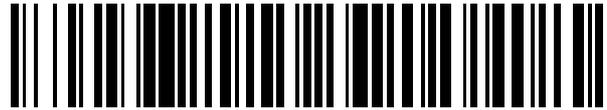


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 458 302**

51 Int. Cl.:

A61F 2/46

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **06.09.2006 E 06791866 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **22.01.2014 EP 1922035**

54 Título: **Instrumento de inserción para una endoprótesis con una caña de prótesis que debe insertarse en un espacio medular**

30 Prioridad:

09.09.2005 DE 202005014270 U

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

30.04.2014

73 Titular/es:

**WALDEMAR LINK GMBH & CO. KG (100.0%)
BARKHAUSENWEG 10
22339 HAMBURG, DE**

72 Inventor/es:

KELLER, ARNOLD

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 458 302 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

Instrumento de inserción para una endoprótesis con una caña de prótesis que debe insertarse en un espacio medular

5 La invención se refiere a un instrumento de inserción para una endoprótesis de acuerdo con el preámbulo de la reivindicación 1.

10 Para la conexión de endoprótesis con el extremo de un hueso tubular, como el fémur, están previstas habitualmente cañas de prótesis, que se insertan en un espacio medular del hueso tubular. A tal fin, durante el implante de la prótesis hay que abrir el espacio medular, limpiar su interior en la medida necesaria y finalmente insertar la caña de la prótesis. Para conseguir un asiento fijo y seguro de la caña de la prótesis en el hueso tubular, debe adaptarse la cavidad que debe crearse en el espacio medular de la manera más exacta posible al contorno de la caña a alojar. Las correcciones posteriores de la posición de la caña de la prótesis conducen a ensanchamientos de la cavidad y, por lo tanto, a un asiento menos seguro. De esta manera se pone en peligro la estabilidad a largo plazo de la prótesis. Esto se aplica especialmente cuando el implante de la endoprótesis se realiza sin cemento.

15 Se conocen diferentes instrumentos, con los que se puede implantar la prótesis con su caña. Se conoce a partir del documento EP-B-0 852 931 un instrumento de inserción, que presenta una pieza de agarre con un acoplamiento, en el que se puede disponer una escofina para la limpieza de la cavidad en el espacio medular o una caña de la endoprótesis a insertar. La escofina está configurada como escofina moldeada y sirve para configurar una cavidad que corresponde al contorno de la caña a insertar. Si se crea la cavidad, entonces se puede desmontar la escofina de la pieza y se puede conectar ahora la caña de la endoprótesis con la pieza de agarre. La pieza de agarre funciona ahora como instrumento de inserción. Un instrumento de inserción similar se conoce a partir del documento EP-B-0 956 824. La pieza de agarre presenta un acoplamiento rápido de mando a distancia, por medio del cual la escofina o bien la caña de prótesis a insertar están retenidas en la pieza de agarre. Además, la pieza de agarre presenta un yunque en su extremo trasero, alejado del acoplamiento. Éste sirve como cabeza de impacto. De esta manera, en el caso de un asiento terso de la caña en el espacio medular, la endoprótesis puede ser impulsada mediante martillazos en su posición definitiva.

20 Un inconveniente de los instrumentos de inserción conocidos reside en que las modificaciones de la posición, que aparecen especialmente en el caso de correcciones, conducen a un ensanchamiento y, por lo tanto, a un empeoramiento del asiento de la caña en el espacio medular del hueso. Esto se aplica especialmente cuando se realizan correcciones solamente el enclavamiento. Esto se puede producir de forma involuntaria también cuando en virtud de condiciones de acceso difíciles los martillazos inciden desde una dirección desfavorable sobre la cabeza de impacto. Con ello no sólo se producen posiciones erróneas de la caña y, por lo tanto, de la prótesis con relación al hueso, sino también un asiento perjudicado y con ello un peligro de aflojamiento precoz.

30 Se conoce ya a partir del documento FR-A1-2 839 641 un instrumento de inserción del tipo mencionado al principio, en el que la punta del empujador está provista con una rosca exterior y la endoprótesis está provista con un taladro roscado interior opuesto a la punta del empujador, en el que se enrosca la punta del empujador para el encaje de la endoprótesis. El documento US-A-4 936 863 publica una combinación similar de endoprótesis e instrumento de inserción. No obstante, existe una pluralidad de endoprótesis sin tal taladro roscado interior, para el que no son adecuados sin más los instrumentos de inserción conocidos.

40 El documento DE 21 01 002 B publica un instrumento de inserción para una endoprótesis, que está provista con un pivote sobresaliente para la inserción en un ojal de la endoprótesis.

Se conoce a partir del documento US-B1-6 322 564 un instrumento de inserción para una endoprótesis, que no comprende ninguna instalación de impacto.

El documento EP-A-0 485 065 publica una prótesis de implante de caña de cadera con un adaptador del par de torsión, que se inserta con una estampa no descrita en detalle.

45 La invención tiene el cometido de mejorar un instrumento de inserción del tipo mencionado al principio, de tal manera que simplifica una inserción segura y en posición exacta.

La solución de acuerdo con la invención reside en las características de la reivindicación independiente. Los desarrollos ventajosos son objeto de las reivindicaciones dependientes.

50 En un instrumento de inserción para una endoprótesis, que presenta una pieza de cuello y una pieza de caña a insertar en el espacio medular, que comprende una instalación de fijación con una horquilla de retención y un contra cojinete, que están configurados para retener fijamente en un estado fijado la endoprótesis y para liberarla en un estado distendido, y una instalación de impacto, en el que en la instalación de fijación está dispuesto fijamente un carril de guía para un elemento de impacto y está alineado de tal manera que una trayectoria determinada por el carril de guía conduce sobre una superficie lateral frontal de la endoprótesis retenida en la instalación de fijación, y

en el que el elemento de impacto es un empujador insertado en el carril de guía, está previsto de acuerdo con la invención un amortiguador de recuperación elástica para el empujador.

En primer lugar, se explican algunos conceptos:

5 Por una horquilla de retención se entiende un alojamiento, que está abierto hacia un lado, para insertar el objeto retenido en el alojamiento o para extraerlo fuera del mismo. La apertura se puede cerrar, cuando el objeto está insertado, por medio de un bloqueo, pero esto no es necesario.

Por un contra cojinete se entiende un elemento configurado para la transmisión de fuerzas de presión, que está dispuesto frente a la horquilla de retención, de tal manera que fijan la pieza de la endoprótesis a retener entre sí.

10 Por un carril de guía se entiende una disposición, que predetermina para el elemento de impacto tanto una posición como también una dirección del movimiento (trayectoria).

15 La invención se basa en la idea de conseguir una inserción en posición exacta de la pieza de caña de la prótesis en el espacio medular con el instrumento de inserción, de tal manera que la posición de la prótesis está definida con exactitud tanto durante la inserción como también durante el encaje. Con el instrumento de inserción de acuerdo con la invención se asegura una guía exacta de la prótesis no sólo en la fase de inserción en el espacio medular, sino también adicionalmente durante la fase de encaje. Con la guía dispuesta en el instrumento de inserción de acuerdo con la invención para el elemento de impacto, se consigue que la fuerza de impacto sea ejercida de una manera exactamente definida sobre la prótesis a implantar. Se evitan eficazmente los posicionamientos erróneos, que pueden aparecer a través de vibraciones inevitables de un instrumento de impacto no guiado, como un martillo guiado libremente con la mano. Esto es especialmente ventajoso cuando la accesibilidad del lugar del implante para el operador es limitada. Precisamente en condiciones difíciles de acceso, normalmente en virtud de la guía del instrumento de impacto, que no es posible en la prolongación exacta del instrumento de retención, se producen desviaciones, que conducen a posicionamientos erróneos. Con el instrumento de inserción realizado de acuerdo con la invención se puede conseguir también en tales condiciones difíciles un implante en posición exacta de una manera sencilla y segura.

25 A través de la distribución de masas del empujador, el instrumento de inserción está bien compensado. Para mantener esta propiedad favorable para la manipulación, también en el caso de inserción de la prótesis utilizando el empujador, el empujador está provisto de acuerdo con la invención con un amortiguador de rebote. Éste sirve para impedir o al menos reducir un rebote de retorno elástico del empujador después del impacto. Tal rebote de retorno elástico provocaría un retroceso y conduciría al peligro de una modificación no deseada de la posición. Esto se contrarresta por medio del amortiguador de rebote de acuerdo con la invención. El gasto adicional necesario para el amortiguador de rebote es extraordinariamente reducido. Así, por ejemplo, es suficiente prever en la caña del empujador un elemento de fricción, que ejerce una fuerza de fricción sobre el carril de guía. Es especialmente favorable configurar una ranura circunferencial en la caña del empujador, en la que está insertada una junta tórica. Las dimensiones de la junta tórica están seleccionadas de tal forma que se apoya en el lado interior en la pared del carril de guía realizado como tubo.

Aunque no es absolutamente necesario, pero es conveniente, que el carril de guía esté cerrado lateralmente. Es especialmente preferido que esté realizado como un tubo. Entonces puede funcionar al mismo tiempo como una pieza del mango para agarre por el operador. La forma de realización cerrada impide la entrada de cuerpos extraños. De esta manera casi se elimina el peligro de una inhibición o gripado del elemento de impacto en la guía.

40 De acuerdo con la invención, el elemento de impacto es un empujador insertado en el carril de guía. El empujador está guiado óptimamente en virtud de su forma extendida alargada en el carril de guía realizado con preferencia como tubo con forma interior del mismo contorno. Pero la caña del empujador no sólo sirve para la guía, sino que funciona, en virtud de su masa considerable a través de la extensión relativamente larga, incluso también ya como elemento de impacto. Una cabeza de impacto prevista opcionalmente adicionalmente en el extremo del empujador puede estar realizada, por lo tanto, más pequeña. El instrumento de inserción requiere de esta manera un peso adicional relativamente reducido y en virtud de la masa distribuida del empujador se compensa de manera favorable desde el punto de vista de la técnica de manipulación. La cabeza de impacto está realizada con preferencia como manivela. De esta manera, tanto se puede activar el empujador con la mano como también se puede utilizar como cabeza de impacto a través de su lado trasero configurado como superficie de yunque.

50 El empujador presenta en sus extremos delantero una punta, que está redondeada con ventaja, Frente a una punta roma, con ello resulta la ventaja de que en el caso de una incidencia angular sobre una superficie frontal de la endoprótesis, se reduce el peligro de entalladuras y daños. Las entalladuras y otros daños conducirían a un debilitamiento del material de la prótesis en este lugar, lo que puede conducir a una reducción correspondiente de la estabilidad y, por lo tanto, a una resistencia de larga duración de la prótesis. La forma de realización redondeada de la punta ofrece también una ventana en el caso de que la superficie frontal de la prótesis, que recibe el impacto del empujador, no sea totalmente lisa.

El empujador está realizado con ventaja de forma segmentada, de manera que un segmento presenta una sección transversal más pequeña que el otro. Si el segmento con la sección transversal más pequeña se extiende en dirección a la instalación de retención, entonces con el saliente que resulta en la transición hacia el segmento con la sección transversal más ancha puede estar configurado un tope de profundidad para el empujador. De esta manera se reduce al mínimo el peligro de un resbalamiento y de una expulsión excesiva del empujador hacia la endoprótesis a implantar. El estrechamiento escalonado de la caña hacia la punta que resulta de esta manera no sólo posibilita la formación de un tope, sino que facilita también la sustitución de la junta tórica desde la junta del empujador.

De acuerdo con otro aspecto de la invención, en la instalación de fijación está previsto un marcador de posición para una posición angular correcta de la endoprótesis en el instrumento de inserción. De esta manera, el operador dispone de una indicación sencilla de utilizar para que la prótesis esté retenida en la orientación angular correcta en el instrumento de inserción. El marcador de la posición puede estar realizado de diferentes maneras, en el caso más sencillo a través de marcas. Ha dado buen resultado realizar las marcas de la posición como proyecciones en la instalación de fijación, que están configuradas para el engrane en un receso en la endoprótesis en el estado fijado. Si las proyecciones encajan solamente en la posición angular correcta en los recesos respectivos en la endoprótesis en los recesos correspondientes en la endoprótesis, entonces se puede fijar de una manera sencilla y conveniente la endoprótesis en su posición relativa con respecto al instrumento de inserción. Un control visual de la orientación es innecesario. La orientación permanece también en circunstancias difíciles con mala accesibilidad o, dado el caso, se puede fabricar también de nuevo fácilmente sin contacto visual. De manera más preferida en este caso la proyección está dispuesta en el contracorinete y está dimensionada de tal forma que es aproximadamente de 0,1 mm a 1 mm mayor que la profundidad del receso en un lado frontal de la endoprótesis. De esta manera se consigue que el contacto entre el contracorinete y la endoprótesis marcha sobre proyecciones, dicho más exactamente, que las puntas de las proyecciones descansan en el fondo de los recesos. El contracorinete no tiene que establecer, por lo demás, ningún contacto con la endoprótesis, en particular el contracorinete puede permanecer libre del lado frontal de la endoprótesis. Esto es una ventaja estimable, puesto que no en pocas ocasiones el lado frontal de la endoprótesis forma parte de una pieza de retención de medida estable, que debe estar protegida en la mayor medida posible contra daños para garantizar el posicionamiento de medida exacta de componentes de unión de articulaciones.

En una forma de realización conveniente, la horquilla de retención está configurada de tal forma que en ella está mecanizado un asiento para un cono de fijación de la pieza de retención. En el asiento, el cono de fijación ha sido alojado con su borde inferior en la horquilla de retención. El asiento no tiene que presentar una profundidad grande, una profundidad de hasta 2,5 mm, con preferencia es suficiente regularmente 1 mm. Con este asiento se consigue que la horquilla de retención solamente tenga que actuar en la zona marginal inferior sobre el cono de fijación. La superficie envolvente cónica sensible permanece de esta manera protegida contra repercusiones a través de la horquilla de retención. De esta manera se pueden evitar daños de la superficie envolvente.

A continuación se describe en detalle la invención con referencia al dibujo adjunto, en el que se representa el ejemplo de realización. En este caso:

La figura 1 muestra una vista en planta sobre un ejemplo de realización para un instrumento de inserción de acuerdo con la invención en el estado fijado con una endoprótesis.

La figura 2 muestra una vista del instrumento de inserción de acuerdo con la figura 1 en el estado expandido.

La figura 3 muestra una sección parcial a través del instrumento de inserción representado en la figura 1.

La figura 4 muestra una vista frontal de una parte de una instalación de fijación del instrumento de inserción representado en la figura 1; y

La figura 5 muestra una vista de la sección parcial de la instalación de fijación con la endoprótesis a alojar.

El instrumento de inserción de acuerdo con el ejemplo de realización tiene una forma básica general en forma de pinzas con una pieza de agarre en la zona trasera y una pieza de fijación (designada a continuación como instalación de fijación) 29 en la zona delantera. Las dos zonas están separadas por una articulación pivotable 29. La pieza de agarre presenta 2 mangos 21, 22 que se extienden en forma de barra hacia atrás. Se pueden fijar en una posición comprimida por medio de una instalación de retención 24.

En el extremo delantero del instrumento de inserción, que está designado en su totalidad con el número de referencia 2, está dispuesta la instalación de fijación 20. Está constituida esencialmente por una horquilla 25 en el extremo delantero del brazo conectado con el mango 21. La horquilla 25 presenta un orificio de alojamiento, en el que se puede insertar la endoprótesis 1 a fijar. La instalación de fijación 20 presenta, además, en el extremo delantero del brazo formado por el mango 22 un contracorinete. Está formado por un bloque deslizante 26, que está dispuesto de forma pivotable en el extremo delantero, de manera que realiza un movimiento de avance y retroceso deslizante durante el cierre y la apertura de la instalación de fijación 20. El bloque deslizante 26 presenta un lado frontal dirigido hacia la horquilla de retención 25, en el que están dispuestas dos proyecciones 28. Las proyecciones

están realizadas en forma de pasador y presentan una longitud de aproximadamente 4 mm. Están orientadas de tal manera que están dirigidas sobre la horquilla de retención 25 y, en concreto sobre su zona de apertura.

A continuación se describe la estructura de los carriles de guía en el instrumento de inserción. El mango 21 está realizado en forma de tubo en su zona trasera. Presenta un taladro 23 que se extiende a través de toda su longitud. Funciona como carril de guía para un empujador 31. El empujador 31 está configurado como herramienta de impacto y está constituido esencialmente por su caña dividida en dos segmentos 34, 35 con una punta redondeada 36. En el extremo trasero del empujador 31 está dispuesta una manivela 32 para la activación a través del operador. El empujador 31 está constituido como el instrumento de inserción restante de acero noble. En virtud de la masa del empujador 31 incluyendo la manivela 32 se puede conseguir en muchos casos a través de la fuerza de la mano una acción de impacto suficiente. Para el caso de que sea necesaria una acción de impacto más elevada, el lado trasero de la manivela 32 está provisto con una superficie de yunque 33. Se puede actuar sobre ella con martillazos, con lo que se puede incrementar claramente la acción de impacto transmitida desde el punta 36.

En el empujador 31 está configurada en su superficie exterior, en la zona del primer segmento 34, una ranura circunferencial 37. En ella está dispuesta una junta tórica 38. Está dimensionada de tal forma que no termina enrasada con la superficie del segmento de la caña 34, sino que sobresale hasta el punto de que contacta con la pared interior del taladro 31. De esta manera, la junta tórica ejerce una fuerza de fricción, que se dirige en contra del movimiento del empujador 31. La junta tórica 38 puede impedir en gran medida un reborde hacia atrás del empujador 31 después de la acción de impacto, especialmente durante los martillazos sobre la superficie del yunque 33.

Para la explicación del modo de actuación del instrumento de inserción se presenta a continuación brevemente la endoprótesis a implantar. En la endoprótesis se trata de una prótesis de caña, como forma el componente del fémur de una prótesis articulada de cadera total. La prótesis de caña está constituida esencialmente por una pieza de caña 10 doblada, extendida alargada, un collar de apoyo 11 y una pieza de cuello 14 que se eleva sobre el collar de apoyo 11. En la zona exterior de la pieza de cuello 14 está configurado un cono 13. Éste sirve para el alojamiento de una biela. La superficie envolvente del cono 13 así como su lado frontal 16 definen en este caso el posicionamiento de la biela (no se representa). Están fabricadas con precisión y debe protegerse contra daño. La pieza de caña 10 sirve para ser insertada implantada en el espacio medular del fémur (abierto previamente). La pieza de caña 10 puede estar configurada para la implantación cementada o libre de cemento. Precisamente en el caso de la implantación cementada es importante una buena unión positiva con la estructura circundante en el espacio medular. Las modificaciones de la dirección de la endoprótesis 1 o bien de la pieza de caña 10 durante la inserción o durante el encaje conducen a ensanchamientos en el espacio medular, con lo que se perjudica la unión positiva y de esta manera se reduce la estabilidad y la seguridad del anclaje de la endoprótesis en el hueso del fémur. Para posibilitar una guía segura de la endoprótesis 1 durante la inserción o encaje, está empotrada fijamente en el instrumento de inserción 2. Esto se realiza con la instalación de fijación 20 de la manera descrita a continuación.

La instalación de fijación 20 con su horquilla de retención 25 y su contracojinete 26 está configurada para retener la endoprótesis 1 en el cono 13 de la pieza de cuello 14. En la horquilla de retención 25 está mecanizado un escalón de forma circular, que sirve como asiento 27 para el borde inferior 15 del cono 13. La profundidad del asiento 27 está seleccionada de tal manera que el cono 13 penetra aproximadamente 1 mm de profundidad en la horquilla de retención 25. Solamente en esta zona tiene lugar un contacto entre la horquilla de retención 25 y el cono 13. Esta zona no es crítica típicamente para la unión con la cabeza de articulación, puesto que las cabezas de articulación no se extienden demasiado sobre el cono 13. En la zona restante del cono 13 no incide el asiento 27, de manera que éste está protegido contra daño. El contracojinete 26 colabora con el lado frontal 16 del cono 13. Pero no se apoya directamente en el lado frontal 16, sino que encaja con sus proyecciones 28 en escotaduras 18 correspondientes en el lado frontal 16 del cono 13. En este caso, la altura de las proyecciones 28 es ligeramente mayor que la profundidad de las escotaduras 18. Ha dado buen resultado una altura de 4 mm para las proyecciones 28 con una profundidad de 3 mm para las escotaduras 18. Con ello se consigue que las proyecciones 28 descansan con su punta en el fondo de las escotaduras 18, sin que el lado frontal 16 propiamente dicho sea contactado por el bloque deslizante 26. Permanece un intersticio de seguridad de aproximadamente 1 mm. El bloque deslizante 26 con las proyecciones 28 se mueve a través de la compresión de las piezas de agarre 21 y 22 hacia delante (en la dirección de fijación). En este caso, las proyecciones 28 se sumergen en las escotaduras 18 y presionan el cono 13 con su bode inferior 15 en el asiento 27 de la horquilla de retención 25. De esta manera, la endoprótesis 1 está tensada fijamente en el instrumento de inserción. La posición angular está definida por las proyecciones 28. Por lo tanto, funcionan también como marcadores de posición. La prótesis 1 puede ser guiada por el operador ahora con seguridad y en posición exacta.

En la primera etapa de la implantación se introduce la prótesis 1 con su caña 10 por medio del instrumento de inserción 2 en el espacio mediar. Esto se consigue sobre aproximadamente 2/3 a 3/4 de la longitud de la caña 10 debido a su conicidad la mayoría de las veces sin gasto de fuerza especial. A continuación, el asiento que se vuelve cada vez más terso de la caña de la prótesis 10 en el lecho del espacio medular requiere una fuerza cada vez mayor con la que debe encajarse hasta la consecución de la posición definitiva de la endoprótesis 1. Esto se puede realizar con el instrumento de inserción de acuerdo con la invención, sin tener que bajar para ello el instrumento. El operador

5 activa por medio de la manivela 32 el empujador 31. La disposición de la horquilla de retención 25 con el contracorriente 26 está adaptada en este caso a la posición del taladro 23, de tal manera que la trayectoria 30 del empujador determinada por él se selecciona de tal manera que la punta 36 incide en el collar 11 sobre la endoprótesis 1. El impulso transmitido por el empujador 31 se conduce de esta manera directamente sobre el collar 11 y, por lo tanto, sobre la caña 10, sin cargar el cono 13 y la pieza de retención 14. Esta transmisión directa no sólo es cuidadosa para el cono 13 y la pieza de retención 14 de la endoprótesis 1, sino que posibilita conseguir también con impactos relativamente débiles a través del empujador 31 una acción de impulsión alta.

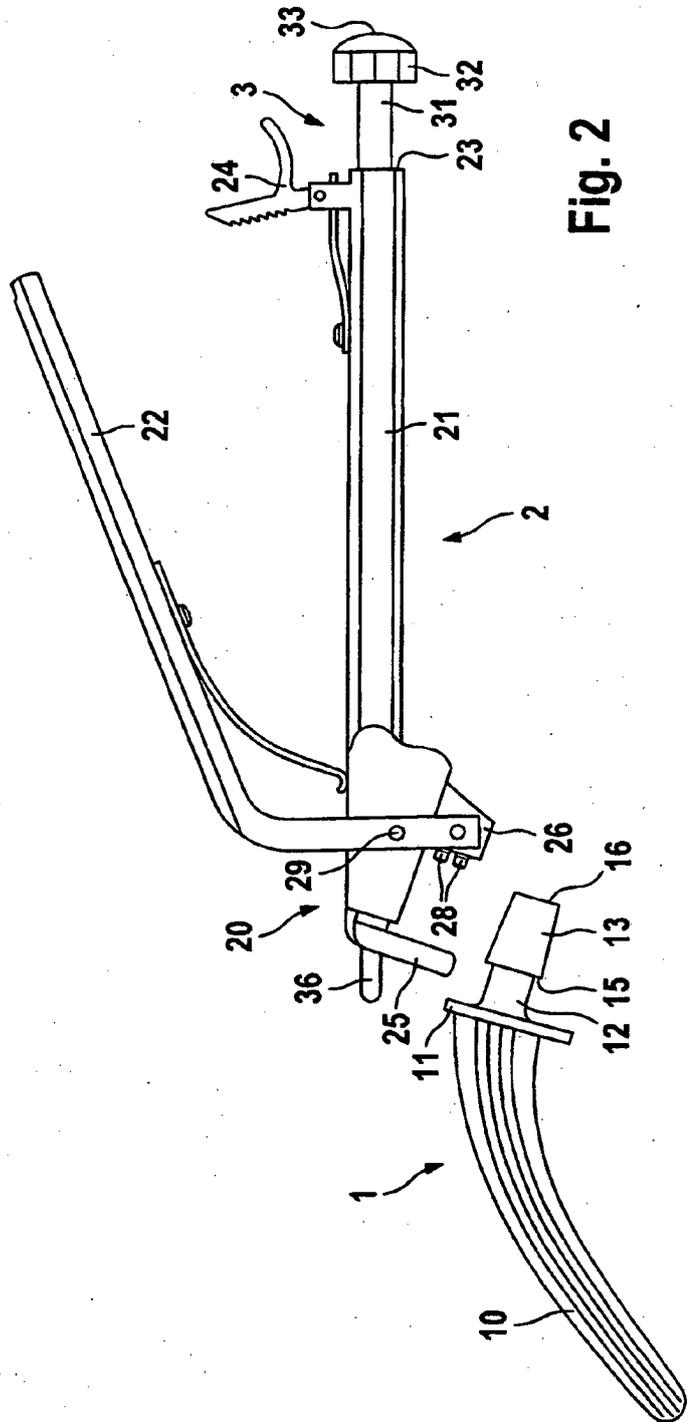
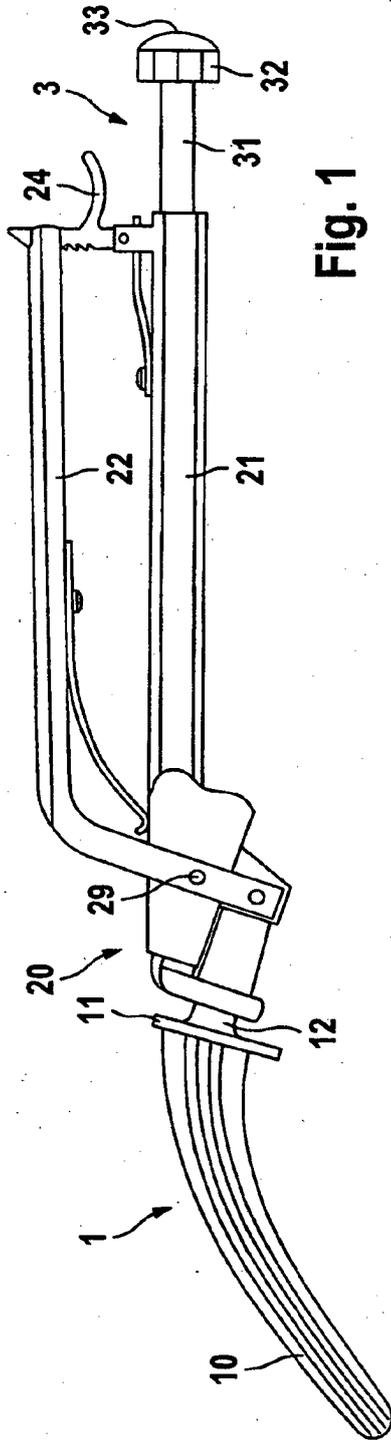
10 El ángulo de la disposición de la endoprótesis con respecto a la trayectoria 30 del empujador (ángulo α) tiene aproximadamente 20 grados a 40 grados (con preferencia 25 grados) y está seleccionado de tal manera que en la posición de la endoprótesis 1, en la que son necesarias las fuerzas máximas para el encaje, la trayectoria de guía 30 se encuentra aproximadamente perpendicular al hueso. De esta manera, se asegura para esta sección, que requiere un gasto de fuerza especialmente alto, una transmisión óptima de la fuerza.

15 En el instrumento de inserción de acuerdo con la invención, se puede fijar la endoprótesis en posición exacta y en ángulo exacto en el instrumento de inserción y se puede insertar en esta posición totalmente definida con precisión en el espacio medular. El impacto posterior necesario para la consecución de la posición final fija de la prótesis se puede realizar con el instrumento de inserción, de manera que a través de la guía del empujador 31 se asegura que la fuerza del impulso sea transmitida a través del impacto a un lugar favorable en el collar 11 de la endoprótesis 1. El cono sensible 13 de la endoprótesis 1 está protegido en este caso contra la absorción de fuerzas de impacto. El encaje se puede realizar utilizando el empujador 31 integrado sin cambio de instrumentos. En caso necesario, se puede golpear a través de la superficie de yunque 33 en el extremo trasero del empujador 31 adicionalmente con un martillo.

25

REIVINDICACIONES

- 5 1.- Instrumento de inserción para una endoprótesis, que presenta una pieza de cuello (14) y una pieza de caña (10) que se inserta en un espacio medular, que comprende una instalación de fijación (20) con una horquilla de retención (25) y un contra cojinete (26), que están configurados para retener fijamente en un estado fijado la endoprótesis (1) y para liberarla en un estado distendido, y una instalación de impacto (3), en el que en la instalación de fijación (20) está dispuesto fijamente un carril de guía (23) para un elemento de impacto y está alineado de tal manera que una trayectoria determinada por el carril de guía conduce sobre una superficie lateral frontal de la endoprótesis retenida en la instalación de fijación, y en el que el elemento de impacto es un empujador (31) insertado en el carril de guía (23), caracterizado por que está previsto un amortiguador de recuperación elástica para el empujador (31).
- 10 2.- Instrumento de inserción de acuerdo con la reivindicación 1, caracterizado por que el carril de guía (23) está cerrado.
- 3.- Instrumento de inserción de acuerdo con la reivindicación 2, caracterizado por que el carril de guía (23) está realizado como rotor.
- 15 4.- Instrumento de inserción de acuerdo con una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que en la horquilla de retención (25) está mecanizado un asiento (27) para un cono de fijación (13) de la prótesis.
- 5.- Instrumento de inserción de acuerdo con la reivindicación 4, caracterizado por que el asiento (27) presenta una profundidad inferior a 2 mm, con preferencia inferior a 1 mm.
- 6.- Instrumento de inserción de acuerdo con la reivindicación 5, caracterizado por que el empujador (31) presenta una manivela (32) en su extremo trasero, alejado de la endoprótesis.
- 20 7.- Instrumento de inserción de acuerdo con la reivindicación 6, caracterizado por que la manivela (32) presenta una superficie de impacto (33).
- 8.- Instrumento de inserción de acuerdo con una de las reivindicaciones 5 a 7, caracterizado por que el empujador (31) presenta una punta redondeada (36).
- 25 9.- Instrumento de inserción de acuerdo con la reivindicación 8, caracterizado por que el amortiguador de recuperación elástica está realizado como una junta tórica (38) dispuesta en una ranura circunferencial (37).
- 10.- Instrumento de inserción de acuerdo con una de las reivindicaciones 5 a 9, caracterizado por que el empujador (31) está realizado segmentado, en el que un segmento (35) presenta una sección transversal menor que el otro segmento (34).
- 30 11.- Instrumento de inserción de acuerdo con una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que en la instalación de fijación (20) están previstas marcas de posición para una posición angular correcta de la endoprótesis.
- 12.- Instrumento de inserción de acuerdo con la reivindicación 11, caracterizado por que la marca de posición es una proyección (28) en la instalación de fijación (20), que está configurada para engranar en un receso (18) en la endoprótesis (1) en el estado fijado.
- 35 13.- Instrumento de inserción de acuerdo con la reivindicación 12, caracterizado por que la proyección (28) está dispuesta en el contra cojinete (26) y es con preferencia de 0,1 mm a 1 mm mayor que la profundidad del receso (18).



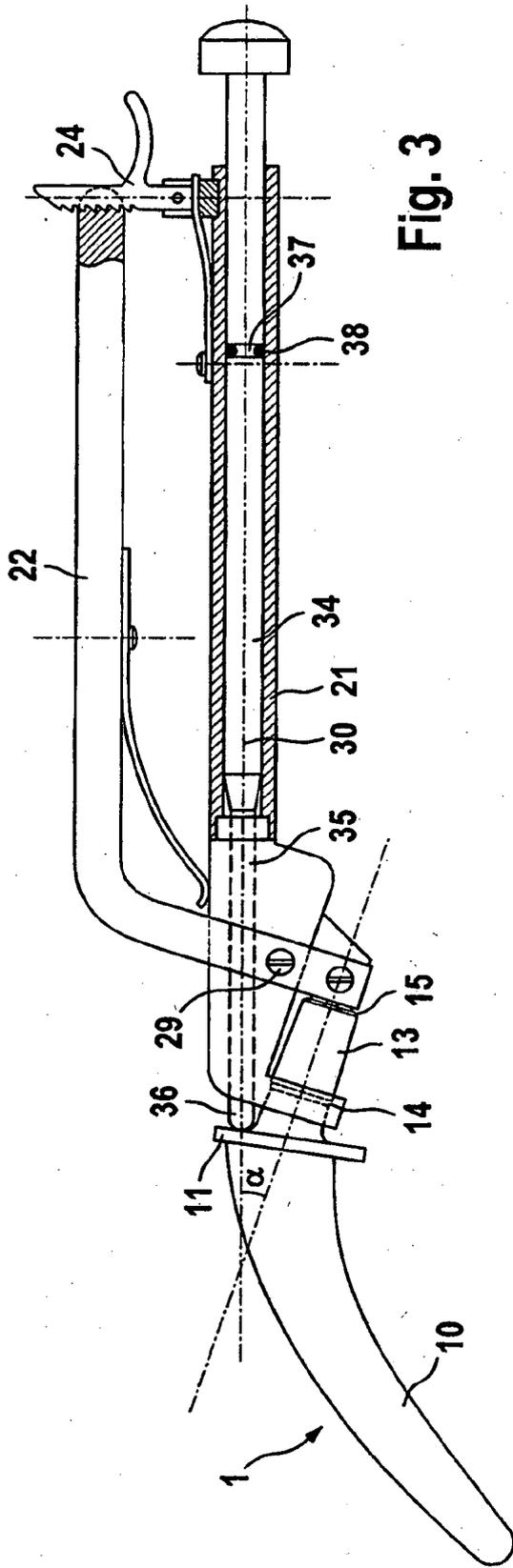


Fig. 3

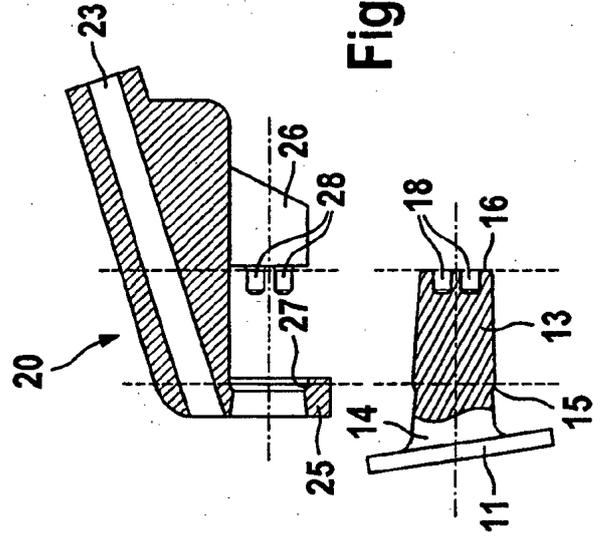


Fig. 5

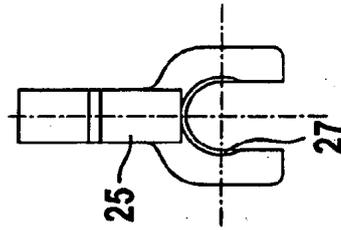


Fig. 4