(19) OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **2 624 749**

(51) Int. Cl.:
A61B 17/15 (2006.01)

(12) TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA T3

(86) Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **24.08.2012 PCT/EP2012/066517**

(87) Fecha y número de publicación internacional: **28.02.2013 WO2013026926**

(96) Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **24.08.2012 E 12758428 (2)**

(97) Fecha y número de publicación de la concesión europea: **01.03.2017 EP 2747673**

(54) Título: **Guía de corte para la generación de un contorno exterior para una endoprótesis articular**

(30) Prioridad:

25.08.2011 EP 11178804
26.08.2011 US 201161527885 P

(45) Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
17.07.2017

(73) Titular/es:

WALDEMAR LINK GMBH & CO. KG (100.0%)
Barkhausenweg 10
22339 Hamburg, DE

(72) Inventor/es:

DMUSCHEWSKY, KLAUS

(74) Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 624 749 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 de corte para la generación de un contorno exterior para una endoprótesis articular

Ámbito técnico

La invención se refiere a una guía de corte para la generación de un contorno exterior en un hueso para la aplicación de una endoprótesis articular, especialmente de un componente de fémur de una endoprótesis de rodilla.

Estado de la técnica

La artrosis, es decir, el desgaste articular excesivo, significa para las personas afectadas una limitación significativa de la calidad de vida. Sin embargo, este cuadro clínico asociado a fuertes dolores no sólo se presenta en la vejez, sino cada vez con mayor frecuencia en pacientes más jóvenes a causa, por ejemplo, del sobrepeso y como consecuencia de accidentes deportivos. A pesar de haberse desarrollado una pluralidad de métodos de tratamiento, una articulación artificial sólo suele permitir en definitiva una recuperación de la libertad de movimientos sin dolor.

No obstante, estos implantes articulares artificiales también se ven afectados por el desgaste, lo que da lugar, especialmente en caso de pacientes más jóvenes, a que sea preciso reemplazar la articulación artificial por una nueva. En ocasiones, una revisión como ésta puede ser necesaria incluso varias veces. Sin embargo, cada revisión presupone la existencia de una unidad ósea suficiente y en caso de una sustitución de la articulación es importante que ésta conserve en gran medida las estructuras óseas y ligamentosas existentes.

Para conseguir este objetivo se desarrolló el así llamado reemplazo superficial. La sustitución superficial sólo reemplaza la superficie articular y requiere únicamente una resección relativamente insignificante del hueso. Además con esta técnica es posible conservar en su mayor parte el aparato ligamentoso que rodea a la articulación. Un reemplazo sustitución superficial de este tipo puede realizarse bien unilateral o bien bilateralmente. En este caso, el reemplazo puede llevarse a cabo en la cara de articulación respectiva a través de todas las superficies articulares, por ejemplo, en la articulación de la cadera o también sólo por secciones, por ejemplo, en la articulación de la rodilla en los cóndilos femorales laterales o mediales y la cabeza de la tibia.

Si el reemplazo articular o superficial en la así llamada artroplastia se realiza sólo por uno de los lados, la superficie articular superficial se desliza después del implante en el cartílago articular. En el reemplazo realizado principalmente de forma bilateral (reemplazo total), ambas superficies articulares opuestas la una a la otra se reemplazan por superficies articulares artificiales de prótesis articulares que en la mayoría de los casos se componen de metal, plástico y/o cerámica. Un reemplazo superficial como éste se utiliza con especial frecuencia en la articulación de la rodilla. El mismo se lleva a cabo tanto de forma unicondilar, como también bicondilar. Sin embargo, el reemplazo superficial también puede aplicarse por completo en otras articulaciones como, por ejemplo, la articulación de la cadera, la articulación del hombro o la articulación tibiotarsiana.

Una condición previa para una funcionalidad óptima del reemplazo articular es un posicionamiento y una orientación adecuados, a fin de evitar las posiciones erróneas que se producen después de la operación como, por ejemplo, piernas en X o piernas en O, así como de corregir el distinto posicionamiento de la endoprótesis articular frente a la articulación propia. Naturalmente también es importante posicionar y orientar correctamente el implante para garantizar una cinemática perfecta de la articulación. Esto representa sobre todo un reto para el cirujano si, por ejemplo, en caso de una articulación de rodilla sólo se sustituye la cara medial o lateral de la articulación por una endoprótesis articular. También es importante conseguir un posicionamiento y una orientación perfectos si un implante se compone, al menos por una cara, de varias superficies articulares que actúan conjuntamente pero que se implantan separadas unas de otras. En el caso de la articulación de rodilla, estos implantes de varias piezas tienen especialmente la ventaja de que protegen, en primer lugar, la unidad ósea y, en segundo lugar, el aparato ligamentoso de la rodilla. Por el contrario, un reemplazo articular acoplado resulta, por regla general, en la pérdida del ligamento cruzado anterior y posterior de la rodilla.

A fin de garantizar en la implantación o colocación de un reemplazo articular un posicionamiento lo más exacto y rápido posible, cabe la posibilidad de utilizar guías de corte. Estas guías se posicionan y orientan durante la operación respectivamente en el extremo del hueso donde debe implantarse la endoprótesis articular. La resección del hueso tiene lugar a continuación, por ejemplo, con ayuda de serrado, limado o fresado, estando su dirección de incisión preestablecida por las guías. El implante se ancla finalmente en el contorno exterior óseo generado mediante la resección, cementándose o introduciéndose a presión sin cemento. Finalmente, después del ajuste prensado inicial, el hueso crece con el paso del tiempo en el implante. En el documento US 2003/0171757 A1 se publica una guía de corte según el preámbulo de la reivindicación independiente 1 de la presente invención para la resección de hueso para la posterior implantación de una endoprótesis articular. En la solicitud de patente citada se revela especialmente un procedimiento y un dispositivo para el implante endoprotésico total mínimamente invasivo de una articulación de rodilla que incluye componentes con superficies de guía y ranuras para la fijación de una trayectoria para una sierra. El instrumental permite la resección del extremo proximal de la tibia y del extremo distal del fémur y, concretamente, tanto medial como también lateral con una incisión mínima en el tejido de partes blandas.

El documento US2004153066 A1 publica una guía de corte según el preámbulo de la reivindicación 1.

Debido a la geometría relativamente compleja de los contornos exteriores a tratar y a generar, durante la generación del contorno exterior a menudo es necesario repetir el cambio de posición o, con frecuencia, el uso de varias guías de corte. Sin embargo, esto conlleva sobre todo dos inconvenientes. En primer lugar disminuye la precisión posible con respecto al contorno exterior a generar, entre otros, por que los contornos exteriores generados después del cambio de posición de la guía no se alinean con los generados antes de la aplicación. En segundo lugar, el cambio de posición y/o el cambio de las guías de corte y el nuevo posicionamiento y orientación requieren tiempo adicional durante la operación. Esto da lugar, a su vez, por una parte, a un mayor riesgo para el paciente, sobre todo como consecuencia de la mayor duración de la anestesia necesaria, así como, por otra parte, a un riesgo más elevado de infección a causa de una exposición más prolongada de la herida.

Representación de la invención

La tarea de la presente invención consistía, por lo tanto, en poner a disposición una guía de corte que pueda posicionarse y orientarse de un modo lo más sencillo posible, de manera que se evite en la mayor medida posible un cambio de posición. Al mismo tiempo, la guía de corte debe permitir un encaje lo más cuidadoso posible para el tejido.

Esta tarea se resuelve con una guía de corte y un procedimiento como los que se indican en las reivindicaciones independientes. Por otra parte, las reivindicaciones dependientes definen formas de realización preferidas y perfeccionamientos de la invención.

En una primera forma de realización de la presente invención se pone a disposición una guía de corte para la generación de un contorno exterior en un hueso, siendo posible colocar en el contorno exterior una endoprótesis articular (70), especialmente un componente de fémur de una endoprótesis de rodilla. La guía de corte presenta una placa de guía sagital, que puede orientarse hacia el hueso, y al menos dos ranuras de guía sagitales para guiar una herramienta para cortar hueso, atravesando las ranuras de guía sagitales la placa de guía sagital y disponiéndose en ángulo entre sí. En caso de una articulación de rodilla, la placa de guía sagital se puede orientar hacia el hueso, de modo que la misma se encuentre fundamentalmente en el plano sagital del cuerpo o paralela a éste. En este caso, las ranuras de guía sagitales atraviesan el plano sagital del cuerpo.

Las ranuras de guía se realizan de acuerdo con la herramienta para cortar hueso. En la utilización de la guía de corte según la invención se utilizan como herramientas para cortar hueso preferiblemente sierras, taladros, limas y/o fresadoras. Por consiguiente, las ranuras de guía presentan unas dimensiones que permiten una introducción sin huelgo y una movilidad de la respectiva herramienta para cortar hueso. Éstas se desarrollan a través del material de las placas verticales, siendo preferiblemente al menos las caras longitudinales de su sección transversal paralelas unas a otras. Incluso cuando la sección transversal de las ranuras de guía es preferiblemente constante, también es posible que la ranura se estreche o ensanche en su dirección de paso. Dicho de otra forma, en una ranura de guía configurada de este modo su orificio por su cara de entrada de herramienta es mayor que el de la cara de salida de herramienta o viceversa.

La placa de guía sagital presenta, al menos por la cara orientada hacia la articulación o hacia el hueso, una superficie lateral que se desarrolla fundamentalmente de forma sagital. Con otras palabras, la superficie lateral que se desarrolla de forma sagital se encuentra en la cara de salida de las ranuras de guía, es decir, en la dirección en la que se extienden las ranuras de guía de la placa de guía sagital por la placa de guía sagital. En esta superficie lateral, las ranuras de guía sagitales se disponen en ángulo entre sí. En este caso hay que señalar que, en caso de más de dos ranuras de guía sagitales, los ángulos formados por las direcciones longitudinales de las ranuras de guía adyacentes no deben ser iguales, sino que, más bien, pueden formarse también distintos ángulos en dependencia del contorno exterior a generar. Aquí el contorno exterior está preestablecido, a su vez, por el contorno interior de la endoprótesis articular, preferiblemente del reemplazo de superficies articulares.

La presente guía de corte resulta especialmente adecuada para la generación de contornos fundamentalmente a modo de facetas. Por consiguiente, las ranuras de guía se disponen preferiblemente de manera que el contorno exterior generado por las mismas en el extremo del hueso se componga de superficies dispuestas a modo de facetas y contiguas unas a otras. Si para la identificación de la posición de facetas o ranuras de guía adyacentes se observa un sistema de coordenadas cartesiano en cuyo uno de sus planos, es decir, por ejemplo en el plano Y-Z, se encuentra la primera faceta o la primera ranura de guía, la siguiente faceta o ranura de guía gira relativamente respecto a la primera alrededor de al menos un eje, por ejemplo, alrededor del eje Z y/o alrededor del eje Y.

Resulta ventajoso prever en la placa de guía sagital más de dos ranuras de guía, preferiblemente entre cuatro y diez y con especial preferencia entre seis y ocho ranuras de guía. El motivo es que un número más elevado de ranuras de guía aumenta el número de facetas y permite la generación de un contorno exterior más continuo que se aproxima mejor a la superficie articular anatómica. Dicho en pocas palabras, la línea de corte generada por las ranuras de guía por debajo de la superficie articular sigue fundamentalmente a su contorno exterior. En este caso, la línea de corte presenta una forma poligonal como consecuencia de la disposición estructural de las ranuras de guía. De este modo se aproxima a una línea de corte en el mejor de los casos curvada con una pluralidad de cortes orientados tangencialmente. Cuantos más lados presente el polígono o cuantas más ranuras de guía existan, mejor sigue, por consiguiente, la línea de corte dispuesta por debajo de la superficie articular al contorno exterior de la superficie articular. De aquí resulta la ventaja de que en la generación del contorno exterior se minimiza la pérdida

de sustancia ósea. El número máximo de ranuras de guía resulta de la estabilidad de la guía a garantizar a pesar de las ranuras y del manejo por parte de los cirujanos.

En este caso, las ranuras de guía que penetran en la placa de guía sagital se inclinan alrededor de un eje situado fundamentalmente paralelo a la anchura de ranura en un ángulo de 40-80º, preferiblemente de 50-70º y con especial preferencia de 55-65º. Incluso si el eje de inclinación se desarrolla preferiblemente paralelo a la anchura de ranura, éste también puede inclinarse ligeramente respecto a la dirección longitudinal del orificio de ranura, a fin de generar facetas que giren en dos ángulos entre sí. Visto desde la cara exterior respecto a la cara de articulación de la placa sagital, la inclinación se desarrolla preferiblemente en dirección de la cara interior curva. Las ranuras orientadas unas hacia otras en la placa sagital a modo de abanico se sitúan en un ángulo entre sí de 10-30º, preferiblemente de 12-28º, con especial preferencia de 15-25º. Dicho de otra forma, las ranuras de guía se desarrollan con su dirección longitudinal de orificio desde la línea de corte curvada a generar tangencialmente a modo de rayos alejándose de la línea de corte curvada, sin que, en este caso, los rayos presenten un punto de intersección conjunto. Aquí los ángulos entre las distintas ranuras se hacen por término medio más pequeños cuantas más facetas se utilicen para la aproximación a la línea ideal curvada paralelamente a la superficie articular anatómica. No obstante, los distintos ángulos pueden diferir perfectamente unos de otros.

Gracias a la disposición arriba descrita de las ranuras de guía en la placa de guía sagital se genera el contorno exterior deseado en la articulación a reemplazar sin necesidad de cambiar de posición la guía de corte o de utilizar guías de corte adicionales. Esto tiene, por una parte, la ventaja de que se reduce el tiempo de operación y, por otra parte, que se aumenta de forma reproducible la precisión del contorno exterior.

En otra forma de realización preferida, las ranuras de guía sagitales se disponen en el interior de la placa de guía sagital de modo que éstas no se crucen fundamentalmente de forma recíproca. Por lo tanto, cada ranura de guía forma un orificio cerrado en sí mismo. Existe un orificio cerrado en sí mismo en el sentido de la presente invención cuando el orificio, al menos por su cara de entrada de herramienta o su cara de salida de herramienta, no se cruza con el orificio de otra ranura de guía. Por consiguiente, a fin de guiar la herramienta para cortar hueso de una ranura de guía a la siguiente, es preciso retirar por completo la herramienta de una ranura de guía para, a continuación, poder introducirla de nuevo en otra. Para generar el contorno exterior continuo a modo de facetas, a pesar de las ranuras de guía que no se cruzan, la ranura debe realizarse con una longitud correspondiente para que la herramienta para cortar hueso pueda separar de la placa de guía sagital las secciones de hueso cubiertas, por ejemplo, mediante una introducción oblicua.

Las ranuras de guía separadas en el espacio unas de otras tienen la ventaja de que la herramienta para cortar hueso no se puede atascar, como podría ser en caso contrario en virtud del paso entre dos ranuras de guía. Es decir, si la herramienta se atasca, su movimiento actúa directamente sobre la guía de corte, de manera que ya no se pueda garantizar un posicionamiento y una orientación correctos de la guía de corte.

En otra forma de realización de la presente invención, las ranuras de guía se disponen repartidas fundamentalmente en la línea curvada. En este caso, las ranuras de guía no se orientan preferiblemente a lo largo de la línea curvada, sino, por el contrario, preferentemente de modo que se sitúen con su dirección longitudinal de orificio en ángulo respecto a la línea curvada y se abran en forma de abanico hacia fuera relativamente respecto a la línea curvada. Dicho con pocas palabras, las ranuras de guía giran y se disponen desplazadas unas respecto a otras, de modo que al unir los centros de superficie de una superficie de corte se dibuje una línea curvada. En este caso, la superficie de corte resulta de dos superficies que se cruzan. La primera superficie está formada por el orificio de ranura de guía, mientras que la segunda superficie está formada por la sección generada a través de la respectiva ranura de guía, más concretamente por la sección transversal de la sección que genera una parte del contorno exterior en forma de facetas. La cantidad de secciones de estas dos superficies que se cruzan proporciona finalmente la superficie de sección arriba citada.

Por medio de una disposición de este tipo de las ranuras de guía, se aumenta el espacio libre de movimiento de la herramienta para cortar hueso al generar el contorno exterior continuo. Esto es posible gracias a que las ranuras de guía, visto desde la línea curvada, pueden realizarse hacia fuera hasta el borde allí situado de la placa de guía sagital. Esto tiene la ventaja de que, en caso de ranuras de guía que no se cruzan, el tejido óseo existente entre las ranuras de guía puede separarse preferiblemente mediante la introducción oblicua de la herramienta para cortar hueso.

En otra forma de realización especialmente preferida, la guía de corte presenta además una placa hendida transversal que se separa de la placa de guía sagital hacia la cara en la que las ranuras de guía de la placa de guía sagital se extienden a través de la placa de guía sagital. Dicho de otra forma, la placa hendida transversal se encuentra en la cara de la placa de guía sagital en la que la herramienta sale de las ranuras de guía de la placa de guía sagital. La placa hendida transversal forma, por lo tanto, junto con la placa de guía sagital, una especie de tope angular. En caso de una articulación de rodilla, la placa hendida transversal se sitúa, después de orientar la placa de guía sagital en el hueso, fundamentalmente en el plano transversal del cuerpo paralelo al mismo.

Una placa hendida transversal realizada de este modo permite un ajuste y un posicionamiento sencillos de la guía de corte en el hueso en el que debe generarse el contorno exterior. En este caso, la placa hendida transversal puede realizarse de manera que ésta pueda introducirse en la cavidad articular de la articulación antes de reseccionar una de las articulaciones. Sin embargo, en el sentido de la invención, la placa hendida transversal debe

introducirse igualmente en primer lugar en la cavidad articular, después de que la superficie articular opuesta ya se haya tratado para la recepción de una endoprótesis articular. En un caso como éste se puede elegir un mayor grosor de la placa hendida.

En otra forma de realización, en la placa hendida transversal arriba explicada se encuentra al menos otra ranura de guía que se desarrolla a través de la placa hendida transversal de manera que dicha ranura complete las ranuras de guía de la placa de guía sagital, es decir, que continúe la serie de ranuras de guía. En este caso, la ranura de guía se dispone en la placa hendida transversal preferiblemente de modo que la misma complemente la serie de ranuras de guía sagitales preferentemente hacia fuera, de manera que una herramienta para cortar hueso guiada a través de la ranura de guía transversal genere al menos una de las superficies extremas exteriores del contorno exterior.

Aquí, la disposición de una ranura de guía en la placa hendida transversal tiene sobre todo la ventaja de que la guía de corte obtiene una construcción más compacta mediante esta forma de realización. Con esta forma de realización, la guía de corte se completa con una hendidura de guía sin necesidad de aumentar las dimensiones de la guía de corte. La posibilidad de realización más compacta de la guía de corte contribuye a que para la colocación de la endoprótesis articular se abra un acceso a la articulación lo más pequeño posible, siendo la técnica operativa menos invasiva.

En otra forma de realización preferida, la guía de corte presenta además un cuerpo de guía anterior a través del cual se desarrolla una ranura de guía fundamentalmente paralela a la placa de guía sagital y/o al menos un agujero de guía. En caso de una articulación de rodilla, el cuerpo de guía anterior se encuentra, después de la orientación de la placa de guía sagital, en el hueso en posición anterior respecto a la superficie deslizante de tibia.

Una ranura de guía así dispuesta y o un agujero de guía así dispuesto permiten que no sólo sea posible la generación de la geometría exterior necesaria para la implantación a fin de colocar el reemplazo articular, sino que adicionalmente la geometría pueda adaptarse al contorno exterior. De este modo, las endoprótesis articulares pueden presentar, por ejemplo, por su contorno interior al menos una espiga y/o un alma para el que se prevé una escotadura correspondiente, preferiblemente una perforación o una ranura, en el contorno exterior pretendido del hueso.

Mediante la integración del cuerpo de guía anterior en la guía de corte pueden cumplirse, por consiguiente, otros requisitos planteados a la geometría exterior de la superficie de contacto entre hueso y prótesis. Gracias a que todas las ranuras de guía y agujeros de guía de la guía de corte se disponen posicionados de forma fija relativamente entre sí y a que la guía de corte sólo se debe aplicar y orientar una única vez, la guía de corte también puede garantizar ventajosamente, con los complejos requisitos de geometría arriba citados, una correcta orientación de las distintas secciones de la geometría exterior.

En una forma de realización de la presente invención, la guía de corte presenta al menos un saliente de orientación que se dispone preferiblemente en la placa hendida transversal y cuyo vértice sirve como punto de giro para la orientación de la guía de corte. A estos efectos, las superficies que conducen al vértice se inclinan al menos en una dirección en el espacio. De este modo, el saliente de orientación se puede ajustar preferiblemente a la cara de articulación opuesta y concretamente bien a la articulación intacta o bien a la sección articular ya preparada con una escotadura para la recepción de una prótesis articular. El saliente de orientación puede realizarse como canto que sobresale o como elevación puntual. Por consiguiente, la guía de corte que se ajusta por medio del saliente de orientación relativamente respecto al hueso a reseccionar mediante rotación y/o basculamiento, es decir, en su caso mediante movimientos giratorios alrededor de más de un eje, puede orientarse relativamente respecto al extremo de hueso por medio del saliente de orientación.

Un saliente de orientación así realizado permite una orientación intraoperatoria sencilla y precisa del implante. Dicho de otra forma, un saliente de orientación de este tipo puede ser suficiente para la orientación del implante. No obstante, también pueden utilizarse naturalmente dispositivos de orientación complementarios o adicionales.

En una forma de realización especialmente preferida de la invención, la guía presenta al menos dos puntos de contacto, sobresaliendo preferiblemente al menos uno de los puntos de contacto. Por medio de estos puntos de contacto es posible colocar la guía de corte en la superficie articular a reseccionar. Además, uno de los puntos de contacto se configura preferentemente como un cuerpo alargado saliente que sobresale de la placa de guía sagital, de la placa hendida transversal y/o de la cara interior del cuerpo de guía anterior. La cara interior del cuerpo de guía anterior se encuentra en la cara en la que también se encuentra la cara de salida de herramienta de la placa de guía sagital.

La distancia entre las ranuras de guía y los puntos de contacto define la profundidad de la línea de intersección, es decir, la profundidad a la que se genera el contorno exterior por debajo de la superficie articular. En este caso, esta distancia depende fundamentalmente del grosor de material de la endoprótesis articular a implantar.

Los puntos de contacto así realizados permiten una colocación adecuada y rápida de la guía de corte en la superficie articular a reseccionar. Al mismo tiempo, mediante esta colocación se lleva a cabo además el posicionamiento o al menos el posicionamiento previo de la guía de corte relativamente respecto a la superficie articular. Resulta otra ventaja gracias a que los puntos de contacto pueden servir para garantizar si, como reemplazo para la articulación o para la sección articular, se ha elegido el tamaño de implante correcto. Dicho de otra manera, es posible controlar, por lo tanto, que se ha elegido un tamaño de implante correcto cuando, al colocar la guía de

corte en la superficie articular, los puntos de contacto se ajustan a la articulación en los puntos previstos para ello. Si no fuera este el caso, también es posible, a pesar de la planificación de cirugía, seleccionar a corto plazo de forma intraoperatoria otro tamaño de implante mediante la colocación de la guía de corte respectiva. De este modo, los puntos de contacto no sólo contribuyen a una orientación óptima de la guía de corte, sino también a una elección correcta del reemplazo articular a colocar.

En otra forma de realización de la presente invención, los puntos de contacto arriba explicados sobresalen de la placa de guía sagital, de la placa hendida transversal y/o del cuerpo de guía anterior. En este caso, en al menos un punto de contacto existe preferiblemente una marca como elemento auxiliar de posicionamiento adicional para la guía de corte.

En especial un punto de contacto saliente como, por ejemplo, un cuerpo alargado que sobresale de la guía de corte, por ejemplo, una espiga dotada de una marca, presenta por una parte las ventajas de los puntos de contacto de la forma de realización antes descrita, sin embargo, la marca adicional permite además posicionar el contorno exterior a generar en dirección de las ranuras de guía sagitales. Esto resulta especialmente importante cuando la endoprótesis articular presenta espigas de guía o aletas de guía que penetran en el contorno exterior a generar. Para ello es necesario generar en general escotaduras, de modo que la guía de corte deba posicionarse con anterioridad relativamente respecto al contorno exterior a generar.

En otra forma de realización, la guía de corte presenta al menos un agujero de paso, preferiblemente tres agujeros de paso, para la fijación de la guía de corte, disponiéndose el agujero de paso preferentemente en la placa de guía sagital en la cara interior de la línea curvada. A través de estos agujeros de paso, la guía de corte se fija en el hueso de la superficie articular a reseccionar. En este caso, los agujeros de paso dispuestos en la cara interior de la línea curvada garantizan que la guía de corte permanezca fijada de forma segura relativamente respecto al hueso incluso después de la separación de piezas articulares y óseas para la generación del contorno exterior. Aquí, la fijación de la guía de corte a través de al menos un agujero de paso tiene lugar preferiblemente por medio de alambres de Kirschner, grapas, tornillos y/o clavos.

La invención comprende además un procedimiento para la generación de un contorno exterior en un hueso para colocar una endoprótesis articular, especialmente un componente de fémur de una endoprótesis de rodilla. En este caso, para la generación del contorno exterior se utiliza la guía de corte antes descrita. El procedimiento presenta las siguientes fases:

- colocación y posicionamiento de la guía de corte en la cara lateral y/o medial de la articulación a reseccionar, orientación de la guía de corte relativamente respecto a la superficie articular,

- generación del contorno exterior con una herramienta para cortar hueso y

- retirada de la guía de corte.

Mediante la colocación de la guía de corte en la cara lateral y/o medial del hueso es posible controlar en primer lugar la correcta elección de la endoprótesis articular mediante la comprobación de un posicionamiento correcto de la guía de corte relativamente respecto a la superficie articular. Si la elección no es correcta, la guía de corte se puede retirar de nuevo directamente y reemplazarla por otra. En caso contrario, se puede continuar la resección de la superficie articular. Si la guía de corte adecuada se ha colocado y posicionado debidamente se puede comenzar con la resección de la superficie ósea. En este caso hay que considerar especialmente ventajoso el hecho de que en virtud de la disposición de las guías de herramienta en la guía de corte, la resección para la generación del contorno exterior deseado se lleva a cabo sin retirar ni cambiar de posición la guía de corte.

En otra forma de realización especialmente preferida del procedimiento, la guía se corte se coloca por medio de al menos dos puntos de contacto en la superficie articular a reseccionar. En este caso, preferiblemente al menos uno de los puntos de contacto se dispone en la placa hendida transversal que se ha introducido anteriormente entre las dos caras de articulación, preferentemente entre al menos un cóndilo femoral y la meseta tibial.

Una vez abierto el acceso a la articulación, apoyándose la articulación preferiblemente en una posición de flexión o extensión, los puntos de contacto que se encuentran en la guía de corte facilitan la colocación óptima de la endoprótesis articular en la superficie articular a reseccionar. En este caso, los puntos de contacto facilitan además una comprobación de la elección del tamaño de prótesis correcto. Esto se puede reconocer si los puntos de contacto se apoyan a ser posible sin rendija de luz en la superficie articular. Aquí como puntos de contacto se eligen con preferencia puntos de orientación anatómicos especialmente fáciles de identificar. Si, de acuerdo con una forma de realización especialmente preferida de la guía de corte, una placa hendida transversal sigue encontrándose entre las dos caras de articulación, es posible mejorar adicionalmente una comprobación del tamaño de prótesis a través de puntos de contacto situados más separados en el espacio.

Si existen en especial tres puntos de contacto en la guía de corte, en general puede reconocerse inmediatamente una elección correcta del tamaño de implante, dado que en un caso como éste preferiblemente todos los puntos de contacto se apoyan en la superficie articular. En este caso, al menos uno de los puntos de contacto se ajusta a una posición anatómicamente fácil de identificar y de inspeccionar y sirve, por lo tanto, como una especie de punto de contacto de referencia.

En una forma de realización preferida del procedimiento para la resección de una articulación de rodilla, los puntos de contacto de la guía de corte se ajustan al menos a una de las zonas siguientes de la superficie articular a reseccionar: a la zona de contacto en la que las superficies articulares opuestas, preferiblemente los cóndilos femorales y la meseta tibial, entran en contacto en una flexión de aproximadamente 85º; a la zona de contacto en la que las superficies articulares opuestas, preferiblemente los cóndilos femorales y la meseta tibial, entran en contacto en una extensión de aproximadamente 0º; y/o a la zona en la que un extremo de la endoprótesis articular a implantar, preferiblemente el extremo anterior, se ajusta al hueso.

Especialmente los puntos de orientación anatómicos aquí descritos se pueden identificar fácilmente de forma intraoperatoria. Si como uno de los puntos de contacto se elige además una posición con la que más adelante limitará uno de los extremos de la endoprótesis articular, puede garantizarse que la prótesis recubra toda la zona deslizante y, por lo tanto, todo el perímetro de movimiento de la articulación.

En una forma de realización preferida del procedimiento, antes de la aplicación de la guía de corte se coloca en la cara de articulación opuesta una escotadura, preferiblemente una escotadura escalonada.

La colocación de una escotadura preferentemente escalonada en la cara de articulación opuesta facilita adicionalmente la colocación de la guía de corte en la superficie articular a reseccionar o en especial en la placa hendida transversal entre las dos caras de articulación.

En otra forma de realización preferida del procedimiento, la guía de corte se orienta, antes de generar el contorno exterior, por medio de al menos un saliente de orientación que sirve como punto de giro para la guía de corte.

El al menos un saliente de orientación existente en la guía de corte se apoya, después de la colocación y el posicionamiento de la guía de corte en la articulación, en el contorno exterior de la cara de articulación opuesta. Así puede garantizarse de un modo sencillo una correcta orientación de la endoprótesis articular. Los salientes de orientación permiten además la corrección de una posición errónea vara/valga, así como una coordinación de la interacción con superficies de deslizamiento articulares funcionalmente correspondientes pero separadas (por ejemplo, articulación de la rodilla, muñeca o articulación del codo).

Una combinación del al menos un saliente de orientación y la escotadura de la forma de realización que antecede mejora la orientación en la al menos una dirección, no obstante especialmente también una orientación posible con dos salientes de orientación en dos direcciones.

En una forma de realización especialmente preferida del procedimiento, después de la colocación, del posicionamiento y de la orientación, la guía de corte se fija en el hueso de la articulación a reseccionar.

La fijación de la guía de corte después de la colocación, del posicionamiento y de la orientación garantiza que, durante la generación del contorno exterior en el hueso, la guía de corte conserve su posición relativamente respecto al hueso. Naturalmente esto es igualmente válido para la generación de un agujero de guía probablemente existente o de una ranura adicional en la geometría exterior generada o aún por generar mediante la resección de la superficie articular. Aquí, la fijación de la guía de corte se lleva a cabo, por ejemplo, con alambres de Kirschner, grapas, tornillos y/o clavos, que permiten una fijación de la guía de corte especialmente rápida y eficaz.

En otra forma de realización preferida del procedimiento, una herramienta para cortar hueso se introduce respectivamente en la ranura de guía, a fin de reseccionar la articulación y, al mismo tiempo, generar a través de las incisiones aquí realizadas el contorno exterior deseado para la fijación de la endoprótesis articular.

Mediante el uso de la guía de corte según la invención resulta la ventaja especial de que la resección de la superficie articular y la generación del contorno exterior deseado se llevan a cabo con una única incisión. Además de colocar una sola vez la guía de corte, esto reduce también el tiempo de operación necesario para la resección de la superficie articular.

En otra forma de realización especialmente preferida del procedimiento, antes y/o después de generar el contorno exterior para la introducción de la prótesis a través del al menos un agujero de guía anterior, es decir, a través del agujero de guía dispuesto en el cuerpo de guía anterior, se practica en el hueso un agujero para la recepción de un saliente situado en la endoprótesis y/o, a través de la ranura de guía anterior, es decir, a través de la ranura de guía dispuesta en el cuerpo de guía anterior, una ranura para la recepción de una aleta situada en la endoprótesis.

La utilización de guías de corte complementarias es posible especialmente gracias a esta forma de realización del procedimiento, dado que además del contorno exterior pueden generarse adicionalmente en la geometría exterior las escotaduras antes ya descritas. Éstas permiten la recepción de espigas o aletas probablemente existentes en el contorno interior de la endoprótesis que está en contacto con el contorno exterior después de la implantación.

Breve descripción de las figuras

La invención se explica a continuación por medio de formas de realización representadas a modo de ejemplo en las figuras adjuntas. Se muestra en la:

Figura 1 una vista en perspectiva de la cara anterior de la guía de corte,

Figura 2 otra vista en perspectiva de la cara anterior de la guía de corte,

Figura 3 una vista lateral de la cara anterior de una guía de corte según la invención,

Figura 4 una vista desde arriba de una guía de corte según la invención con un punto de giro para la orientación del implante en una dirección en el espacio,

Figura 5 la colocación de una guía de corte según la invención en una cara de articulación,

Figura 6 la colocación de la guía de corte en una vista desde arriba y en una vista lateral anterior en una articulación de rodilla,

Figura 7 una vista lateral de una endoprótesis articular implantada, es decir, en este caso de un reemplazo de superficie articular, en el ejemplo de una rodilla, y

Figura 8 una vista lateral de una guía de corte según la invención desde la perspectiva de la articulación a reseccionar.

Figura 9 es una vista esquemática en relación con la disposición de las ranuras de guía en la placa de guía sagital.

Descripción detallada de formas de realización preferidas

A continuación se explican formas de realización preferidas de la presente invención por medio de las figuras correspondientes. Siempre que no se indique otra cosa, las referencias iguales identifican en general características iguales o de igual efecto de la presente invención.

La figura 1 muestra una forma de realización según la invención de la guía de corte 1. En este caso se representan tanto la placa de guía sagital 10, como también el extremo anterior de la placa hendida transversal 20 y el cuerpo de guía anterior 30. La placa de guía sagital presenta, como se muestra en las figuras 2 y 8, una superficie lateral 18 que se desarrolla de forma sagital. Las ranuras de guía 12 que salen de la superficie lateral 18 se colocan en fila en una línea curvada 14 representada en la figura 8. En este caso, las ranuras de guía sagitales 12 giran unas respecto a otras y también se disponen desplazadas unas respecto a otras y concretamente de manera que se abran en abanico hacia fuera desde la perspectiva de la línea curvada. Las ranuras de guía 12, 22 y 32 mostradas en la figura 1 se configuran como ranuras de guía para una sierra, especialmente una sierra oscilante. Esto se muestra en la figura 9 a modo de ejemplo. Aquí la referencia 90 identifica una hoja de sierra oscilante insinuada esquemáticamente que se introduce en las ranuras de guía 12. Para explicar la disposición inclinada en ángulo de las distintas ranuras de guía unas respecto a otras, en cada ranura de guía 12 se encuentra una hoja de sierra 90. Cada una de estas hojas de sierra se inclina alrededor de un eje que se desarrolla fundamentalmente paralelo a la anchura de ranura. Las ranuras de guía se desarrollan en la placa de guía sagital tangencialmente a una línea curvada imaginaria y se separan en ángulo unas de otras. Sin embargo, como se ha descrito arriba, es igualmente posible realizar las ranuras de guía para una herramienta para cortar hueso como una fresadora.

Como se representa en la figura 1 en las ranuras de guía sagitales inferiores 12, las ranuras de guía pueden realizarse como ranuras cerradas en sí mismas. No obstante es igualmente posible realizarlas abiertas hacia la cara exterior de la placa sagital como se muestra, por ejemplo, en el caso de la ranura de guía sagital en la zona superior de las figuras 1 y 2. A esto hay que añadir que las ranuras de guía de ningún modo deben presentar la misma longitud, sino que pueden realizarse perfectamente con distintas longitudes.

Las figuras 1 y 2 muestran además que las ranuras de guía sagitales 12 se disponen ciertamente en ángulo entre sí, sin embargo no giran siempre en el mismo ángulo unas respecto a otras. Por otra parte, en los extremos exteriores de las ranuras de guía sagitales 12 se prevén respectivamente superficies de introducción 16 para la herramienta para cortar hueso que facilitan la introducción de la herramienta en las ranuras de guía y que además aumentan preferiblemente por un solo lado la superficie de guía disponible. En una forma de realización preferida de la invención, los extremos de las superficies de introducción 16 sirven como elementos auxiliares de orientación durante la introducción de la herramienta en las ranuras de guía. De este modo, los extremos de las superficies de introducción 16 pueden configurarse preferiblemente de manera que, al introducirse en una ranura de guía, el eje longitudinal de la herramienta, por ejemplo, de la sierra oscilante, se sitúe con preferencia en un ángulo recto respecto al canto final de la superficie de introducción 16. Esto también garantiza un tiempo de operación reducido, así como una alta calidad reproducible al generar el contorno exterior en un hueso.

En la figura 1 se disponen en la cara interior de la línea curvada 14 tres agujeros de paso 50 por medio de los cuales se fija la guía de corte 1 en la articulación 80 a reseccionar (véase figura 6). Todos los agujeros de paso 50 se disponen preferiblemente en una zona que al fijar la guía de corte 1 no corresponda a la zona de hueso de la resección. Incluso si los agujeros de fijación 50, en el ejemplo de realización mostrado, se desarrollan en la misma dirección que las ranuras de guía sagitales 12, es igualmente posible orientarlos en otra dirección o también preverlos en otra sección de la guía de corte 1.

Como se representa en las figuras 1 a 6, una placa hendida transversal 20 se dispone perpendicularmente a la placa de guía sagital 10. Naturalmente también cabe la posibilidad de disponer la placa hendida transversal 20 en otro ángulo. Sobre todo resultan determinantes la orientación y el posicionamiento de los elementos de guía unos respecto a otros, es decir, de las ranuras de guía 12, 22, 32, así como de los agujeros de guía 34. Como se muestra en la figura 1, la ranura de guía anterior 22 se dispone en relación con las ranuras de guía sagitales 12, de manera que desde el punto de vista técnico de efecto, ésta complete la serie de ranuras de guía sagitales 12 en la zona

inferior en una ranura de guía adicional. En la forma de realización mostrada a modo de ejemplo, la ranura de guía 22 forma la guía de herramienta para la generación de una superficie de facetas del contorno exterior situada en el extremo exterior.

Como se muestra en las figuras 1, 2, 4, 5 y 6, la placa hendida transversal 20 se realiza preferiblemente de modo que sobresalga de la placa de guía sagital 10 y del cuerpo de guía anterior 30. Así se garantiza que la misma pueda introducirse en la mayor medida posible en el espacio intermedio de las caras de articulación opuestas 80, 82. La placa hendida transversal 20 presenta además un punto de contacto 44 en el que, a modo de ejemplo en la figura 5, se ajusta el punto de orientación 84 anatómicamente fácil de identificar mediante su posición.

Las figuras 2 y 4 muestran un punto de giro 62 que, en este ejemplo de realización según la invención, se realiza como canto que sobresale. En la cara opuesta al punto de contacto 44 de la placa hendida transversal 20 se encuentra un punto basculante 64 que en el ejemplo de realización representado en la figura 3 no se configura como canto, sino como un saliente puntiforme que sobresale de la placa hendida transversal 20.

Por medio de la figura 6 se explica el funcionamiento de los salientes de orientación, es decir, tanto del punto de giro 62, como también del punto basculante 64. El saliente de orientación del punto de giro 62 y/o del punto basculante 64 puede configurarse como canto saliente o como apoyo puntual saliente. En este caso, al orientar la guía de corte 1, el punto basculante 64 también permite, por ejemplo, cuando sea necesario, realizar una corrección de una posición errónea vara/valga mediante la basculación correspondiente de la guía de corte 1 antes de la generación del contorno exterior del hueso. Aquí, además del apoyo en el cartílago articular, también es posible, como se muestra en la figura 6, llevar a cabo la orientación por medio del punto basculante 64 durante el apoyo de la guía de corte 1 en una escotadura ya generada quirúrgicamente en la cara de articulación opuesta. Lo mismo se aplica al punto de giro 62 que, en la forma de realización mostrada en la figura 6, permite adicionalmente una orientación de la guía de corte 1 alrededor de un segundo eje de rotación. El uso de la guía de corte 1 para la resección de un cóndilo femoral permite una orientación de la guía de corte y, por consiguiente, de la endoprótesis articular a colocar en la dirección de rotación alrededor del eje longitudinal del fémur.

Por otra parte, en las figuras 1 a 6, el cuerpo de guía anterior 30 se configura como sección adicional de la guía de corte 1 según la invención. El cuerpo de guía anterior 30 aquí explicado presenta, en este caso, un punto de contacto 40, dos agujeros de guía 34 y una ranura de guía 32. Aquí hay que añadir que el cuerpo de guía anterior 30 presenta generalmente al menos una de estas características, aunque en ningún caso sea forzosamente necesario que presente todas estas características. Tanto la ranura de guía 32, como también los agujeros de guía 34 se orientan perpendicularmente unos respecto a otros en relación con las ranuras de guía sagitales 12. No obstante es perfectamente posible elegir un ángulo diferente, preferiblemente de entre 60 y 120º, por ejemplo, cuando sea necesario un ángulo como éste para una adaptación del contorno exterior del hueso al contorno interior de la endoprótesis articular. En la cara de salida de herramienta de los agujeros de guía 34 o de la ranura de guía 32 se encuentra un punto de contacto 40 realizado como saliente. En este caso, el punto de contacto 40 se realiza como canto guía. Sin embargo éste se puede realizar igualmente como superficie como, por ejemplo, en el caso del punto de contacto 44 de la placa hendida transversal 20 o también como punto de apoyo (no mostrado).

El punto de contacto 44 de la placa hendida transversal 20 realizado de forma plana se ajusta, con respecto a la superficie articular de la articulación 80 a reseccionar, al punto de orientación 84 anatómicamente fácil de identificar. De un modo similar, el punto de contacto 40 del cuerpo de guía anterior 30 se ajusta al punto de orientación anatómico 85. En el ejemplo mostrado, en el caso del punto de orientación anatómico 84 se trata de la zona de contacto entre las superficies articulares de la articulación de la rodilla con una flexión de 85º y en el caso del punto de orientación 85 se trata de la zona de contacto entre el fémur y la meseta tibial con una extensión de 0º.

Con los agujeros de guía 34 se practican preferiblemente con un taladro unos agujeros en el contorno exterior a generar, de modo que las espigas 71 existentes en la endoprótesis articular puedan alojarse en el contorno exterior de hueso generado de la articulación a reseccionar. Como se muestra en la figura 7, los agujeros de guía 34 se orientan en el cuerpo de guía anterior 30, de manera que con los mismos se puedan generar agujeros en el contorno exterior a generar que se orientan con preferencia 20º aproximadamente con respecto al eje longitudinal del fémur de la articulación de rodilla.

La ranura de guía 32 desempeña una función similar a la de los agujeros de guía 34, practicando una herramienta para separar hueso introducida en la misma como, por ejemplo, una sierra o una fresadora, una ranura adicional en el contorno exterior a generar del hueso. A través de una ranura configurada de forma correspondiente es posible implantar una endoprótesis articular con una aleta.

En las figuras 2 a 6 se muestra además que al menos un punto de contacto también se puede realizar como cuerpo saliente alargado. Así, en la forma de realización aquí existente, una espiga realizada de forma cilíndrica con un punto de contacto 42 se dispone fundamentalmente perpendicular a la placa de guía sagital 10. El punto de contacto 42 mostrado en las figuras 2 a 4, así como en la figura 6, presenta además una marca 46 que se coloca a lo largo de su dirección longitudinal.

Ciertamente el punto de contacto 42 también puede ajustarse a un punto de orientación anatómico de la articulación a reseccionar, no obstante, como se muestra en la figura 5, es igualmente posible que el punto de colocación 42 se ajuste a la articulación en una zona en la que después de la implantación se encuentra uno de los extremos de la endoprótesis articular.

Como se muestra en las figuras 5 y 6, la marca 46 sirve para posicionar la guía de corte 1 a una distancia fija de la articulación 80. En este caso, la guía de corte 1 se aproxima a la articulación 80 hasta que la marca 46 y el contorno exterior de la articulación a reseccionar se superponen. Como alternativa o complemento a las formas de realización representadas en las figuras, la marca también se puede poner a disposición en cualquier otro punto de la guía de corte 1 o estar formada por un canto, por ejemplo, por un canto del cuerpo de guía anterior 30.

REIVINDICACIONES

1. Guía de corte (1) para la generación de un contorno exterior en un hueso, pudiéndose colocar en el contorno exterior una endoprótesis articular (70); la guía de corte presenta una placa de guía sagital (10) que se puede orientar hacia el hueso, y al menos dos ranuras de guía sagitales (12) para guiar una herramienta para cortar hueso, atravesando las ranuras de guía sagitales (12) la placa de guía sagital (10) y disponiéndose en ángulo unas respecto a otras, formando cada ranura de guía sagital (12) un orificio cerrado en sí mismo, caracterizada por que las ranuras de guía se disponen de manera que el contorno exterior generado por las mismas en el extremo de hueso esté formado por superficies dispuestas a modo de facetas y adyacentes unas a otras.

2. Guía de corte (1) según la reivindicación 1, caracterizada por que las ranuras de guía (12) en la placa de guía sagital (10) se disponen fundamentalmente en una línea curvada (14) y en concreto preferiblemente de modo que se orienten con su dirección longitudinal en ángulo respecto a la línea curvada (14) y se abran en abanico hacia fuera relativamente respecto a la línea curvada (14).

3. Guía de corte (1) según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizada por que la misma presenta además una placa hendida transversal (20) que se separa de la placa de guía sagital (10) en la dirección en la que las ranuras de guía (12) de la placa de guía sagital (10) se extienden a través de la placa de guía sagital.

4. Guía de corte (1) según la reivindicación 3, caracterizada por que en la placa hendida transversal (20) se encuentra al menos otra ranura de guía (22) que se desarrolla a través de la placa hendida transversal (20) de manera que complete las ranuras de guía (12) de la placa de guía sagital (10).

5. Guía de corte (1) según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizada por que la misma presenta además un cuerpo de guía anterior (30), a través del cual se desarrolla una ranura de guía (32) fundamentalmente paralela a la placa de guía sagital (10) y/o al menos un agujero de guía (34).

6. Guía de corte (1) según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizada por que la misma presenta un saliente de orientación (62, 64) que se dispone preferiblemente en la placa hendida transversal (20) y que resulta adecuado como punto de giro para la orientación de la guía de corte en al menos una dirección en el espacio.

7. Guía de corte (1) según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizada por que la guía de corte (1) presenta al menos dos puntos de contacto (40, 42, 44) por medio de los cuales puede colocarse la guía de corte (1), sobresaliendo al menos uno de los puntos de contacto.

8. Guía de corte (1) según la reivindicación 7, caracterizada por que el punto de contacto saliente (40, 42, 44) sobresale de la placa de guía sagital (10), de la placa hendida transversal (20) y/o del cuerpo de guía anterior (30), existiendo en al menos uno de los puntos de contacto una marca (46) como elemento auxiliar de posicionamiento adicional para la guía de corte (1).

9. Guía de corte (1) según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizada por que la misma presenta al menos un agujero de paso (50) para la fijación que se dispone preferiblemente en la placa de guía sagital (10) relativamente respecto a la línea curvada (14) hacia el interior.

10. Juego de guía de corte para la generación de un contorno exterior en una articulación de rodilla que comprende dos guías de corte laterales y mediales según una de las reivindicaciones anteriores para al menos un tamaño de endoprótesis articular que se realizan respectivamente de forma simétricamente inversa.

Figura 1

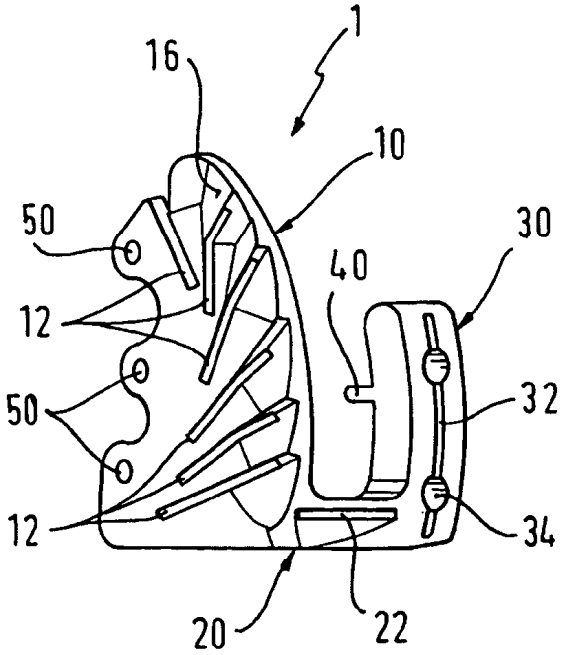

Figura 2

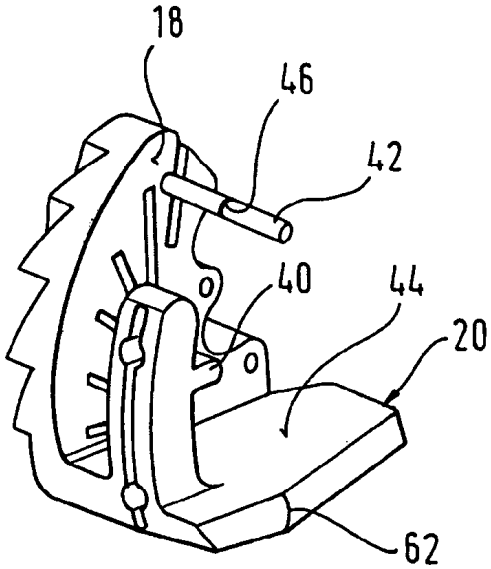

Figura 3

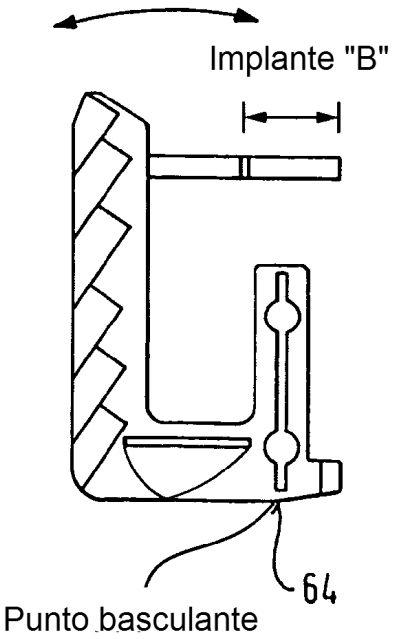

Figura 4

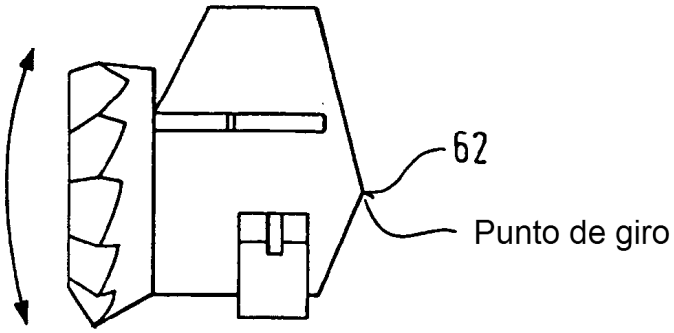

Figura 5

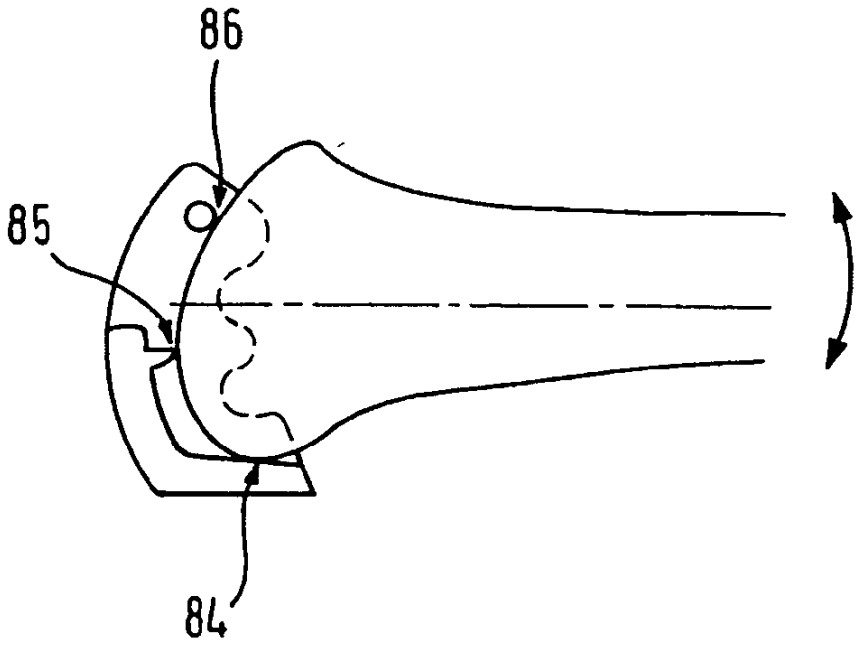

Figura 6

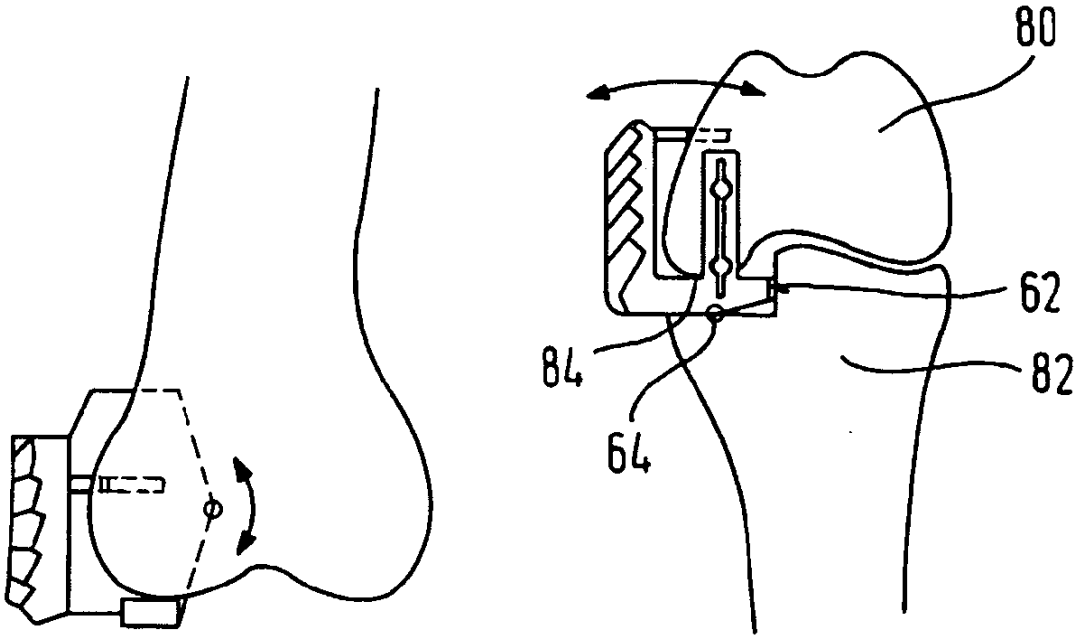

Figura 7

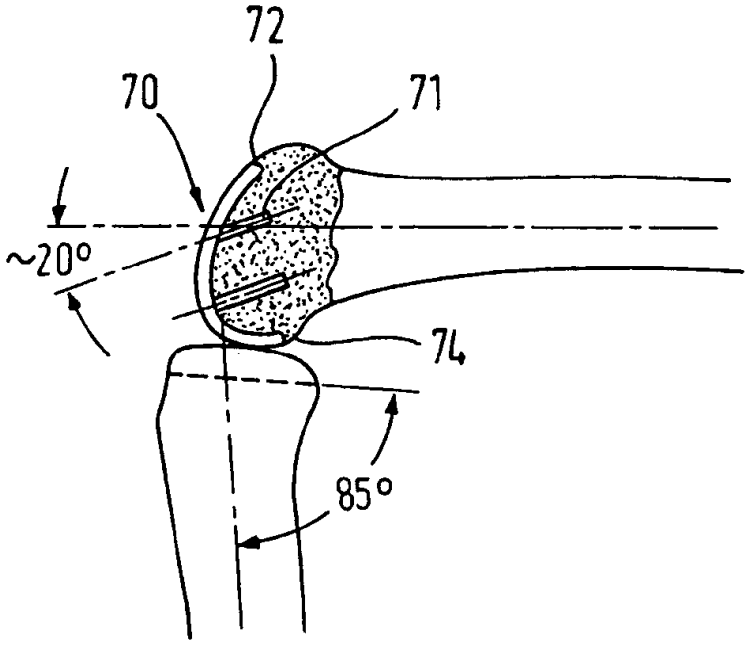

Figura 8

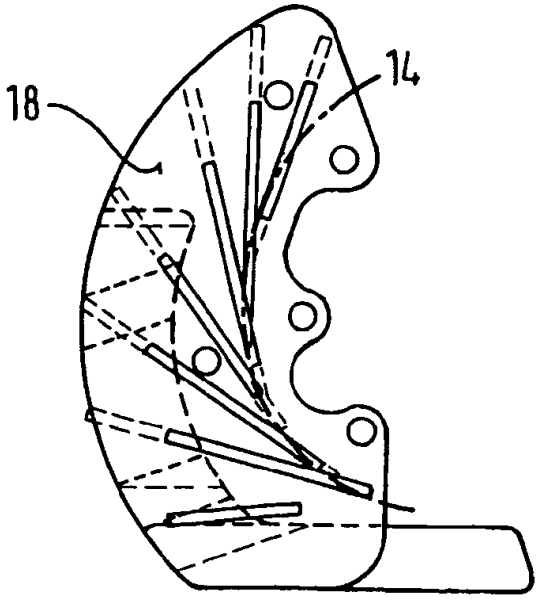
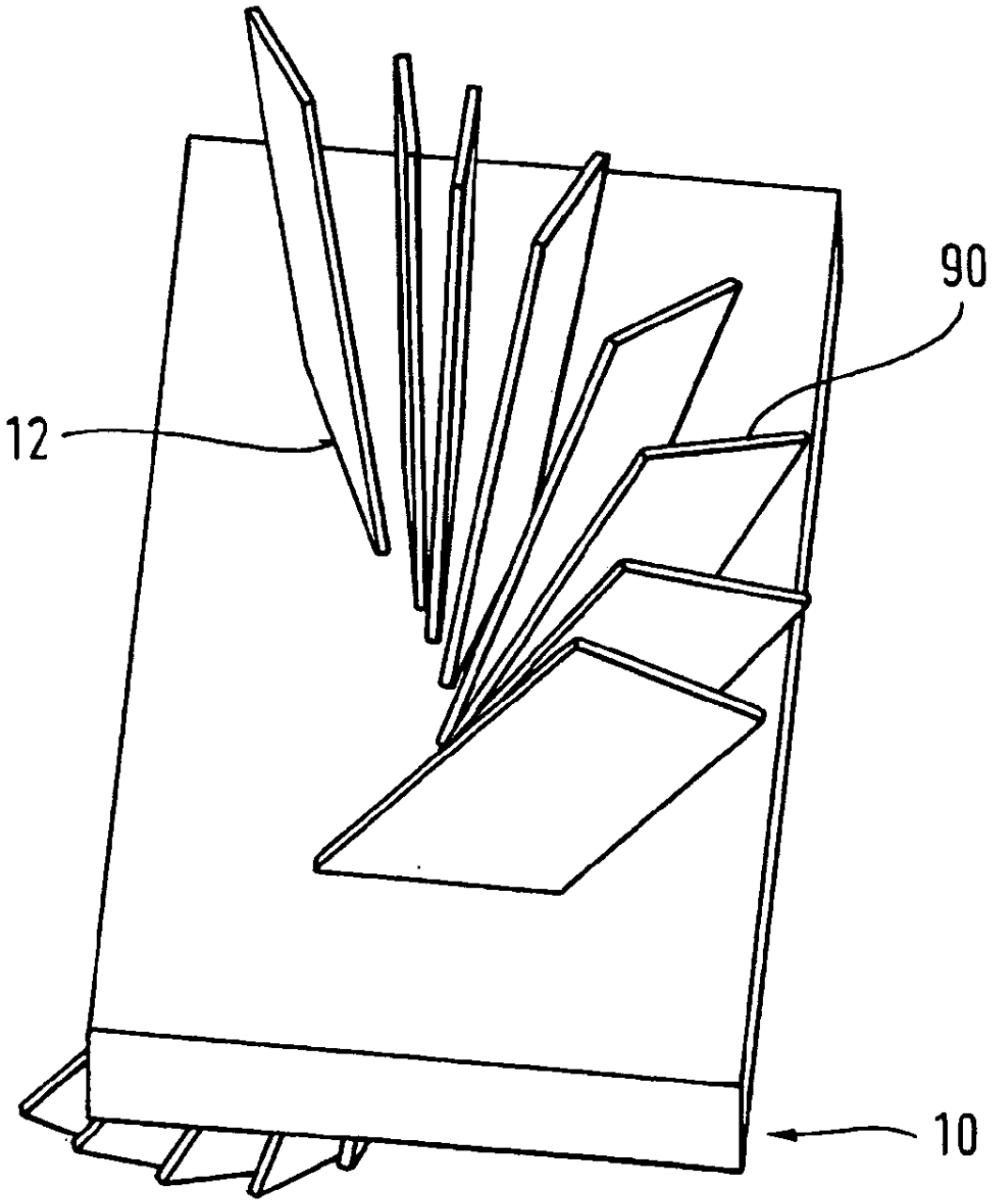
Figura 9