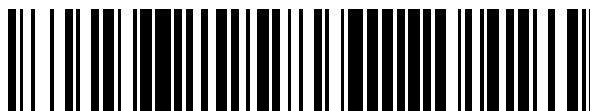


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 727 377**

51 Int. Cl.:

A61B 17/15 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **11.09.2015 PCT/IB2015/056976**

87 Fecha y número de publicación internacional: **17.03.2016 WO16038575**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **11.09.2015 E 15785180 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **20.03.2019 EP 3190987**

54 Título: **Guía para la resección del fémur**

30 Prioridad:

11.09.2014 IT UD20140149

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

15.10.2019

73 Titular/es:

**LIMACORPORATE S.P.A. (100.0%)
Via Nazionale 52, Frazione Villanova
33038 San Daniele Del Friuli (UD), IT**

72 Inventor/es:

**DALLA PRIA, PAOLO;
DOSSO, MARCO y
SBAIZ, FAUSTO**

74 Agente/Representante:

ISERN JARA, Jorge

ES 2 727 377 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

Guía para la resección del fémur

Campo de la invención

5 Esta invención hace referencia a un dispositivo para la resección del fémur animal o humano, utilizable en operaciones de cirugía ortopédica, en particular en cirugía protésica mínimamente invasiva, en el tratamiento de patologías relacionadas con la articulación de cadera, en particular con la displasia congénita o de evolución en el hombre o en los animales.

Fundamento de la invención

10 La displasia de la cadera es una conocida enfermedad, extendida por el mundo entero, que consiste en una deformidad articular que se inicia durante la vida inter-uterina del bebé pero continúa para desarrollarse durante los primeros años de vida, lo que hace que sea una enfermedad evolucionaria.

15 La displasia se manifiesta por si sola en una excesiva flojera de la articulación, que conduce a que la cabeza femoral se salga y vuelva a la cavidad acetabular cuando está sometida a fuerzas externas. Si esta inestabilidad no se diagnostica y se trata, a medida que pasan los meses la cabeza femoral sometida a la acción de los músculos y luego al peso del cuerpo, pierde gradualmente su relación con su asiento natural, o paleocotilo y se eleva hacia arriba, configurando una dislocación permanente de la cadera y definiendo un asiento nuevo, o neocotilo.

20 Si se diagnostica en los recién nacidos, la displasia se puede curar casi por completo usando separadores o distanciadores, redefiniendo la posición de la cadera.

Si la displasia no es tratada a tiempo en el recién nacido, puede desarrollar y llegar a ser un estado artrítico.

25 Dependiendo del estado alcanzado, y suponiendo que la función articular haya sido retenida, es posible intervenir usando operaciones quirúrgicas correctoras, como las osteotomías de re-orientación, habitualmente intervenciones de cirugía protésica. Estos procedimientos respectivamente tienen el objetivo de mejorar la relación entre las cabezas articulares, impidiendo o retardando el inicio de la artrosis, e incrementando la protección de la cabeza femoral, disminuyendo con ello la progresión o el avance de la enfermedad.

30 Estos procedimientos consisten en la resección del fémur en dos puntos, con el objetivo de eliminar una parte del mismo, normalmente de 1 a 4 cm de longitud, con el objetivo de devolver la cabeza del fémur al paleocotilo. A partir de esta osteotomía se fabrican dos trozos de hueso, que se vuelven a unir de nuevo más tarde.

35 Se sabe cómo proceder en el caso de una osteotomía plana, en la cual el fémur se secciona con cortes planos. El inconveniente de este procedimiento es que al reconstruir el fémur uniendo de nuevo los trozos o pedazos seccionados por dichos cortes planos, el fémur no resiste del mejor modo posible las tensiones torsionales y esto puede llevar a una fractura o pseudoartrosis.

40 Para superar los inconvenientes de dicha osteotomía, se sabe cómo operar usando otros tipos variantes de osteotomía, como por ejemplo la osteotomía en forma de V (chevron o doublé-chevron), osteotomía oblicua o en forma de Z, que demuestran estabilidad torsional de la articulación. De hecho, un corte en forma de V, oblicuo o en forma de Z del fémur permite un reacoplamiento o reenganche de los trozos o pedazos que es resistente a las tensiones torsionales.

45 Durante las osteotomías en forma de V, las oblicuas o las osteotomías en forma de Z se sabe como utilizar dispositivos para la resección del fémur, aplicados al propio fémur usando clavos y/o alambres de Kirschner, con el objetivo de definir un corte limpio y de medir la cantidad de fémur que se debe cortar, todo ello con la mayor exactitud. Un ejemplo se ha descrito en la solicitud de patente JP-A-2005000526.

50 Los dispositivos conocidos para la resección del fémur tienen generalmente un cuerpo de resección principal, de forma paralelepípeda, adecuado para descansar sobre el fémur.

55 El cuerpo de resección principal es una única pieza, que tiene una pluralidad de ranuras de resección que coinciden en forma con el corte que se tiene que hacer, por ejemplo, en forma de V, cuya función es la de plantilla o molde guía para la operación de corte.

60 Las ranuras de resección están a una distancia adecuada una de la otra a lo largo del desarrollo del fémur, de manera que se pueda retirar la pieza correcta y deseada, usando solamente las distintas y distanciadas ranuras de resección.

5 Un inconveniente de los métodos conocidos para la resección del fémur es que el perfil del corte realizado en los trozos de hueso no les permite girar uno respecto al otro, es decir, les permite que se vuelvan a unir o enganchar solamente si los perfiles son planos y paralelos, y eso ocurre si no se giran los pedazos. En particular, si el fémur tiene un desarrollo axial con una cierta deformación torsional, el reenganche de los trozos es impreciso y no es eficaz.

10 Este inconveniente se produce desde que individuos afectados con frecuencia por la displasia generalmente tienen una anteversión muy pronunciada del cuello del fémur, que se manifiesta con una gran deformación torsional. En individuos sanos, la línea del cuello del fémur está orientada hacia adelante en unos 8-13°, mientras que en los individuos afectados por displasia este valor puede ser de hasta 30°, por ejemplo.

15 Durante la operación de osteotomía quirúrgica para tratar la displasia, suele ser usual restaurar la anteversión anatómica del fémur mediante la movilización recíproca de los trozos, es decir, girándolos uno con respecto al otro, con el objetivo de orientar la prótesis femoral con respecto a la prótesis acetabular del mejor modo posible.

Por lo tanto es necesario conseguir que los dos pedazos de hueso se acoplen de forma precisa en una posición recíprocamente girada.

20 El documento US 2011/0015636 A1 describe una guía de resección para la articulación del húmero, que proporciona dos grados de libertad: rotación y traslación, a lo largo del eje de la articulación del húmero. El objetivo de la guía es básicamente conseguir un asiento en la articulación del húmero donde se pueda colocar una prótesis.

25 La guía de resección descrita en el documento US 2011/0015636 A1 concierne por tanto a un segmento del hueso, en este caso al del húmero, que es distinto del segmento óseo del fémur. Además, la guía trabaja a lo largo del eje de articulación del húmero, que es básicamente paralela al plano anatómico transversal del cuerpo humano y ortogonal al eje longitudinal del fémur, que es perpendicular al plano anatómico transversal del cuerpo humano. La guía es por lo tanto incapaz e ineficaz para una resección del fémur que permita definir la longitud del fémur que se va a extraer y el ángulo entre los pedazos, y acoplarlos con precisión de manera que sea posible intervenir eficazmente con el objetivo de restaurar, en particular, la anteversión anatómica. El documento US2013/0165936 revela una guía de resección de hueso del modelo anterior, adecuada para el fémur.

30 Por lo tanto existe una necesidad de un dispositivo para la resección del fémur, utilizable en las operaciones de cirugía ortopédica. En particular, una cirugía protésica mínimamente invasiva, que pueda superar al menos uno de los inconvenientes del estado de la técnica actual.

35 En particular, un objetivo de la presente invención es conseguir un dispositivo para la resección del fémur que se pueda usar en todo tipo de intervenciones de osteotomía.

40 Otro objetivo es obtener un dispositivo para la resección del fémur que permita definir la longitud del fémur que se va a retirar y el ángulo entre los pedazos, de manera que se puedan enganchar de nuevo de forma precisa y sea posible intervenir eficazmente para restaurar la anteversión anatómica.

45 Otro objetivo es el de obtener un dispositivo para la resección del fémur que sea fácil de utilizar.

Otro objetivo de la presente invención es obtener un dispositivo para la resección del fémur que trabaje básicamente a lo largo del eje longitudinal del fémur.

50 Otro objetivo de la presente invención es obtener un dispositivo que se pueda utilizar eficazmente también en la corrección del ángulo anormal del fémur proximal.

El solicitante ha mostrado, comprobado y configurado la presente invención para superar los inconvenientes del estado de la técnica y obtener todas las ventajas y objetivos previstos.

55 RESUMEN DE LA INVENCION

La presente invención se establece y caracteriza en la reivindicación independiente mientras que las reivindicaciones dependientes describen otras características de la invención o bien variantes respecto a la idea principal de la invención.

60 De acuerdo con los objetivos mencionados, la presente invención hace referencia a un dispositivo para la resección del fémur, utilizable en las operaciones de cirugía ortopédica, en particular, una cirugía protésica mínimamente invasiva. En algunas configuraciones, el dispositivo para la resección del fémur comprende un cuerpo de resección dispuesto con ranuras de resección, configurado para recibir un instrumento de corte quirúrgico, con el objetivo de obtener al menos dos secciones del fémur.

65

De acuerdo con un aspecto de la presente invención, el cuerpo de resección consiste en dos elementos separados, capaces de ensamblarse juntos de un modo estable y capaz de liberarse, del cual un primer elemento es una plantilla de corte junto con las ranuras para la resección. El segundo elemento es un elemento de medición y referencia con una pluralidad de orificios de medición y referencia, configurados para determinar un descentramiento angular, con respecto al eje longitudinal del fémur, y una traslación axial, a lo largo del eje longitudinal del fémur, entre las dos secciones del fémur. Además, entre la plantilla de corte y el elemento de medición y referencia se dispondrán los medios de sujeción separables. Además, los orificios de medición y referencia se realizan en el elemento de medición y referencia conforme a una matriz asociada a las coordenadas axial y angular en filas y columnas ordenadas.

La presencia de un medio de sujeción liberable permite asociar y separar la plantilla de corte y los elementos de medición y referencia unos con otros, permitiendo que el cuerpo de resección asuma una configuración variable.

De acuerdo con un aspecto de la presente invención, el cuerpo de resección se ha configurado para asumir un primer estado de corte, en el cual la plantilla de corte deberá ser adecuada para cooperar con los instrumentos quirúrgicos con el objetivo de realizar una primera sección y se encontrará asociada a un cuerpo con el elemento de medición y el de referencia.

Además, el cuerpo de resección se ha configurado para asumir un segundo estado de corte desmontado, en el cual la plantilla de corte esté descentrada desde el punto de vista angular y desplazada respecto al eje con respecto al primer estado de corte, y además sea adecuada para cooperar con los instrumentos quirúrgicos para obtener una segunda sección, descentrada angularmente y desplazada axialmente con respecto a la primera sección.

Este doble estado en el cual se puede configurar la plantilla de corte permitirá realizar dos secciones, recíprocamente anguladas y descentradas, que permitan restaurar la anteversión del fémur. Las dos secciones se pueden obtener usando un único dispositivo conforme a la presente invención y se pueden llevar a cabo una tras otra, en un tiempo corto.

Además, la presencia de múltiples orificios de medición y referencia permitirá definir las dos secciones con una gran precisión.

De hecho, la elección de los orificios permite identificar las coordenadas de corte que nos indicarán cuanto se ha descentrado y desplazado la segunda sección con respecto a la primera sección.

Estos y otros aspectos, características y ventajas del presente documento se entenderán mejor con ayuda de la siguiente descripción, figuras y reivindicaciones adjuntas. Las figuras, que se han integrado y forman parte de la presente descripción, muestran algunas formas de configuración de la presente invención, y junto con la descripción, pretenden describir los principios de la invención.

Los diversos aspectos y características descritas en la presente invención se pueden aplicar individualmente en el caso que sea posible. Estos aspectos individuales, por ejemplo, aspectos y características descritos en las reivindicaciones adjuntas, pueden ser el objeto de cada una de las aplicaciones.

Se entiende que cualquier aspecto o característica descubierta durante el proceso del patentado que ya se conozca, no será reivindicada y será objeto de una renuncia.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LAS FIGURAS

Estas y otras características de la presente invención se ponen de manifiesto a partir de la siguiente descripción de algunas configuraciones, a modo de ejemplo con respecto a las figuras adjuntas donde:

- La figura 1 es una visión frontal del dispositivo para la resección del fémur conforme a la presente invención;
- La figura 2 es una visión frontal explosionada del dispositivo en la figura 1;
- La figura 3 es una vista en planta del dispositivo de la figura 1;
- Las figuras 4-7 son vistas frontales de las etapas de trabajo del dispositivo en la figura 1;
- La figura 8 es una visión esquemática del cuerpo humano en la cual se han identificado los planos anatómicos

Para facilitar la comprensión, se han usado los mismos números de referencia donde era posible, con el fin de identificar los elementos comunes idénticos en los dibujos. Se entiende que elementos y características de una forma de configuración se pueden incorporar convenientemente a otras formas de configuración sin más aclaraciones.

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE ALGUNAS CONFIGURACIONES

- 5 Ahora haremos referencia con detalle a las diversas configuraciones de la presente invención, de las cuales uno o más ejemplos se muestran en las figuras adjuntas. Cada ejemplo se muestra a modo de ilustración de la invención y no se entiende como una limitación de la misma. Por ejemplo, las características mostradas o descritas como parte de una forma de configuración se pueden adoptar o asociarse a otras configuraciones para dar lugar a otra configuración. Se entiende que la presente invención incluye todas las modificaciones y variantes.
- 10 Las figuras 1-7 se utilizan para describir las configuraciones de un dispositivo 10 para la resección del fémur 11 de acuerdo con la presente descripción, utilizables en operaciones de cirugía ortopédica, en particular en cirugía mínimamente invasiva, y también utilizables en operaciones para corregir la angulación anormal del fémur proximal. El fémur 11 tiene un eje longitudinal F, ver figuras 4-8.
- 15 En algunas configuraciones, el dispositivo 10 consta de un cuerpo de resección 12 dispuesto con una o más ranuras de resección 13 configuradas para recibir un instrumento quirúrgico de corte. Las ranuras de resección son a través, para permitir que el instrumento quirúrgico de corte pase y obtener al menos dos secciones 15, 16 del fémur 11, en particular, para definir dos trozos 18, 19 complementarios. Por ejemplo, dos, tres, cuatro o más ranuras de resección 13, a pares o individuales, simétricas o no respecto a la línea central. En posibles configuraciones, descritas por ejemplo usando las figuras 1,2,4 y 6, las ranuras de resección 13 pueden tener distintos ángulos de inclinación, por ejemplo, con el fin de obtener una resección con una geometría diferente (por ejemplo, en forma de Z, oblicuas, en forma de V, en forma de chevron o doble chevron).
- 20 De acuerdo con la presente descripción, el cuerpo de resección 12 consiste en dos elementos separados 21, 22, capaces de unirse selectivamente uno al otro de un modo estable y liberable, conforme a las necesidades y a las etapas de trabajo.
- 25 En particular, un primer elemento del cuerpo de resección es una plantilla de corte 21 dispuesta con dichas ranuras de resección 13, mientras que un segundo elemento es un elemento de medición y de referencia 22 dispuesto con una pluralidad de orificios de medición y referencia 24, configurados para determinar un descentramiento angular con respecto al eje longitudinal F del fémur 11 y una traslación axial entre las dos secciones 15, 16 del fémur 11. La traslación axial se realiza a lo largo del eje longitudinal F del fémur 11.
- 30 En particular, conforme a las configuraciones aquí descritas, el cuerpo de resección 12 se puede configurar para asumir un primer estado de corte montado, en el cual la plantilla de corte 21 y el elemento de medición y referencia 22 se pueden asociar uno a otro en un cuerpo individual. En este estado la plantilla de corte 21 puede acoplarse al fémur 11 y puede ser adecuada para cooperar con los instrumentos de corte quirúrgicos para llevar a cabo una primera sección 15.
- 35 El cuerpo de resección 12 se puede configurar para asumir un segundo estado de corte, desmontado, en el cual la plantilla de corte esté descentrada angularmente y se traslade axialmente con respecto al primer estado de corte, montado, y sea adecuada para cooperar con los instrumentos de corte quirúrgicos para obtener una segunda sección 16 del fémur 11 descentrada angularmente y desplazada axialmente con respecto a la primera sección 15. En el segundo estado de corte, la plantilla de corte 21 y el elemento de medición y referencia 22 están separados uno del otro y no enganchados. En cualquier caso, la posición de la plantilla de corte 21 en el fémur 11 en el segundo estado de corte se coordinará con la posición del elemento de medición y referencia 22 en el primer estado de corte montado.
- 40 La plantilla de corte 21 y el elemento de medición y referencia 22 se pueden acoplar de forma selectiva para definir un único cuerpo, ver la figura 1, por ejemplo, o bien se pueden desacoplar para definir dos cuerpos separados, ver fig. 2 por ejemplo.
- 45 En algunas configuraciones, la plantilla de corte 21 y el elemento de medición y referencia 22 se pueden conectar por acoplamiento mecánico, por ejemplo, por acoplamiento a presión, acoplamiento geométrico o de forma similar, acoplamiento por interferencia, o por sujeción magnética, o bien por una combinación de los anteriores.
- 50 En particular, conforme a la presente descripción, se dispondrán unos medios de sujeción liberables 23 entre la plantilla de corte 21 y el elemento de medición y referencia 22.
- 55 Los medios de sujeción liberables 23, que pueden ser del tipo magnético o mecánico, se han configurado para obtener el tipo deseado de conexión entre la plantilla de corte 21 y el elemento de medición y referencia tal como se ha comentado antes.
- 60 En algunas configuraciones, el medio de sujeción 23 liberable puede incluir espigas de conexión y aberturas de ajuste o acoplamiento 26. Resulta una gran ventaja que las espigas de conexión 25 sean espigas de conexión
- 65

magnéticas y que las aberturas 26 incluyan un material ferromagnético, o al menos un material sensible a un campo magnético, para obtener un efecto de sujeción magnético además de las espigas de conexión 25.

5 En particular, la plantilla de corte 21 puede incluir las espigas de conexión 25 (parte macho de la conexión) y el elemento de medición y referencia 22 puede disponer de las aberturas 26 (parte hembra de la conexión). O viceversa. En algunas configuraciones la conexión entre la plantilla de corte 21 y el elemento de referencia y medición 22 puede haberse configurado de forma inversa, y las aberturas 26 (parte hembra de la conexión) pueden encontrarse sobre la plantilla de corte 21 y la espigas de conexión 25 (parte macho de la conexión) puede fabricarse sobre el elemento de medición y referencia 22.

10 En algunas configuraciones, descritas por ejemplo con respecto a la figura 1, el elemento de referencia y de medición 22 puede aparecer con las espigas de conexión 25, mientras que la plantilla de corte 21 puede disponerse con las aberturas 26.

15 El cuerpo de resección 12 es adecuado para recibir elementos de enganche 35 que se engancharán directamente al fémur 11 en el estado montado y desmontado. Los elementos de fijación o enganche 35 pueden ser alambres de Kirschner, por ejemplo, conocidos en los campos ortopédicos quirúrgicos, o espigas o clavijas para uso ortopédico, insertadas y guiadas por ejemplo por cables de Kirschner.

20 Los elementos de fijación 35 se podrán insertar en el fémur 11 y mantener fijos en posición, tanto en el segundo estado de corte como en el primer estado de corte del dispositivo 10.

25 En algunas configuraciones, el elemento de medición y el de referencia 22 pueden recibir los elementos de fijación 35 para fijar los primeros estados de corte del dispositivo 10, que se insertan en particular en los orificios correspondientes de medición y referencia 24.

30 Una vez acoplados con los orificios de referencia y medición 24 del elemento de medición y referencia 22, los elementos de fijación 35 aportan una referencia correcta y repetible del descentramiento angular y del desplazamiento axial, necesarios para completar la osteotomía y restaurar la anteversión anatómica.

De hecho, la plantilla de corte 21 se coloca en su segundo estado de corte, se centra y se guía en la posición angular correcta y en la posición axial cooperando con los elementos de fijación 35, en particular por medio de sus propios orificios de fijación y referencia 34, descritos a continuación con mayor detalle.

35 Resulta una ventaja que los orificios de medición y referencia 24 se puedan fabricar con una geometría regular sobre el elemento de medición y referencia 22, de acuerdo con una matriz M asociada a coordenadas axiales y angulares en líneas y columnas organizadas, donde grupos de orificios de medición y referencia 24 que se desarrollan a lo largo de las líneas indican valores distintos de posición angular, tanto hacia la izquierda como hacia la derecha, mientras que los grupos de orificios de medición y referencia 24 que se desarrollan a lo largo de las columnas indican valores distintos de la posición axial.

40 En particular, será posible identificar, en dicha matriz M, un grupo central de orificios de medición y referencia 24 que varíe únicamente la posición axial a lo largo del eje del fémur 11, y dos grupos laterales de orificios de medición y referencia 24 que permitan variar la posición angular alrededor del eje longitudinal F del fémur 11, en una dirección o la otra. Claramente, los grupos se pueden combinar de varias maneras con el objetivo de modificar tanto la posición axial como la posición angular de las dos secciones 15 y 16.

45 Para orientar de forma unívoca la plantilla de corte 21 en el segundo estado de corte, es necesario identificar dos coordenadas. La plantilla de corte 21, de hecho, es adecuada para asociarse al segundo estado de corte con el fémur 11 por medio de los elementos de fijación 35 fijados en las coordenadas elegidas por medio de los orificios de referencia y medición 24.

50 En algunas configuraciones, que se pueden combinar con todo tipo de configuraciones aquí descritas, las filas de dos pueden indicar la misma traslación axial, de manera que dos coordenadas distintas que aporten el segundo estado de corte de la plantilla de corte 21 de forma unívoca se asocian también al mismo desplazamiento axial.

55 Por este motivo, los elementos 22 de referencia y medición pueden disponer también de indicadores 39c capaces de indicar que líneas definen el mismo desplazamiento axial y por lo tanto permiten efectuar la segunda sección 16 a la distancia deseada de la primera sección 15, y al mismo tiempo indicar su posición de forma unívoca. Los indicadores 39c pueden ser del tipo visual o táctil o una combinación de los mismos. Por ejemplo, los indicadores 39c pueden ser incisiones, cavidades, ranuras, entalladuras o elementos de relieve similares.

60 La plantilla de corte 21 se puede disponer con una primera superficie 28, que mire externamente durante el uso, y una segunda superficie 29, en contacto con el fémur 11 durante el uso, ver figura 3, por ejemplo.

65

La segunda superficie 29 se podrá moldear para adaptarse a la conformación del fémur 11 y definir un soporte estable para el dispositivo 10.

5 La plantilla de corte 21 puede estar hecha de un cuerpo individual sobre el cual se han hecho ranuras de resección 13.

10 Las ranuras de resección 13 podrán interactuar de forma adecuada con los instrumentos quirúrgicos, como por ejemplo, cuchillas, accionadas manualmente o robotizadas, que definirán las secciones 15, 16 del fémur 11 y guiarán el corte del mismo.

Las ranuras de resección 13 pueden tener una forma compatible con el tipo de osteotomía que deba hacerse.

15 En las configuraciones descritas con respecto a las figuras 1-7, las ranuras de resección 13 comprenden dos perfiles de corte, inclinados recíprocamente lineal y simétricamente para definir una sección en forma de V (chevron o doble chevron).

En otras formas de configuración, las ranuras de resección 13 comprenden un perfil de corte para definir una sección en forma de Z, o de nuevo una sección plana o bien oblicua.

20 La plantilla de corte 21 puede constar de unos agujeros de seguridad 31, a través del cuerpo de la plantilla de corte 21, adecuados para recibir los elementos de seguridad extraíbles 32.

25 En particular, el acoplamiento de los orificios de seguridad 31 y los elementos de seguridad 32 con el fémur 11 es adecuado para estabilizar el primer estado de corte del dispositivo 10 en el fémur 11.

En algunas configuraciones, que se pueden combinar con todas las configuraciones aquí descritas, los elementos de seguridad 32 pueden ser alambres Kirschner, o bien clavijas o espigas guiadas por alambres Kirschner.

30 Tal como se ha mencionado antes brevemente, la plantilla de corte 21 puede comprender también dicha unidad de enganche y orificios de referencia 34, a través de los cuales se recibirán los elementos de fijación o enganche 35.

El acoplamiento de la pieza de fijación y de los orificios de referencia 34 y de los elementos de fijación 35 permite que el segundo estado de corte de la plantilla de corte 21 se reduzca.

35 En algunas configuraciones, la pieza de enganche y los orificios de referencia 34 pueden estar presentes en el mismo número que los elementos de enganche 35 usados.

Con respecto, por ejemplo, a las figuras 1-7, el enganche y los orificios de referencia 34 podrán ser al menos dos.

40 El enganche y los orificios de referencia 34 pueden estar alineados a lo largo de la extensión del fémur 11, en particular alineados verticalmente.

45 En algunas configuraciones, que se pueden combinar con todas las configuraciones aquí descritas, la plantilla de corte 21 puede constar también de indicadores 39a, 39b, configurados para guiarla y alcanzar el segundo estado de corte.

50 Los indicadores 39a, 39b pueden haberse creado en la superficie 28 para permitir su lectura fácil. Por ejemplo, la plantilla de corte 21 puede tener indicadores a la izquierda/derecha 39a e indicadores 39b de posición/rotación angular. Los indicadores 39a, 39b pueden ser también incisiones, cavidades, cavidades, ranuras, entalladuras o elementos de relieve similares.

55 La plantilla de corte 21 consta también de una placa de montaje 38 que sobresale de la primera superficie 28 de la plantilla de corte 21 a lo largo del desarrollo del fémur 11. La placa de montaje puede ser adecuada para estabilizar la posición de la plantilla de corte 21 en el fémur 11.

Para fines de mayor claridad, describiremos un procedimiento posible para utilizar el dispositivo 10 de acuerdo con las configuraciones aquí descritas.

60 En primer lugar, el cuerpo de resección 12 se ha configurado en el primer estado de corte, es decir, donde la plantilla de corte 21 se asocia al elemento de medición y referencia 22 por medio de un elemento de sujeción liberable 23.

Posteriormente, el dispositivo 10 con el cuerpo de resección 12 configurado de este modo, se dispondrá de manera que la segunda superficie 29 descansa sobre el fémur 11.

La posición actual de las ranuras de resección 13 realizadas sobre la plantilla de corte 21 con respecto al fémur 11, definida exactamente por el cirujano ortopédico, define la posición de la primera sección 15.

5 Antes de cortar la primera sección 15 se identifica y define el segundo estado de corte desmontado que la plantilla de corte 21 deberá asumir, insertando dos elementos de enganche 35 a través de los orificios de medición y referencia 24, de manera que queden fijados al fémur 11.

10 La elección de los orificios de medición y referencia 24 dependerá de la posición que se supone que la plantilla de corte 21 tiene en el segundo estado de corte.

15 Meramente a modo de ejemplo, en lo que se refiere a la figura 4, los dos elementos de fijación 35 se colocarán de manera que el segundo estado de corte gire con respecto al primero, por ejemplo, unos 30° a la izquierda, y sea desplazado axialmente unos 3 centímetros. Está claro que son posibles otros valores de rotación angular y otros valores de traslación, dependiendo de los requisitos operacionales.

20 Los elementos de fijación 35 se mantendrán asociados al fémur 11 hasta el final del procedimiento quirúrgico, con el objetivo de definir una referencia estable, fiable y precisa. Además, los elementos de fijación 35 se sujetan con una abrazadera y definen el primer estado de corte del dispositivo 10.

25 Como medida de precaución, también se pueden insertar alambres de seguridad 32 dentro de los orificios de seguridad respectivos 31 de la plantilla de corte 21 y luego fijarse al fémur 11 para impedir los desplazamientos accidentales del cuerpo de resección 12 durante el corte.

30 Posteriormente, se lleva a cabo la primera sección 15 en el fémur 11 usando las ranuras de resección 13 presentes en la plantilla de corte 21 a modo de guía, para definir en definitiva un primer trozo 18.

35 El cuerpo de resección 12 se retira del fémur 11, separándolo o despegándolo de los elementos de fijación 35 y retirando los alambres de seguridad 32, ver figura 5 por ejemplo. La plantilla de corte 21 se separa del elemento de medición y de referencia 22, liberando el medio de sujeción liberable 23.

40 La plantilla de corte se asocia de nuevo al fémur 11, insertando la fijación y los orificios de referencia 34 a través de los dos elementos de fijación 35 que han quedado insertados en el fémur 11.

45 A modo de ejemplo, las ranuras de resección 13 quedarán inclinadas por ejemplo unos 30° a la izquierda y a unos 3 centímetros con respecto a la primera sección 15.

En este estado es suficiente con asociar únicamente la plantilla de corte 21 al fémur 11, ver figura 6 por ejemplo.

50 En el segundo estado de corte, la segunda sección 16 se lleva a cabo sobre el fémur 11, de nuevo usando las ranuras de resección 13 de la plantilla de corte 21 a modo de guía, y definiendo así el segundo pedazo o trozo 19.

Una vez efectuada esta segunda sección 16, se retira la plantilla de corte 21 del fémur 11, separándola de los elementos de enganche 35.

55 Los elementos de enganche 35 y los elementos de seguridad 32 todavía fijados al fémur 11 se pondrán a salvo usando las conocidas técnicas de seguridad.

60 Una vez llevadas a cabo las dos secciones 15, 16, el fémur se ve dividido en dos pedazos 18, 19 y se retira una parte del hueso 41, equivalente a una longitud de 3 centímetros de fémur 11, en lo que hace referencia a las figuras 4-7.

65 Los dos pedazos o trozos de hueso 18,19 tienen secciones complementarias 15, 16 únicamente si, por ejemplo, el segundo pedazo o trozo 19 se gira por ejemplo unos 30°, para acoplarse al primer pedazo 18, restaurando así la alineación correcta de la anteversión anatómica.

La figura 8 muestra esquemáticamente un cuerpo humano U en el cual se han identificado tres planos anatómicos: un plano anatómico sagital S, un plano anatómico coronal C y un plano anatómico transversal T. El presente dispositivo 10 actúa eficazmente y de forma ventajosa a lo largo del eje longitudinal F del fémur 11, que es ortogonal al plano anatómico transversal T. El plano anatómico transversal T es paralelo al eje A de articulación del húmero, a lo largo del cual actúa la guía anteriormente descrita en la patente americana 2011/0015636 A1.

Por medio del actual dispositivo 10 para la resección del fémur 11, que tiene dos grados de libertad y funciona a lo largo del mismo eje longitudinal del fémur 11, es posible seccionar el fémur 11 de forma precisa y eficiente, y reposicionarlo desde un punto de vista axial y angular, consiguiendo con ello un reacondicionamiento de la anatomía del hueso.

Queda claro que se pueden realizar modificaciones y/o adiciones de piezas al dispositivo 10 para la resección del fémur, utilizables en operaciones de cirugía ortopédica, en particular en cirugía protésica mínimamente invasiva, tal como se ha descrito, sin abandonar o salirse del campo y del alcance de la presente invención.

5 Queda también claro que aunque la presente invención se ha descrito con respecto a algunos ejemplos específicos, cualquier experto en la materia será capaz de conseguir otras formas de dispositivo equivalentes para la resección del fémur, a utilizar en la cirugía protésica mínimamente invasiva, que tengan las características mencionadas en las reivindicaciones.

10

15

20

REIVINDICACIONES

- 5 1. Dispositivo para la resección del fémur (11) que comprende un cuerpo de resección (12) dispuesto con una o más ranuras de resección (13) configurado para recibir un instrumento quirúrgico de corte para obtener al menos dos secciones (15, 16) de dicho fémur (11), donde dicho cuerpo de resección (12) consiste en dos elementos separados, capaces de engancharse de forma selectiva uno a otro de una forma estable y liberable, de los cuales un primer elemento es una plantilla de corte (21) suministrado con ranuras de resección (13) y **que se caracteriza por que** un segundo elemento es un elemento de medición y de referencia (22) dispuesto con una pluralidad de orificios de medición y referencia (24) configurado para determinar una inclinación angular con respecto al eje longitudinal (F) del fémur y una traslación axial a lo largo del eje longitudinal (F) del fémur entre dichas dos secciones (15, 16), un medio de sujeción liberable (23) dispuesto entre dicha plantilla de corte (21) y dicho elemento de medición y referencia (22), y habiendo hecho dichos orificios de medición y referencia (24) en el elemento de medición y referencia (22) de acuerdo con una matriz (M) asociada a las coordenadas axial y angular en filas y columnas ordenadas.
- 10 2. Dispositivo conforme a la reivindicación 1, **que se caracteriza por que** consta de grupos de orificios de medición y referencia (24) que se desarrollan a lo largo de filas de dicha matriz (M) e indican los distintos valores de la posición angular, tanto hacia la derecha como hacia la izquierda, y grupos de orificios de medición y referencia (24) que se desarrollan a lo largo de columnas de la matriz (M) e indican los distintos valores de la posición axial.
- 15 3. Dispositivo conforme a las reivindicaciones 1 ó 2, **que se caracteriza por que** dicho cuerpo de resección (12) se ha configurado para asumir un estado montado del primer corte, en el cual dicha plantilla de corte (21) es adecuada para cooperar con los instrumentos quirúrgicos en la realización de una primera sección (15) y se asocia como un cuerpo único a dicho elemento de medición y referencia (22).
- 20 4. Dispositivo conforme a la reivindicación 1, **que se caracteriza por que** dicho cuerpo de resección (12) se ha configurado para asumir un segundo estado de corte, desmontado, en el cual dicha plantilla de corte (21) está inclinada angularmente y desplazada axialmente con respecto a dicho primer estado de corte, montado, y es capaz de cooperar con los instrumentos quirúrgicos para obtener una segunda sección (16), inclinada angularmente y desplazada axialmente con respecto a dicha primera sección (15).
- 25 5. Dispositivo conforme a la reivindicación 4, **que se caracteriza por que** cada uno de los orificios de medición y referencia (24) se asocia a su propia coordenada angular y axial, para definir dicho segundo estado de corte.
- 30 6. Dispositivo conforme a la reivindicación 5, **que se caracteriza por que** en dicho primer estado de corte, dichos orificios de medición y referencia (24) son adecuados para recibir los elementos de enganche (35) en correspondencia a dichas coordenadas angular y axial, para definir dicho segundo estado de corte de dicha plantilla de corte (21).
- 35 7. Dispositivo conforme a la reivindicación 6, **que se caracteriza por que** dicha plantilla de corte (21) comprende la fijación y los orificios de referencia (34) adecuados para recibir dichos elementos de enganche (35) con el objetivo de colocar dicha plantilla de corte (21) en dicho segundo estado de corte.
- 40 8. Dispositivo conforme a alguna de las reivindicaciones 1 a 7, **que se caracteriza por que** dichas ranuras de resección (13) comprenden dos perfiles de corte lineales recíprocamente simétricos e inclinados para definir secciones en forma de V (15,16).
- 45 9. Dispositivo conforme a alguna de las reivindicaciones 1 a 8, **que se caracteriza por que** dichas ranuras de resección (13) comprenden un perfil de corte para definir secciones en forma de Z (15,16).
- 50 10. Dispositivo conforme a alguna de las reivindicaciones 1 a 9, **que se caracteriza por que** dichas ranuras de resección (13) comprenden un perfil de corte para definir secciones oblicuas (15,16).
- 55 11. Dispositivo conforme a alguna de las reivindicaciones 1 a 10, **que se caracteriza por que** dichas ranuras de resección (13) comprenden un perfil de corte para definir secciones planas (15,16).
- 60 12. Dispositivo conforme a alguna de las reivindicaciones 1 a 11, **que se caracteriza por que** dicho medio de sujeción liberable (23) comprende espigas de conexión (25) y aberturas de acoplamiento coincidentes (26).
- 65 13. Dispositivo conforme a alguna de las reivindicaciones 1 a 12, **que se caracteriza por que** dichos medios de sujeción liberables (23) son magnéticos.
14. Dispositivo conforme a alguna de las reivindicaciones 1 a 13, **que se caracteriza por que** dichos medios de sujeción liberables (23) son mecánicos.

15. Dispositivo conforme a alguna de las reivindicaciones 1 a 14, **que se caracteriza por que** dichos medios de sujeción liberables (23) son una combinación de un medio magnético y uno mecánico.

5

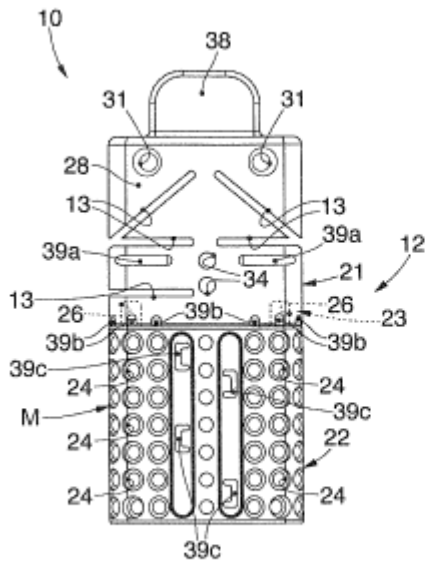


fig. 1

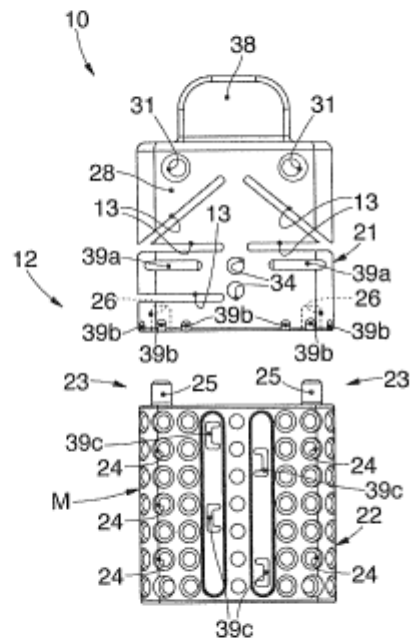


fig. 2

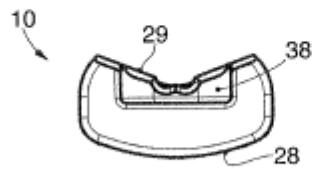
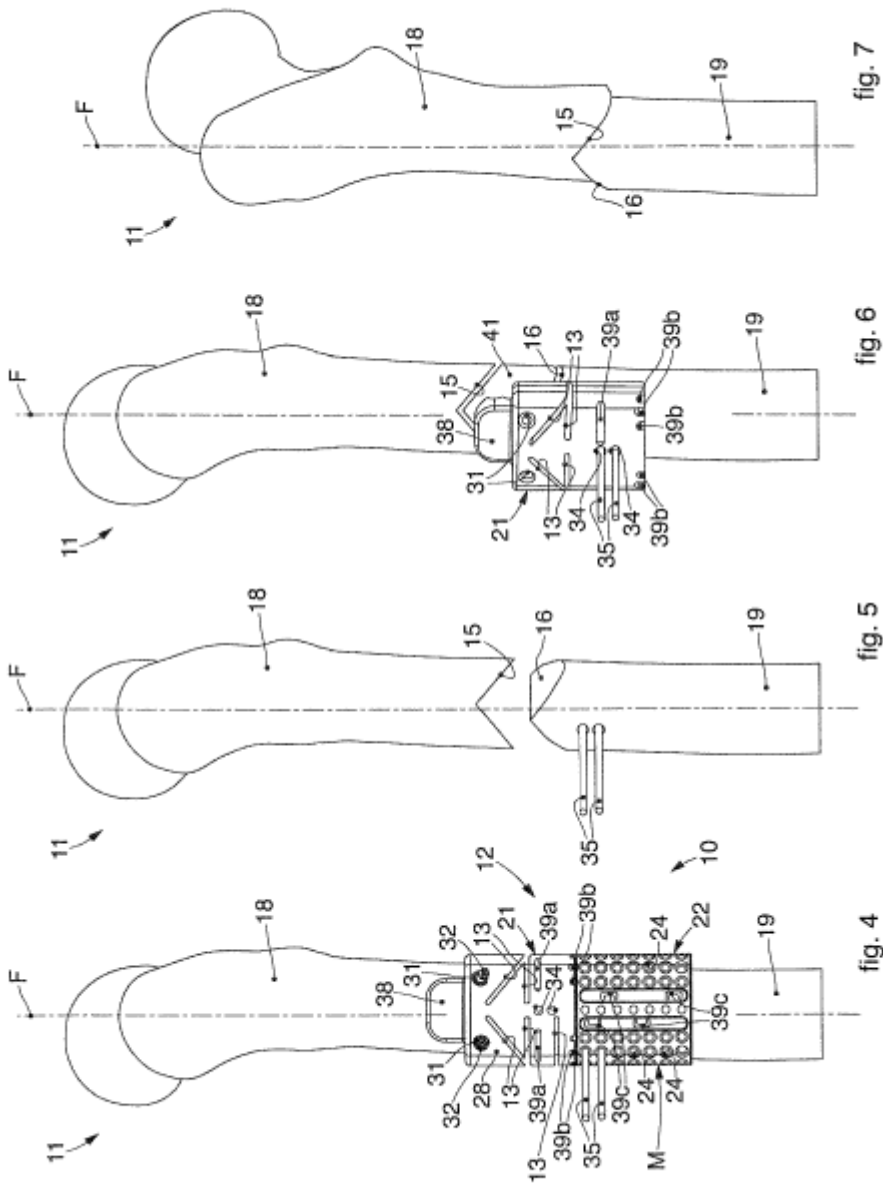


fig. 3



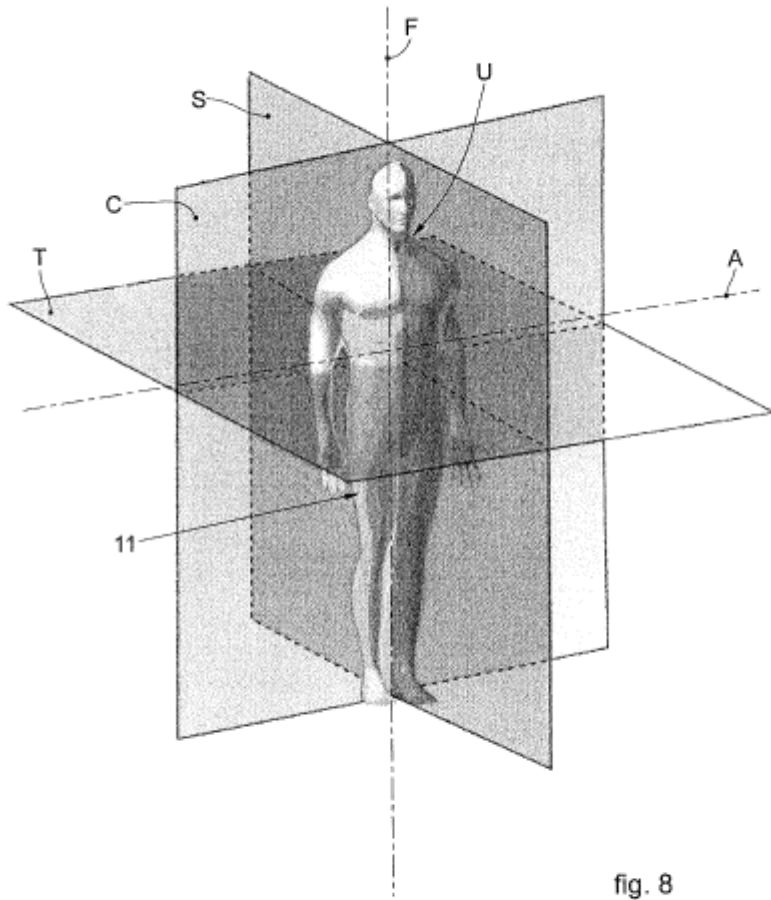


fig. 8