uno de dos cóndilos, cuando se mira en una dirección de observación (VD), definiendo cada tangente (T1, T2) el punto más posterior de un respectivo cóndilo, y siendo ambas tangentes (T1, T2) paralelas entre sí y al eje longitudinal (X) del fémur, y siendo Dc una distancia estimada entre los dos cóndilos, y en el que el segundo subángulo (C) entre la dirección de observación (VD) y el primer vector proyectado (V1p) se determina basándose en el cuerpo de referencia (64).
- 25
2. El método de la reivindicación 1, en el que la determinación de al menos uno del primer y segundo vectores proyectados (V1p, V2p) comprende las etapas de identificar al menos dos puntos en la característica de la correspondiente sección ósea (12, 14), y proyectar los al menos dos puntos sobre el plano (P), definiendo los dos puntos proyectados (TP1, TP2) el vector proyectado (V1p, V2p).
- 30
3. El método de la reivindicación 1, en el que al menos uno de los ejes longitudinales (X) del hueso (10), la característica de la primera sección ósea (12) y la característica de la segunda sección ósea (14) se determina basándose en una imagen en 3D de al menos una sección del hueso.
- 35
4. El método de la reivindicación 1, en el que al menos uno de los ejes longitudinales (X) del hueso (10), la característica de la primera sección ósea (12) y la característica de la segunda sección ósea (14) se determina basándose en una imagen en 2D de al menos una sección del hueso, en el que la imagen en 2D incluye adicionalmente la visualización del cuerpo de referencia (64).
- 40
5. El método de la reivindicación 4, en el que el cuerpo de referencia (64) comprende una estructura que forma una imagen de proyección en 2D característica, para determinar una orientación en 3D del cuerpo de referencia (64).
- 45
6. El método de la reivindicación 4, en el que el cuerpo de referencia (64) está adaptado para su conexión de forma fija al hueso (10).
7. El método de la reivindicación 4, en el que el cuerpo de referencia (64) es al menos una parte de un implante.
8. El método de la reivindicación 7, en el que el implante comprende un eje y el eje del implante representa uno del eje longitudinal (X) del hueso (10), la característica de la primera sección ósea (12) y la característica de la segunda sección ósea (14).
- 50
9. El método de la reivindicación 4, en el que el cuerpo de referencia (64) está adaptado para su conexión de forma fija a la primera sección ósea (12) mientras es visible en una imagen que muestre la segunda sección ósea (14).
- 55
10. El método de la reivindicación 9, en el que el cuerpo de referencia (64) es al menos una parte de un dispositivo de alineación.
- 60
11. Un dispositivo para determinar una posición de rotación de una primera característica, de una primera sección ósea, con relación a una segunda característica de una segunda sección ósea, comprendiendo el dispositivo una unidad de procesamiento (100) que está adaptada para:
- determinar un eje longitudinal (X) de un hueso basándose en datos de imagen recibidos, y determinar un plano (P) que se extienda perpendicular al eje longitudinal del hueso,
- 65
- determinar, basándose en datos de imagen recibidos, un primer vector proyectado (V1p) en el plano (P), basándose en una primera dirección definida por una característica de la primera sección ósea,
- determinar, basándose en datos de imagen recibidos de una imagen en 2D, un segundo vector proyectado (V2p)

en el plano (P), basándose en una segunda dirección definida por una característica de la segunda sección ósea, en el que la imagen en 2D incluye adicionalmente la visualización de un cuerpo de referencia (64), determinar un ángulo (A) entre el primer vector proyectado (V1p) y el segundo vector proyectado (V2p),

- 5 en el que el hueso es un fémur, caracterizado por que el ángulo (A) se calcula como la sustracción de un segundo subángulo (C) a un primer subángulo (B), en el que el primer subángulo (B) se calcula como el arco sinusoidal de D_m/D_c , en el que D_m es la distancia entre dos tangentes (T1, T2) en cada uno de dos cóndilos, cuando se mira en una dirección de observación (VD), definiendo cada tangente (T1, T2) el punto más posterior de un respectivo cóndilo, y siendo ambas tangentes (T1, T2) paralelas entre sí y al eje longitudinal (X) del fémur, y siendo D_c una distancia estimada entre los dos cóndilos, y
- 10 en el que el segundo subángulo (C) entre la dirección de observación (VD) y el primer vector proyectado (V1p) se determina basándose en el cuerpo de referencia (64).
12. El dispositivo de la reivindicación 11, que comprende adicionalmente una unidad (200) de formación de imágenes para proporcionar datos de imagen de proyección en 2D, de al menos una sección del hueso (10).
- 15 13. El dispositivo de la reivindicación 12, en el que la unidad de procesamiento (100) está adaptada adicionalmente para identificar una proyección del cuerpo de referencia (64), y para determinar una orientación en 3D del cuerpo de referencia.
- 20 14. El dispositivo de la reivindicación 11, en el que la unidad (200) de formación de imágenes está adaptada para proporcionar datos de imagen en 3D de al menos una sección del hueso (10).

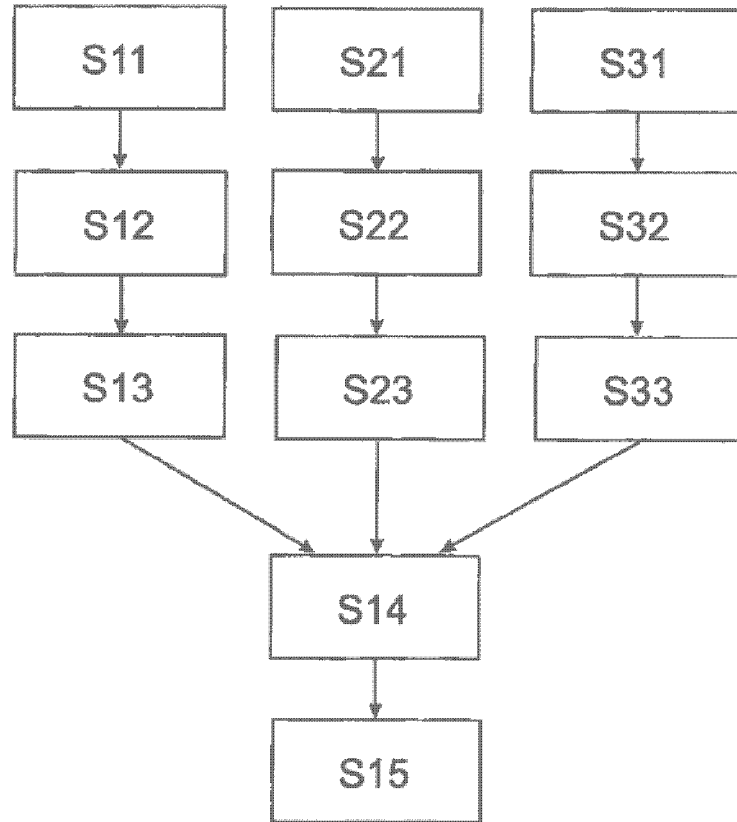


Fig. 1

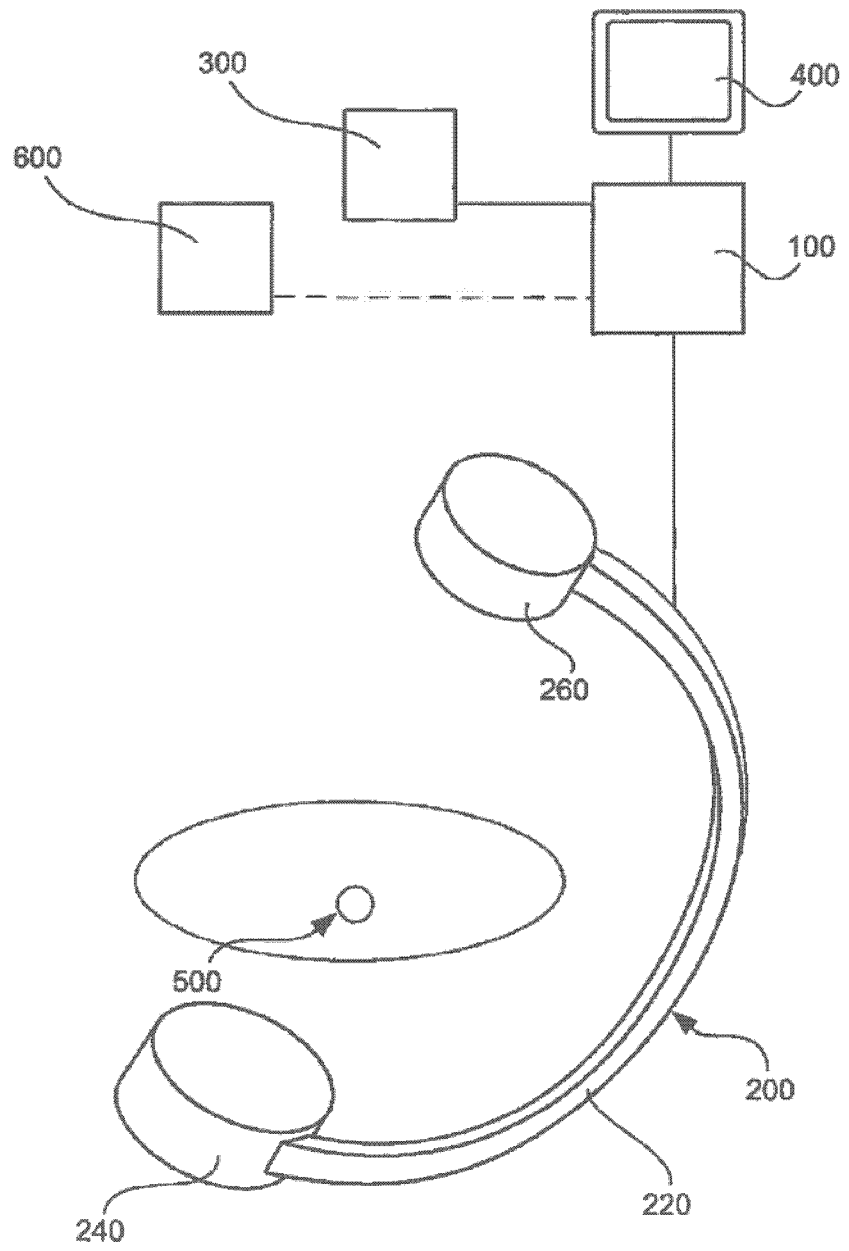


Fig. 2

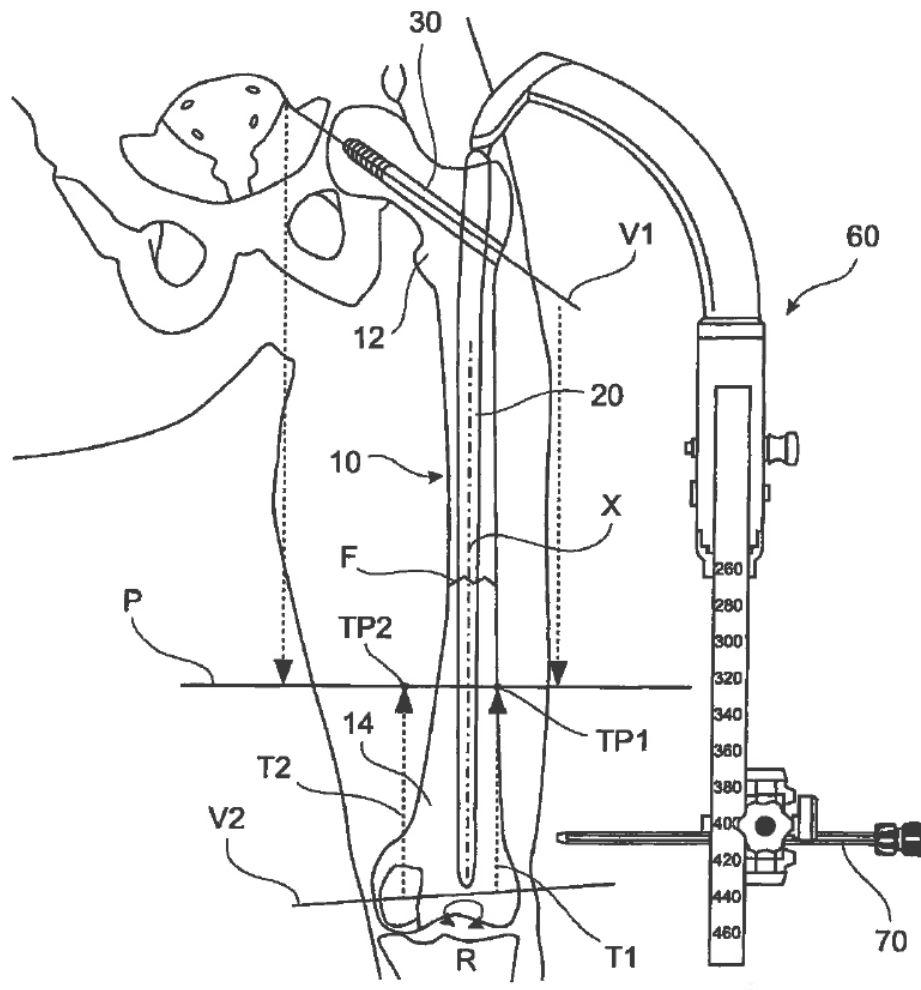


Fig. 3

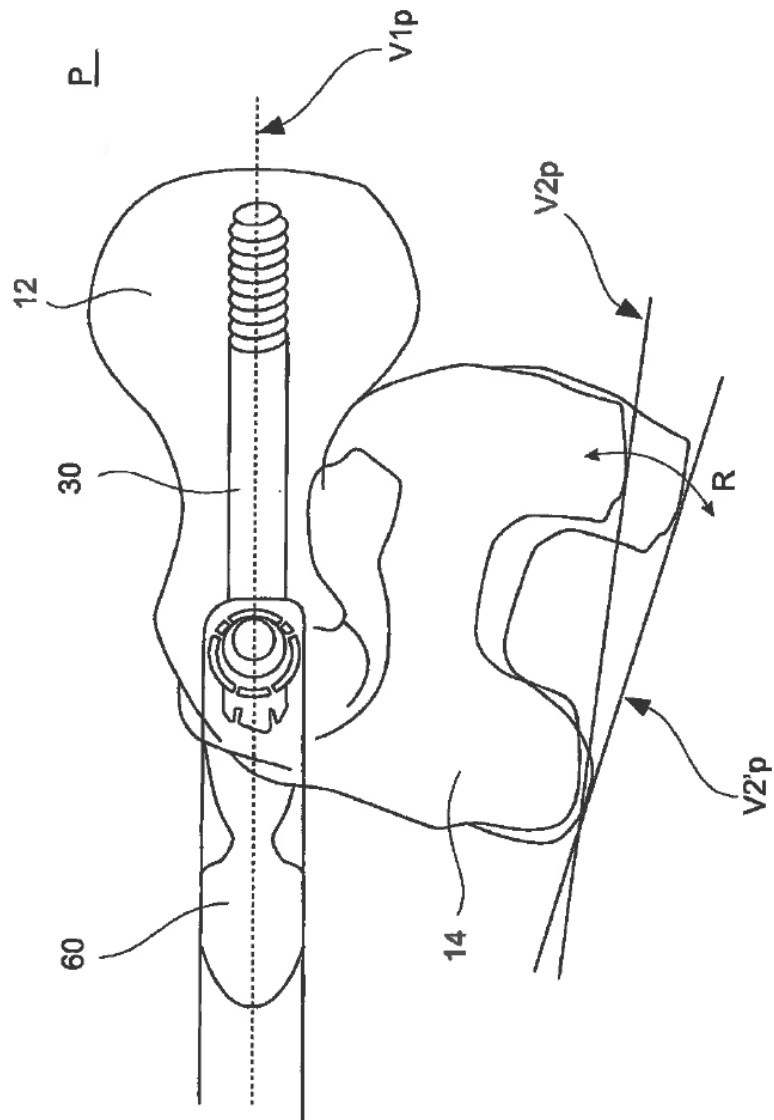


Fig. 4

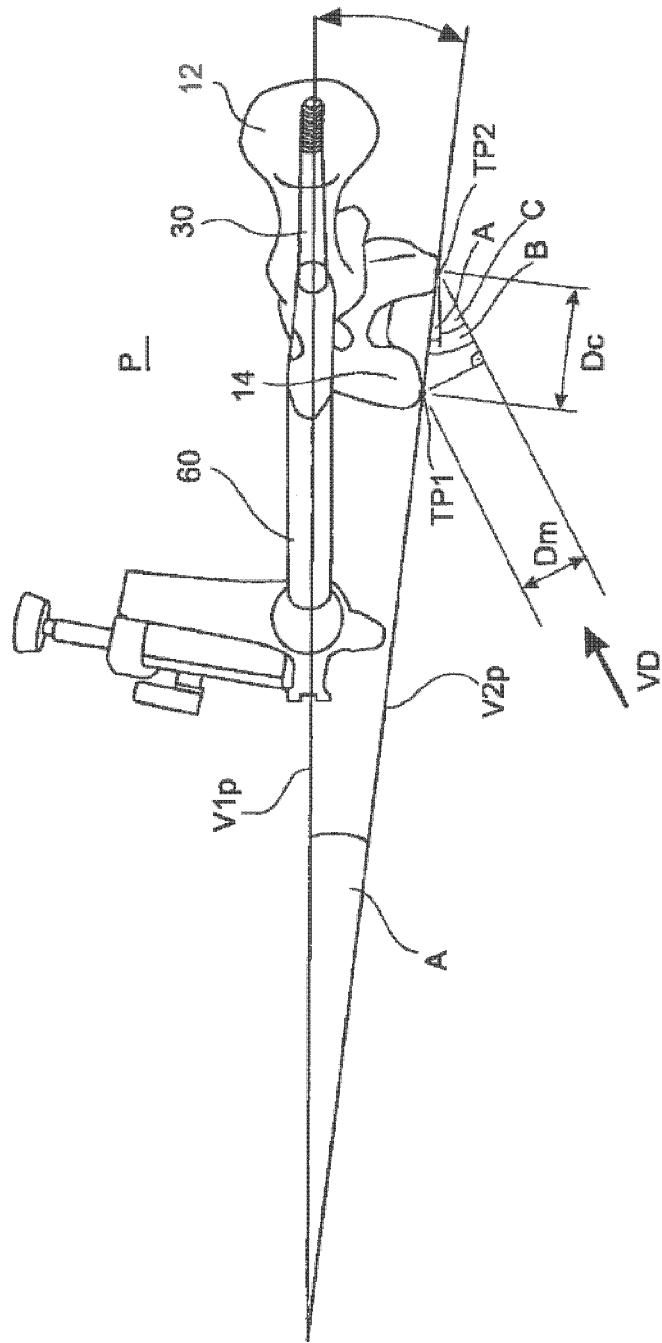


Fig. 5

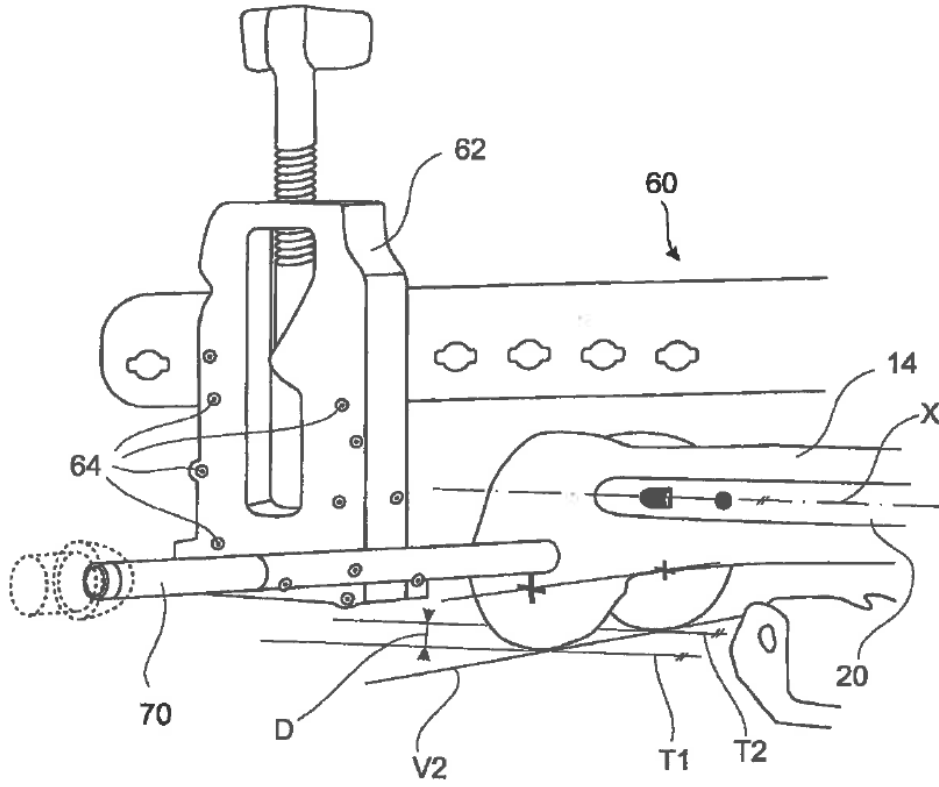


Fig. 6