

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 996 084**

51 Int. Cl.:

A61B 17/29 (2006.01)

A61B 34/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **29.08.2016 PCT/IB2016/001286**

87 Fecha y número de publicación internacional: **09.03.2017 WO17037532**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **29.08.2016 E 16788790 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **09.10.2024 EP 3340897**

54 Título: **Instrumento quirúrgico con fuerza de accionamiento aumentada**

30 Prioridad:

28.08.2015 US 201562211019 P

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

12.02.2025

73 Titular/es:

**DISTALMOTION SA (100.00%)
Route de la Corniche 3b, Building Phenyl
1066 Epalinges, CH**

72 Inventor/es:

BEIRA, RICARDO, DANIEL, RITA

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 996 084 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 quirúrgico con fuerza de accionamiento aumentada

CAMPO DE LA INVENCION

5 La presente invención se refiere al campo de los sistemas mecánicos accionados remotamente, más particularmente a mecanismos endoscópicos o mínimamente invasivos, y más particularmente a instrumentos quirúrgicos mínimamente invasivos accionados remotamente. Más específicamente, esta invención se refiere a instrumentos quirúrgicos articulados mínimamente invasivos tales como pinzas, portaagujas y tijeras, en los que se puede controlar la orientación de los efectores finales en relación con el eje del instrumento. Más específicamente, la invención se refiere a mecanismos en los que el accionamiento y la orientación del efector final distal del instrumento se realiza de forma remota, desde el extremo proximal al distal del vástago de instrumento, mediante elementos de transmisión mecánica.

ANTECEDENTES DE LA INVENCION

15 La cirugía abierta sigue siendo la técnica estándar para la mayoría de los procedimientos quirúrgicos. Es utilizada por la comunidad médica desde hace varias décadas y consiste en realizar tareas quirúrgicas realizando una incisión relativamente larga en el abdomen u otra cavidad o zona corporal, a través de la cual se insertan herramientas quirúrgicas tradicionales. No obstante, debido a la incisión larga, este enfoque es extremadamente invasivo para el paciente, lo que da como resultado una pérdida sustancial de sangre durante la cirugía y unos períodos de recuperación largos y dolorosos en un entorno hospitalario.

20 Con el fin de proporcionar una alternativa a la invasividad de la cirugía abierta, se desarrolló la laparoscopia, una técnica mínimamente invasiva. En lugar de una única incisión larga, se realizan una o más incisiones más pequeñas en el paciente a través de las cuales se insertan instrumentos finos y largos y cámaras endoscópicas. Debido al bajo grado de agresividad, las técnicas laparoscópicas reducen la pérdida de sangre y el dolor al tiempo que acortan las estancias hospitalarias. Cuando son realizadas por cirujanos experimentados, estas técnicas pueden lograr resultados clínicos similares a la cirugía abierta. No obstante, a pesar de las ventajas mencionadas anteriormente, la laparoscopia requiere unas habilidades quirúrgicas avanzadas para manipular la instrumentación rígida y larga a través de las pequeñas incisiones en el paciente. Como tal, las tasas de adopción de técnicas mínimamente invasivas en procedimientos complejos son más bajas de lo que sería deseable.

30 Tradicionalmente, los instrumentos laparoscópicos, tales como pinzas, disectores, tijeras y otras herramientas, se han montado sobre vástagos rectos. Estos vástagos se insertan a través de pequeñas incisiones en el cuerpo del paciente y, debido a eso, se reduce su rango de movimiento dentro del cuerpo. La incisión de entrada actúa como punto de rotación, disminuyendo la libertad para posicionar, accionar, articular y orientar los instrumentos dentro del paciente. Además, el uso de instrumentos de vástago recto evita que se doblen o articulen dentro del espacio quirúrgico. Por lo tanto, debido a los desafíos que enfrenta la instrumentación mínimamente invasiva tradicional, los procedimientos laparoscópicos se limitan principalmente a su uso en cirugías simples, mientras que solo una pequeña minoría de cirujanos puede utilizarlos en procedimientos complejos.

35 Por consiguiente, existe una clara necesidad de proporcionar articulaciones distales a los elementos efectores de los instrumentos laparoscópicos, permitiendo que los elementos efectores finales distales se articulen con respecto al eje longitudinal del vástago del instrumento. Esto permite al cirujano alcanzar el tejido de interés en una gama completa de ángulos, incluidos ángulos oblicuos, con respecto al eje longitudinal del vástago. Además, el instrumento debe ser capaz de manipular plenamente sus elementos efectores en dichas inclinaciones.

40 Aunque se han propuesto varios instrumentos articulados "de muñeca" que utilizan transmisión mecánica rígida (US5330502, US7819894, US7674255), muchos consideran que la transmisión mecánica flexible exhibe mejores características de rendimiento en términos de peso, fricción y otros atributos (WO9743942, US6394998, US6554844). También se describen técnicas anteriores relevantes adicionales en los documentos WO 2015/088647 A1, EP 0677275 A2 y US 2011/290854 A1.

45 Cuando se utilizan cuerdas metálicas con una construcción de hebra adecuada, la transmisión mecánica flexible puede proporcionar una rigidez axial bastante buena con una flexibilidad radial (doblamiento) aceptable. Sin embargo, la vida útil de las cuerdas metálicas utilizadas en instrumentos que emplean transmisión mecánica flexible está fuertemente afectada por el valor de la tensión máxima a la que están expuestas durante su uso normal. Cuando se pasan cuerdas metálicas por poleas, sus hebras constituyentes se ven obligadas a frotarse entre sí, lo que aumenta la fricción en todo el sistema, impactando así en la transmisión mecánica y provocando que las cuerdas se desgasten durante varios ciclos de utilización. Por lo tanto, cuanto mayor sea la tensión en las cuerdas, mayor será la fricción en el sistema y más corta será la vida útil del instrumento. Las cuerdas metálicas en sistemas accionados por poleas también pueden estar sujetas a estiramiento a

lo largo del tiempo, lo que resulta en una reducción progresiva de la fuerza de accionamiento en el efector final a lo largo del tiempo. Estas consideraciones relacionadas con la fricción, el desgaste del cable y el estiramiento del cable deben aceptarse en vista de las restricciones mecánicas de los sistemas mecánicos accionados por cables con poleas, en los que la fuerza aplicada a los cables del sistema no se refleja necesariamente en el efector final, y normalmente se reduce en función del número de poleas y eslabones del sistema. Este fenómeno se describe con mayor detalle en los párrafos siguientes con referencia a una divulgación previa de los presentes solicitantes.

En la divulgación previa de los presentes solicitantes, un instrumento quirúrgico accionado por cable 120, tiene un vástago principal 121 que permite el paso de elementos flexibles 124, 125, 126 que pueden transmitir movimiento a tres enlaces de efector final diferentes 127, 128, 129, desde el cubo proximal 123 en el efector final articulado 122 del instrumento 120 (Figuras 23 y 24 aquí presentes).

Como se puede observar en las Figuras 25 y 26 aquí presentes, los miembros efectores finales distales 128, 129 están conectados operativamente a los miembros flexibles 125 y 126 de modo que pueden rotar independientemente en ambas direcciones a lo largo del eje distal 130. El contacto entre los elementos flexibles y los elementos efectores finales distales se realiza por medio de las poleas efectoras finales 128a, 129a (Figura 27 aquí presente), que son parte de (o están unidas rígidamente a) los enlaces de efectores finales 128, 129. Luego, mediante la combinación de rotaciones de los dos enlaces de efectores finales distales 128, 129, es posible accionar el instrumento quirúrgico 120 para cumplir su función (Figura 28 aquí presente).

Un problema con el sistema mencionado anteriormente está relacionado con el hecho de que las fuerzas de accionamiento aplicadas en la punta de las mandíbulas del instrumento, son solo una fracción de las fuerzas a las que están expuestos los cables. Este fenómeno se explica en la Figura 29 aquí presente, que comprende un diagrama de cuerpo libre de uno de los miembros efectores finales distales 129, que aplica una fuerza F , medida en un punto a dos tercios del camino hacia el extremo distal de la longitud de su hoja, sobre un cuerpo 131. Considerando el equilibrio de pares en el eje de rotación 130 y, por ejemplo, una relación $L/R=3$ (en donde L es la distancia desde el eje de rotación 130 hasta el punto de medición de la fuerza aplicada F y R es el radio de la polea efectora 129a), la tensión T en el cable será tres veces mayor que la fuerza F en la punta. Esta limitación puede ser problemática cuando se requieren altas fuerzas de agarre en la punta del efector final distal de las mandíbulas del instrumento 128, 129 (por ejemplo, en portaagujas). En casos como estos, donde se requieren altas fuerzas de agarre, es posible que simplemente no se pueda aplicar suficiente fuerza a los cables para lograr la fuerza de agarre necesaria o, como alternativa, se pueda aplicar suficiente fuerza pero la tensión resultante en los cables sea demasiado alta, lo que resulta en un desgaste o estiramiento inaceptable como el discutido anteriormente. Utilizando el ejemplo de un portaagujas, las fuerzas aplicadas en el extremo proximal del instrumento (proporcionadas por la mano del usuario o por un actuador) tienen que ser extremadamente altas para evitar movimientos no deseados de la aguja (si se puede aplicar suficiente fuerza para evitar movimientos no deseados), lo que puede afectar negativamente la vida útil del instrumento.

Por consiguiente, un objetivo de la presente invención es superar los inconvenientes antes mencionados de los dispositivos conocidos en ciertas aplicaciones de instrumentos articulados, proporcionando un nuevo mecanismo efector final articulado, preferiblemente para ser utilizado en un instrumento quirúrgico accionado por cable. El nuevo mecanismo efector final articulado debe ser capaz de proporcionar suficiente fuerza a las mandíbulas distales del instrumento, especialmente cuando se requieren altas fuerzas de accionamiento en el extremo distal de las mandíbulas del instrumento y se debe maximizar la vida útil del instrumento. Además, otro objetivo de la presente invención es reducir las fuerzas de entrada necesarias para accionar el instrumento, lo que resulta en mayor comodidad para el usuario (si el instrumento es completamente mecánico) o menos potencia requerida de los actuadores (si el instrumento es robótico).

COMPENDIO DE LA INVENCION

Estos objetivos y otras ventajas se consiguen mediante un nuevo mecanismo efector final articulado tal como se define por el alcance de la reivindicación 1 independiente adjunta, diseñado para ser utilizado en el extremo distal de un vástago de instrumento quirúrgico, en forma de, por ejemplo, un portaagujas, una tijera o una pinza. El vástago define el eje longitudinal del instrumento y es capaz de moverse de acuerdo con las restricciones de movilidad impuestas por una incisión corporal, que incluyen un movimiento de rotación sobre su propio eje. Esta rotación también provoca la rotación del efector final, montado en la extremidad distal del vástago. Así, el vástago de instrumento tiene la función combinada de posicionar el efector final dentro del interior del cuerpo del paciente y permitir el paso de los diferentes elementos mecánicos que son capaces de accionar las diferentes articulaciones del efector final distal, mediante la transmisión de movimiento desde el extremo proximal del vástago de instrumento, a las articulaciones del efector final distal. Estas articulaciones distales del efector final pueden (1) accionar el instrumento quirúrgico para realizar su función (por ejemplo, agarrar o cortar) y (2) proporcionar movimientos de orientación entre el efector final y el vástago de instrumento.

El movimiento de accionamiento de cada mandíbula distal del efector final se origina por un movimiento de entrada en el extremo proximal del vástago de instrumento, que está conectado a un mecanismo de leva y seguidor, colocado en el efector final del instrumento, mediante elementos de transmisión flexibles que pasan a través del vástago de instrumento.

Este mecanismo de leva y seguidor puede entonces transmitir y amplificar la fuerza a un enlace efector final distal (o mandíbula) mediante contacto directo.

- 5 Este mecanismo está destinado a ser utilizado principalmente en procedimientos quirúrgicos, donde los instrumentos con efectores finales articulados pasan a través de incisiones en el cuerpo de un paciente. También está adaptado para cualquier aplicación accionada de manera remota adecuada que requiera una manipulación diestra con una rigidez y precisión elevadas tal como, aunque sin carácter limitante, una manipulación de ensamblaje, manipulación en lugares estrechos, manipulación en entornos peligrosos o difíciles y una manipulación en entornos contaminados o estériles. Se describen realizaciones adicionales en las reivindicaciones dependientes.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LAS FIGURAS

- 10 La invención se entenderá mejor de acuerdo con la siguiente descripción detallada de varias realizaciones con referencia a los dibujos adjuntos, en los que:
- La Figura 1 muestra una vista en perspectiva de un instrumento quirúrgico que incluye un efector final articulado de acuerdo con una realización de la invención;
- 15 La Figura 2 muestra una vista en perspectiva de un efector final articulado de un instrumento quirúrgico de acuerdo con una realización de la invención;
- La Figura 3 muestra el efector final articulado de la Figura 2 en una primera posición activa;
- La Figura 4 muestra el efector final articulado de la Figura 2 en una segunda posición activa;
- La Figura 5 muestra el efector final articulado de la Figura 2 en una tercera posición activa;
- La Figura 6 muestra el efector final articulado de la Figura 2 en una cuarta posición activa;
- 20 La Figura 7 muestra el efector final articulado de la Figura 2 en una sexta posición activa;
- La Figura 8 muestra el efector final articulado de la Figura 2 en una séptima posición activa;
- La Figura 9 muestra una vista en perspectiva del instrumento quirúrgico de la Figura 1 con un corte esquemático de un tubo exterior del eje longitudinal del instrumento quirúrgico, a través del cual se pueden apreciar los diferentes elementos flexibles de transmisión mecánica;
- 25 La Figura 10 muestra la topología de accionamiento para un enlace de efector final distal de acuerdo con un ejemplo;
- La Figura 11 muestra la topología de accionamiento para un segundo enlace de efector final de acuerdo con un ejemplo;
- La Figura 12 muestra la topología de accionamiento de un elemento de leva de un mecanismo de leva y seguidor de acuerdo con un ejemplo;
- 30 La Figura 13 muestra una vista lateral de un mecanismo de leva y seguidor que acciona una articulación distal del efector final de un instrumento de acuerdo con un ejemplo;
- La Figura 14 muestra el mecanismo de leva y seguidor de la Figura 13 en una primera posición activa;
- La Figura 15 muestra el mecanismo de leva y seguidor de la Figura 13 en una segunda posición activa;
- La Figura 16 ilustra el fenómeno de amplificación de fuerza de un mecanismo de leva y seguidor con un elemento de leva de perfil espiral de paso único de acuerdo con un ejemplo;
- 35 La Figura 17 ilustra el fenómeno de amplificación de fuerza de un mecanismo de leva y seguidor con un elemento de leva de perfil espiral de paso doble de acuerdo con un ejemplo;

La Figura 18 muestra una vista en perspectiva de dos elementos de leva (inversor y accionamiento) unidos rígidamente, de acuerdo con la invención;

La Figura 19 muestra un mecanismo de leva y seguidor inverso en una primera posición activa de acuerdo con la realización mostrada en la Figura 18;

- 5 La Figura 20 muestra un mecanismo de leva y seguidor inverso en una segunda posición activa de acuerdo con la realización mostrada en la Figura 19;

Las Figuras 21 y 22 muestran un ejemplo con un elemento de resorte para invertir el movimiento de accionamiento, en dos posiciones de trabajo diferentes;

La Figura 23 muestra una vista en perspectiva de un instrumento quirúrgico previamente divulgado por los solicitantes;

- 10 La Figura 24 muestra una vista en perspectiva de un efector final articulado del instrumento quirúrgico mostrado en la Figura 23;

La Figura 25 muestra la topología de accionamiento para un primer enlace de efector final distal del instrumento quirúrgico mostrado en la Figura 23;

- 15 La Figura 26 muestra la topología de accionamiento para un segundo enlace de efector final distal del instrumento quirúrgico mostrado en la Figura 23;

La Figura 27 muestra una vista en perspectiva de los dos enlaces de efector final distal del instrumento quirúrgico mostrado en la Figura 23;

La Figura 28 muestra el efector final articulado del instrumento quirúrgico mostrado en la Figura 23 logrando un accionamiento mediante el movimiento de los enlaces de efector final distal;

- 20 La Figura 28 muestra un diagrama de cuerpo libre de uno de los miembros efectores finales distales del instrumento quirúrgico mostrado en la Figura 23.

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LA INVENCION

- 25 Con referencia general a la Figura 1, se describe en el presente documento un instrumento quirúrgico 1 para procedimientos quirúrgicos mínimamente invasivos, con un efector final articulado construido de acuerdo con una realización de la presente invención. Este instrumento 1 incluye un vástago principal 2 con un efector final distal 3 y una extremidad proximal 4 o cabeza. Haciendo referencia a la Figura 2, el efector final 3 está conectado a la extremidad distal 20 del vástago principal 2 mediante una articulación proximal, que permite la rotación de un enlace de efector final proximal 6 alrededor de un eje proximal 7 de tal manera que se puede cambiar la orientación del enlace de efector final proximal 6 con respecto al eje de vástago principal 8.

- 30 Con referencia a la Figura 2, un segundo enlace de efector final 9 está conectado de manera giratoria al enlace de efector final proximal 6 mediante una segunda articulación de efector final, que está representada por el segundo eje de efector final 10. Este segundo eje de efector final 10 es sustancialmente perpendicular y no se interseca con el eje proximal 7 y se interseca sustancialmente con el eje de vástago principal 8.

- 35 Con referencia a la Figura 2, el enlace de efector final distal 11 está conectado de manera giratoria al segundo enlace de efector final 9 mediante una articulación de efector final distal, que está representada por el eje de efector final distal 12. Este eje de efector final distal 12 es sustancialmente paralelo al segundo eje de efector final 10 y perpendicular y no se interseca con el eje de efector final proximal 7.

- 40 Al accionar la articulación proximal, el enlace de efector final proximal 6 se puede angular sobre el eje proximal 7, en el rango de hasta $\pm 90^\circ$, con respecto al plano que contiene el eje de vástago principal 8 y el eje proximal 7, proporcionando así un primer grado de libertad de orientación para el efector final 3. Las Figuras 3 y 4 muestran un instrumento quirúrgico 1 de acuerdo con una realización de la presente invención con diferentes desplazamientos angulares en la articulación proximal.

Al accionar la segunda articulación del efector final, el segundo enlace de efector final 9 se puede angular, sustancialmente hasta $\pm 90^\circ$, sobre el segundo eje de efector final 10, con respecto al plano que contiene el eje de vástago principal 8 y el

segundo eje de efector final 10, proporcionando así un segundo grado de libertad de orientación para el efector final 3 que es perpendicular al primer grado de libertad de orientación mencionado anteriormente. Las Figuras 5 y 6 muestran un instrumento quirúrgico 1 de acuerdo con una realización de la presente invención con diferentes desplazamientos angulares en la segunda articulación de efector final.

5 Al accionar la articulación de efector final distal, el enlace de efector final distal 11 se puede angular, sobre el eje de efector final distal 12, de modo que el instrumento quirúrgico se acciona para cumplir su función (por ejemplo, como portaagujas, tijeras o fórceps), proporcionando así un grado de libertad de accionamiento en el efector final 3. Las Figuras 7 y 8 muestran el instrumento quirúrgico 1 con diferentes desplazamientos angulares en la articulación de efector final distal.

10 Con referencia a la Figura 9, el vástago principal 2 permite el paso de elementos flexibles 13, 14, 15 que son capaces de entregar movimiento a los diferentes enlaces de efector final 6, 9, 11, desde la extremidad proximal 4 o cabeza del vástago de instrumento 2. Los elementos flexibles 13, 14, 15, pueden tomar opcionalmente la forma de cuerdas o cables metálicos que pueden estar contruidos de tungsteno, acero o cualquier otro metal adecuado para aplicaciones quirúrgicas.

15 Como se puede observar en la Figura 10, el elemento flexible 13 comprende dos segmentos 13a, 13b diferentes, que forman un bucle de cable cerrado entre el enlace de efector final proximal 6 y un elemento de entrada en la extremidad proximal 4 del vástago de instrumento 2. El enlace de efector final proximal 6 está conectado operativamente a los miembros flexibles 13a y 13b de modo que puede rotar independientemente en ambas direcciones a lo largo del eje proximal 7. El contacto entre los miembros flexibles 13a, 13b y el enlace de efector final proximal 6 se hace en una polea ranurada 16, que está acoplada rígidamente o conectada operativamente al enlace de efector final proximal 6. Como se puede observar en la Figura 11, el elemento flexible 14 comprende dos segmentos 14a, 14b diferentes, que forman un bucle de cable cerrado entre el enlace de efector final proximal 6 y un elemento de entrada en la extremidad proximal 4 del vástago de instrumento 2. El segundo enlace de efector final 9 está conectado operativamente a los miembros flexibles 14a y 14b de modo que puede rotar independientemente en ambas direcciones a lo largo del segundo eje de efector final 10. El contacto entre los elementos flexibles 14a, 14b y el segundo enlace de efector final 9 se realiza en las superficies ranuradas 9a, 9b, que tienen una geometría similar a una polea y son parte del segundo enlace de efector final 9.

25 Para aumentar la fuerza de accionamiento (o agarre) en las mandíbulas distales 9, 11, mientras se disminuye la tensión en los elementos de transmisión flexibles, se utiliza un mecanismo de leva y seguidor en el efector final articulado 3 del instrumento. Se compone de un elemento de leva 17 (Figura 12), que tiene 2 superficies ranuradas 17a, 17a, con geometría tipo polea, a la que se fijan los elementos flexibles 15a y 15b, de manera que puede girar independientemente en ambas direcciones a lo largo del segundo eje de efector final 10. Fijada rígidamente o conectada operativamente a estas geometrías tipo polea 17a, 17b (o componentes), una geometría de perfil de leva 17c (o componente) también puede girar en ambas direcciones a lo largo del segundo eje de efector final 10. Otro elemento del mecanismo de leva y seguidor es la geometría de seguidor 11a (o componente), que es parte de (o está unido rígidamente a) el enlace de efector final distal 11 (Figura 13). Al estar en contacto con la geometría de perfil de leva 17c del elemento de leva 17, la geometría de seguidor 11a (y por lo tanto, necesariamente, el enlace de efector final distal 11) es impulsada a girar contra el segundo elemento de efector final 9 cuando el elemento de leva 17 está girando (mostrado en rotación en sentido contrario a la agujas del reloj en las Figuras 14 y 15). Este movimiento de las mandíbulas distales 9, 11 que se mueven una contra la otra, corresponde al accionamiento del instrumento quirúrgico 1, en donde la fuerza de accionamiento se puede maximizar mediante una selección cuidadosa del perfil del elemento de leva 17.

40 En la presente invención, el elemento de leva 17 tiene un perfil en espiral (Figura 16), cuyo giro es capaz de impulsar el movimiento de la geometría de seguidor 11a o componente con una fuerza mucho mayor que la tensión en el elemento flexible 15 que está impulsando el giro. Como consecuencia, el instrumento podrá proporcionar elevadas fuerzas de accionamiento en las mandíbulas, manteniendo al mismo tiempo la tensión en los cables en valores más mínimos, lo que aumenta el rendimiento de fatiga y los ciclos de uso disponibles del instrumento y disminuye la fricción general en el sistema.

45 Este fenómeno de multiplicación de fuerza antes mencionado se puede entender mejor con el ejemplo de la analogía de cuña de la Figura 16. Con referencia a la realización anterior, la rotación del elemento de leva espiral 17 de manera que el punto de contacto con la geometría de seguidor 11a o componente se desplace desde el punto A al punto B, es equivalente a impulsar a lo largo de un vector y una geometría de seguidor 11a o componente moviendo una cuña a lo largo de un vector x y haciendo que el punto de contacto se desplace desde el punto A al punto B. El ángulo α de la cuña es óptimamente una función del paso de la espiral y su radio inicial. Cuanto menor sea el ángulo de la cuña, mayor será la multiplicación de fuerzas, desde la tensión del cable hasta la fuerza de accionamiento. De este modo, la variación del ángulo de cuña (variando el paso de la espiral y el radio de la espiral inicial) se puede utilizar para controlar en última instancia el grado de multiplicación de la fuerza y, en consecuencia, el grado de reducción de la tensión de cable.

55 La Figura 17 muestra un ejemplo alternativo, donde el perfil de leva 17a comprende diferentes perfiles espirales (de A a C y de C a B), con diferentes pasos p_1 , p_2 . De la misma manera, en otras realizaciones de la presente invención, se puede utilizar una amplia variedad de formas y perfiles en el elemento de leva 17 para impulsar la geometría de seguidor 11a para que se mueva de acuerdo con diferentes patrones de movimiento y fuerza.

5 En la invención para invertir el movimiento de las mandíbulas, se utiliza un segundo mecanismo de leva y seguidor. La Figura 18 muestra cómo se puede fijar un elemento de leva inversa 18 al elemento de leva de accionamiento 17 de modo que ambos perfiles de leva puedan girar alrededor del mismo eje 10. Al estar en contacto con el elemento de leva 18, la geometría de seguidor 11b (y por lo tanto el enlace de efector final distal 11) se impulsa a girar alejándose del segundo elemento efector final 9 cuando el elemento de leva está girando (mostrado girando en el sentido de las agujas del reloj en las Figuras 19 y 20).

10 En otro ejemplo más, el movimiento inverso puede lograrse no mediante un segundo mecanismo de leva y seguidor sino mediante un elemento de resorte 19, que es capaz de girar (alrededor del eje 12) el enlace de efector final distal 11 de nuevo a su posición abierta, cuando el elemento de leva 17 gira de nuevo (mostrado girando en el sentido de las agujas del reloj en las Figuras 21 y 22) y la geometría de seguidor 11a pierde contacto con la geometría de perfil de leva 17c del elemento de leva 17.

15 Si bien esta invención se ha mostrado y descrito con referencia a realizaciones particulares de la misma, un experto en la materia se dará cuenta fácilmente de que serán posibles varios cambios en la forma y los detalles sin alejarse del alcance de la invención, tal como se define en las reivindicaciones adjuntas. Solamente a modo de ejemplo, un experto en la materia entenderá que son posibles varias geometrías para los elementos de leva y seguidor y que son posibles varios ángulos para el elemento de cuña, lo que impacta en el efecto de multiplicación de fuerza del sistema inventivo.

REIVINDICACIONES

1. Un instrumento quirúrgico articulado que comprende:
- una extremidad proximal (4);
 - un vástago de instrumento longitudinal (2);
- 5 un efector final distal (3) que comprende uno o más enlaces y articulaciones (6, 9, 11);
- elementos de transmisión mecánica flexibles (13a, 13b, 14a, 14b, 15a, 15b) que conectan la extremidad proximal y el efector final distal y que pasan a través del vástago de instrumento; y
 - un mecanismo de leva y seguidor conectado operativamente al efector final distal, comprendiendo el mecanismo de leva y seguidor:
- 10 un primer elemento de leva (17) que tiene una primera geometría de perfil en espiral (17c);
- un segundo elemento de leva inversa (18) que tiene una segunda geometría de perfil en espiral;
 - dos superficies ranuradas (17a, 17b) configuradas para recibir el primer y segundo elemento de transmisión mecánica flexible (15a, 15b) para rotar independientemente el primer y segundo elemento de leva en ambas direcciones alrededor de un eje (10) del primer y segundo elemento de leva;
- 15 una primera geometría de seguidor (11a) conectada de forma giratoria al primer elemento de leva, de tal manera que la primera geometría de seguidor está en contacto con la geometría de perfil en espiral del primer elemento de leva configurado para provocar el movimiento del efector final distal; y
- una segunda geometría de seguidor (11b) conectada de forma giratoria al segundo elemento de leva inversa, de tal manera que la segunda geometría de seguidor está en contacto con la geometría de perfil en espiral del segundo elemento de leva inversa configurado para invertir el movimiento del efector final distal,
- 20 en donde la rotación del primer y segundo elemento de leva por los elementos de transmisión mecánica flexibles, está configurada para impulsar el movimiento de la primera y segunda geometría de seguidor, de tal manera que el mecanismo de leva y seguidor aumenta una fuerza de accionamiento lograda en el efector final distal mientras reduce la tensión en los elementos de transmisión mecánica flexibles.
- 25 2. El instrumento quirúrgico articulado de la reivindicación 1, en donde los elementos de transmisión mecánica flexibles son cuerdas metálicas.
3. El instrumento quirúrgico articulado de la reivindicación 2, en donde las cuerdas metálicas están construidas de tungsteno.
- 30 4. El instrumento quirúrgico articulado de una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde las variaciones en cualquiera de los pasos de espiral, radio de espiral inicial y ángulo de espiral, influyen en el grado de fuerza de accionamiento aumentada en el efector de extremo distal.
5. El instrumento quirúrgico articulado de una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde los uno o más enlaces y articulaciones proporcionan al menos 2 grados de libertad de orientación y al menos un grado de libertad de accionamiento.
- 35 6. El instrumento quirúrgico articulado de la reivindicación 5, en donde los al menos 2 grados de libertad de orientación permiten rotaciones de al menos 90 grados alrededor de las articulaciones efectoras finales y en donde las rotaciones son perpendiculares entre sí.

Figura 1

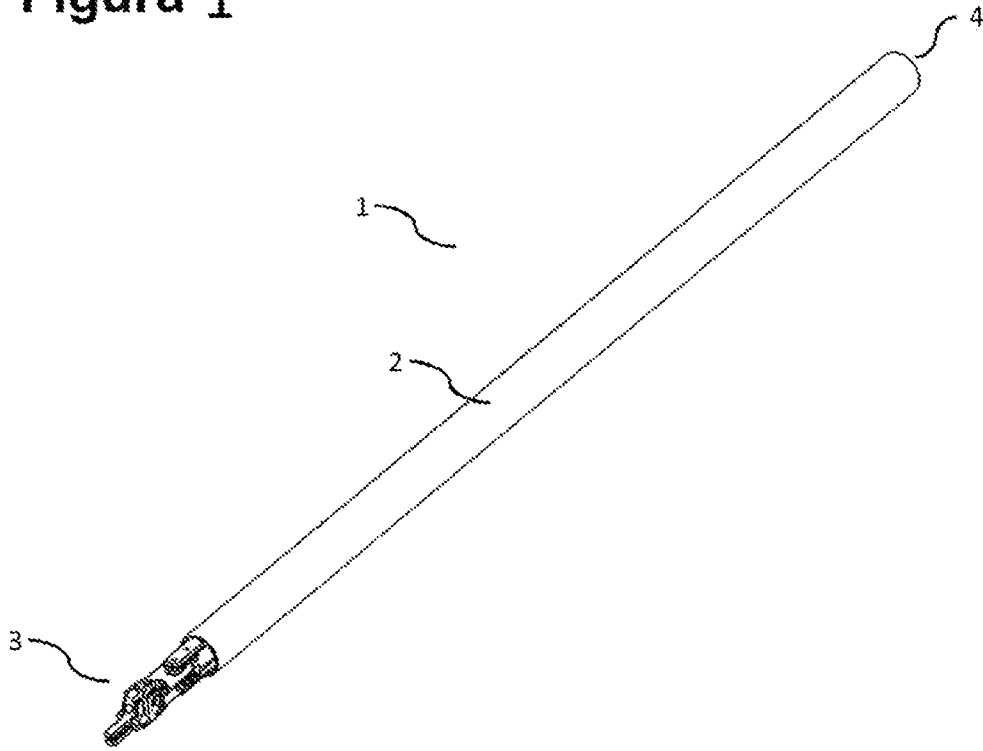


Figura 2

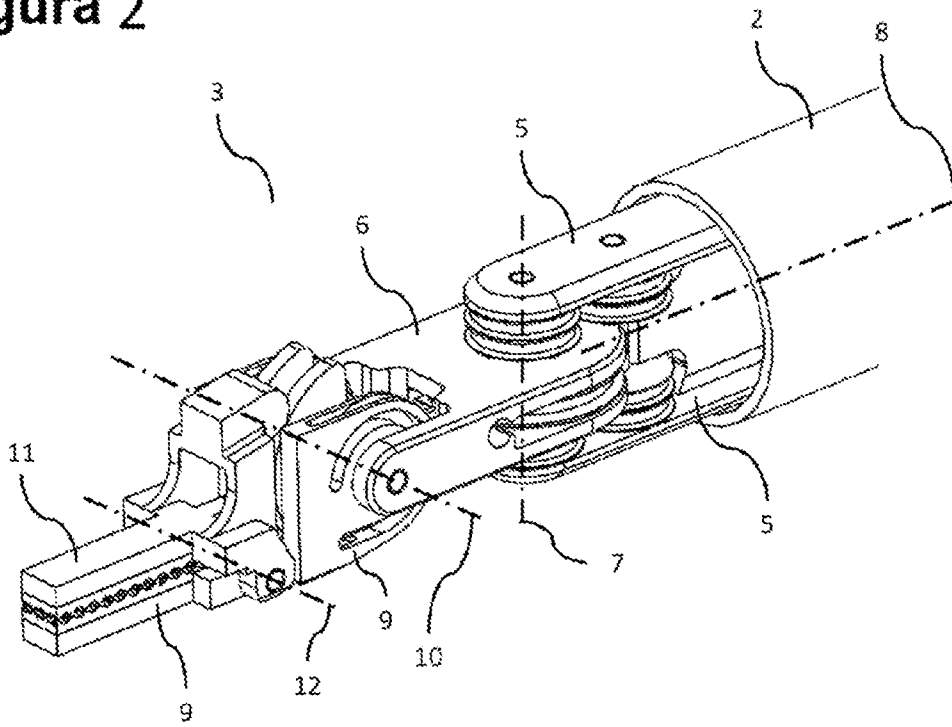


Figura 3

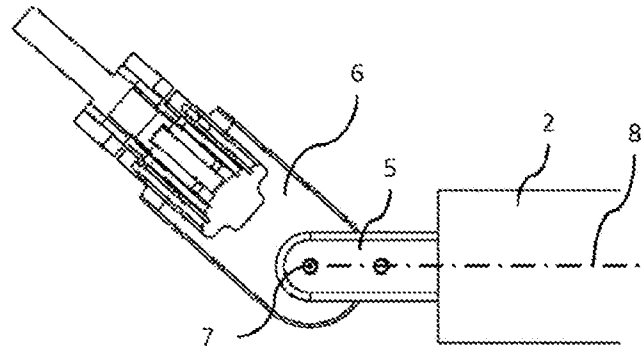


Figura 4

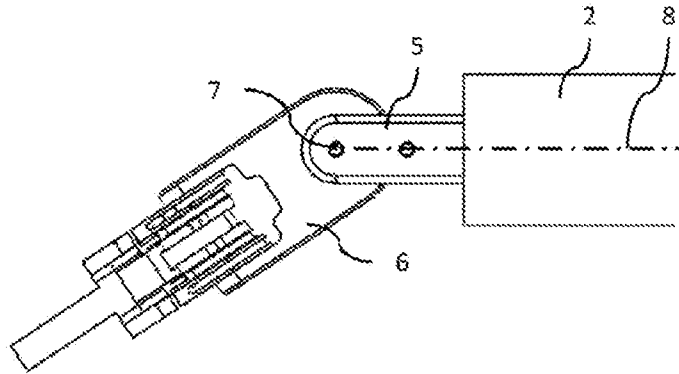


Figura 5

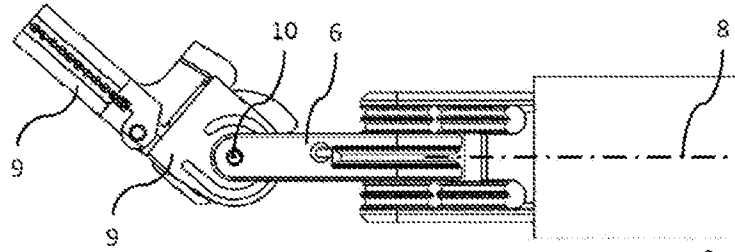


Figura 6

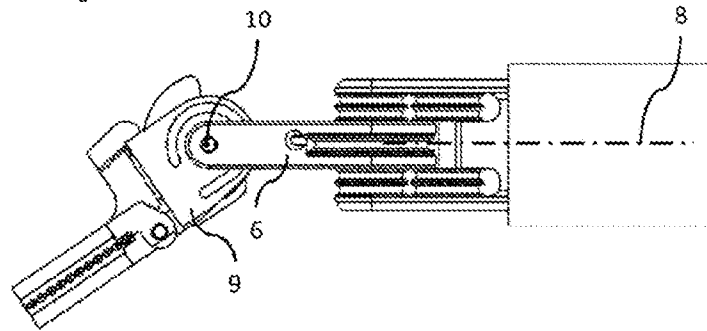


Figura 7

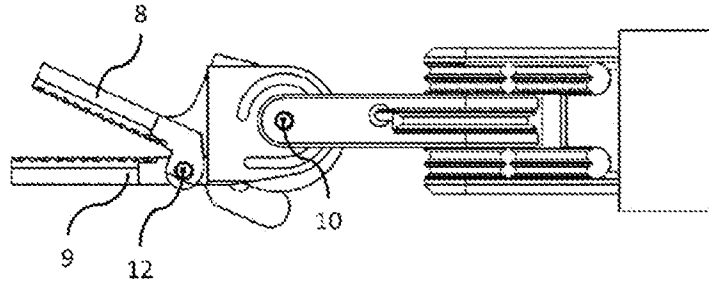


Figura 8

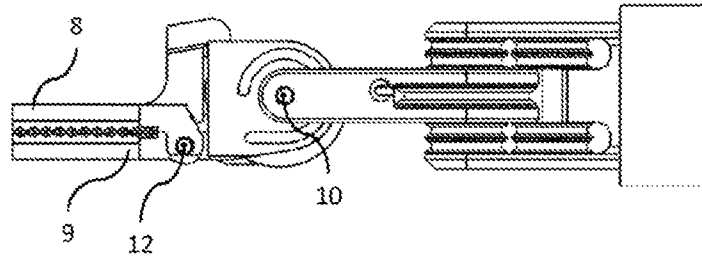


Figura 9

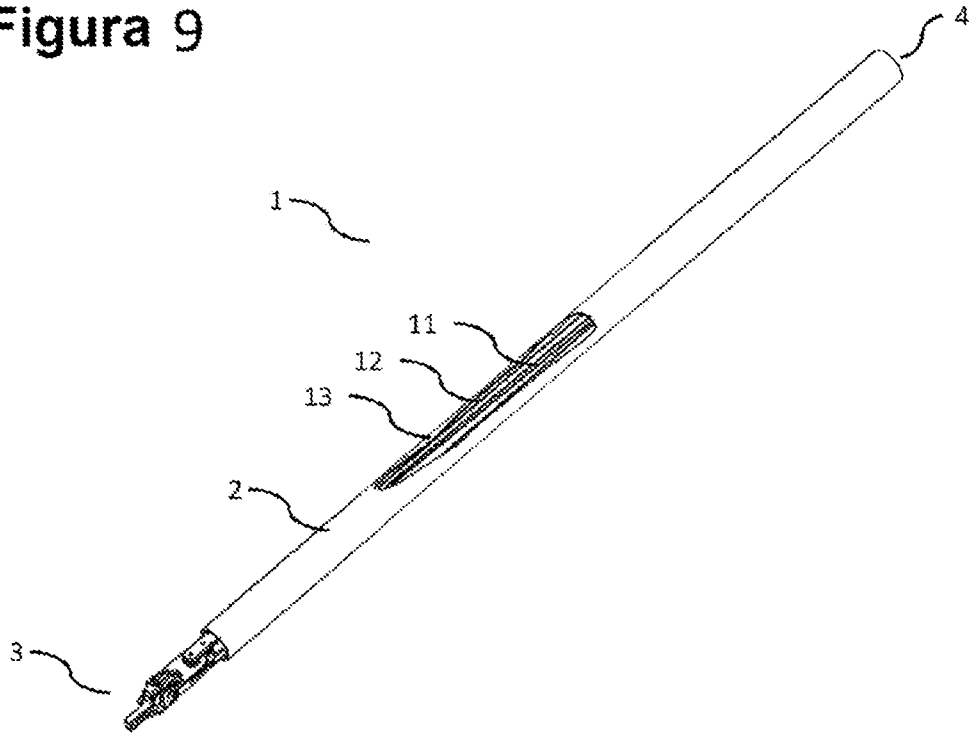


Figura 10

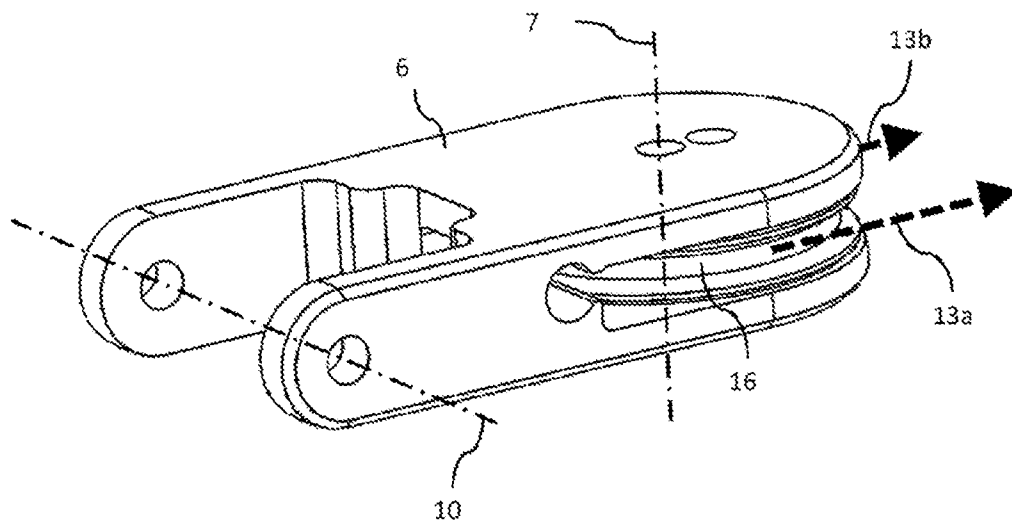


Figura 11

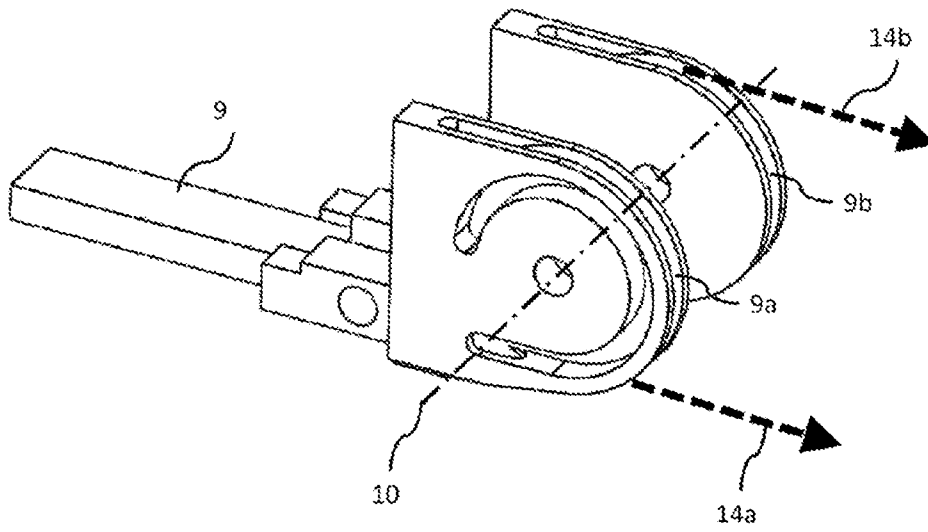


Figura 12

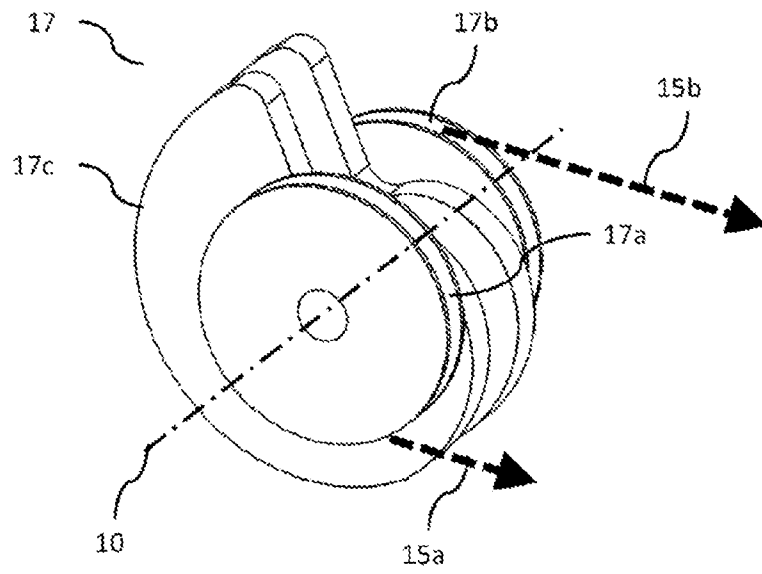


Figura 13

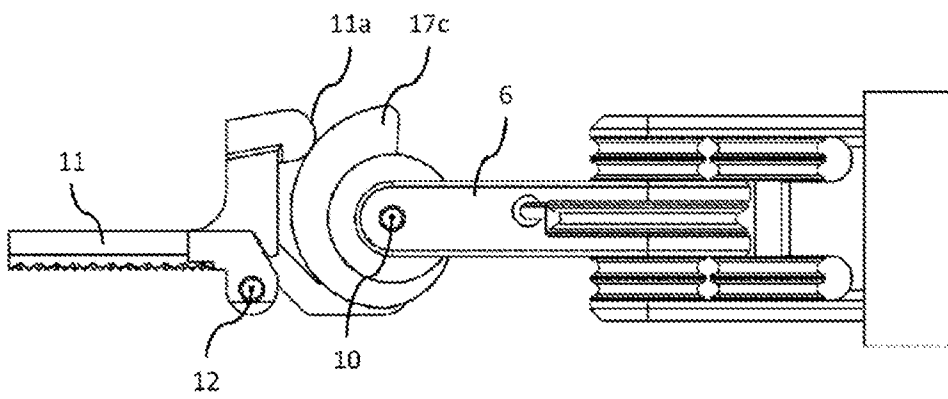


Figura 14

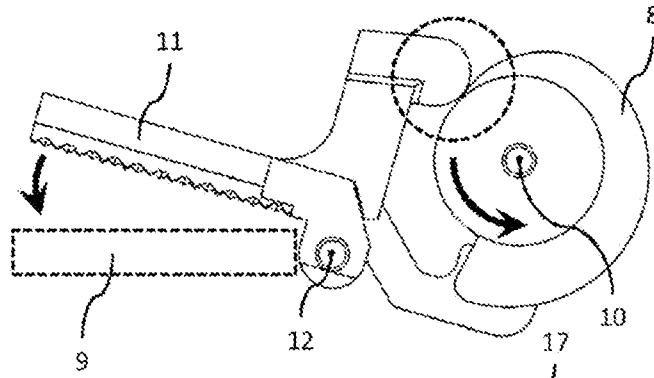


Figura 15

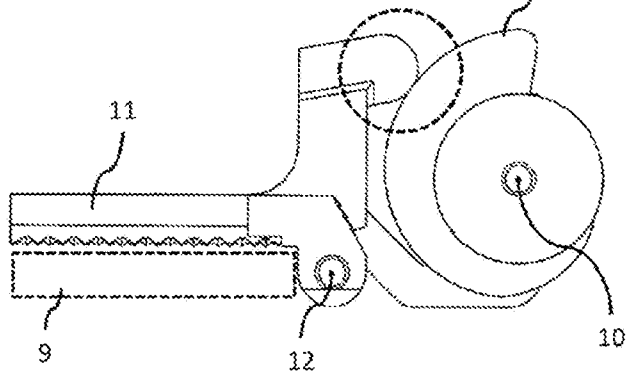


Figura 16

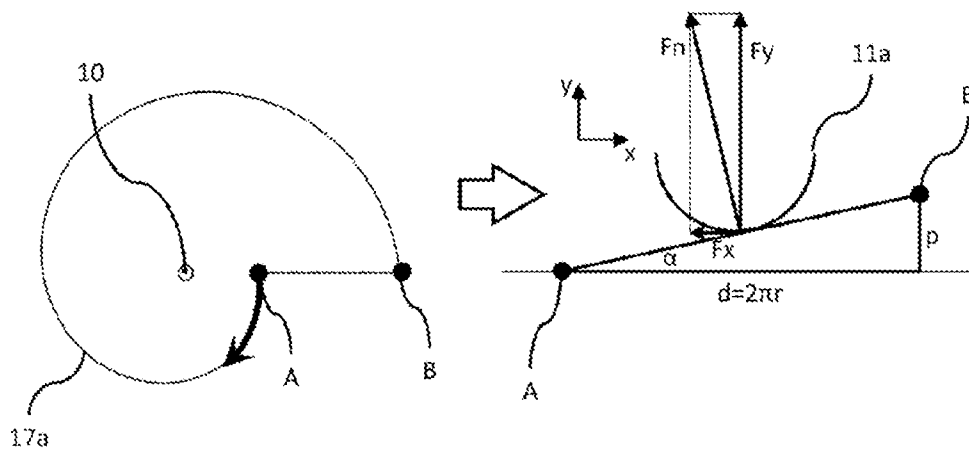


Figura 17

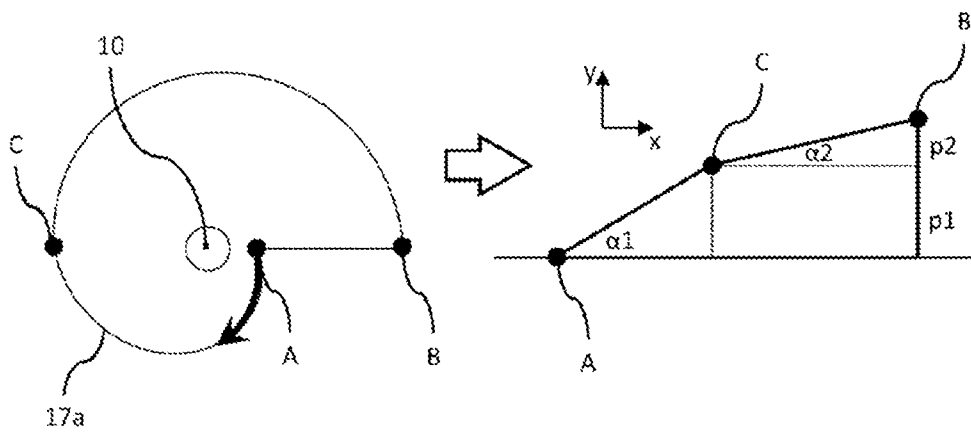


Figura 18

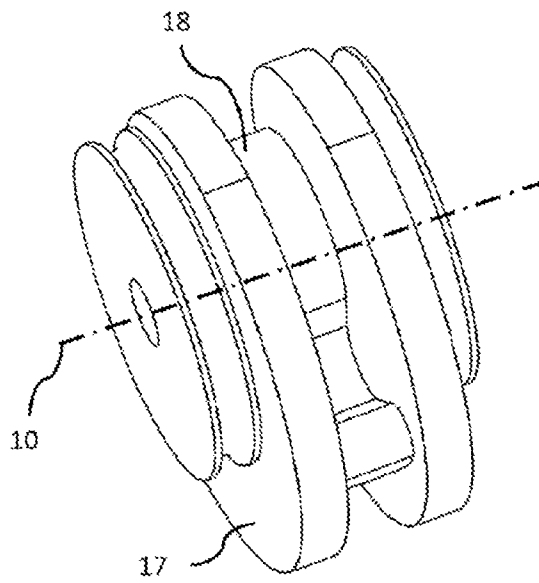


Figura 19

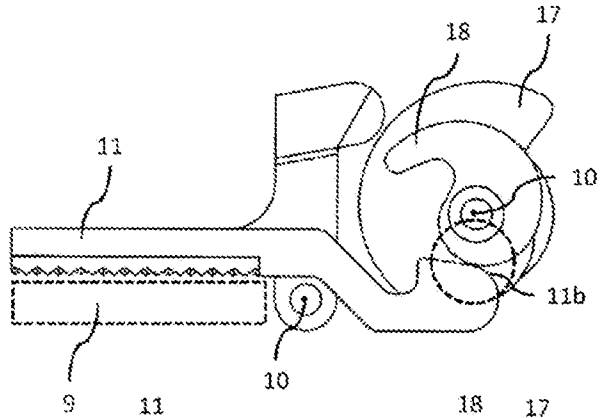


Figura 20

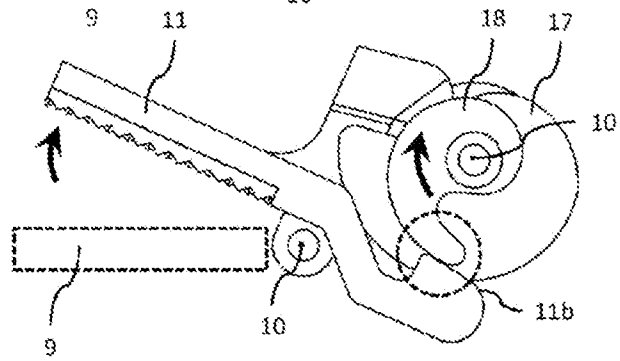


Figura 21

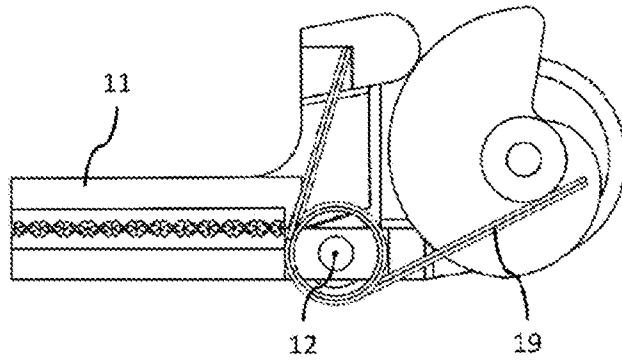


Figura 22

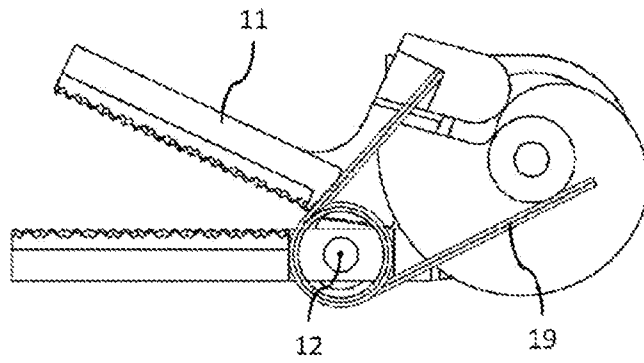


Figura 23

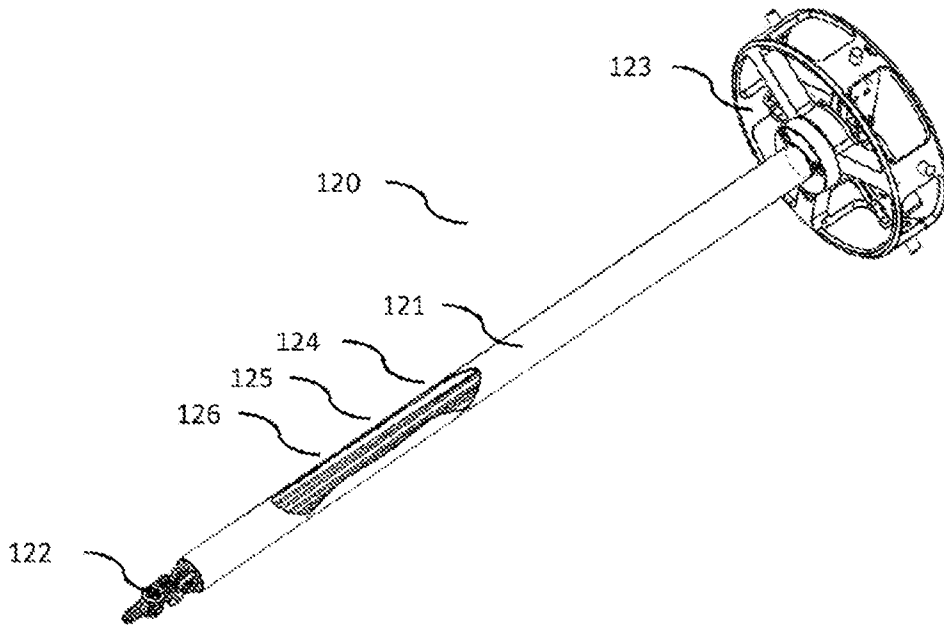


Figura 24

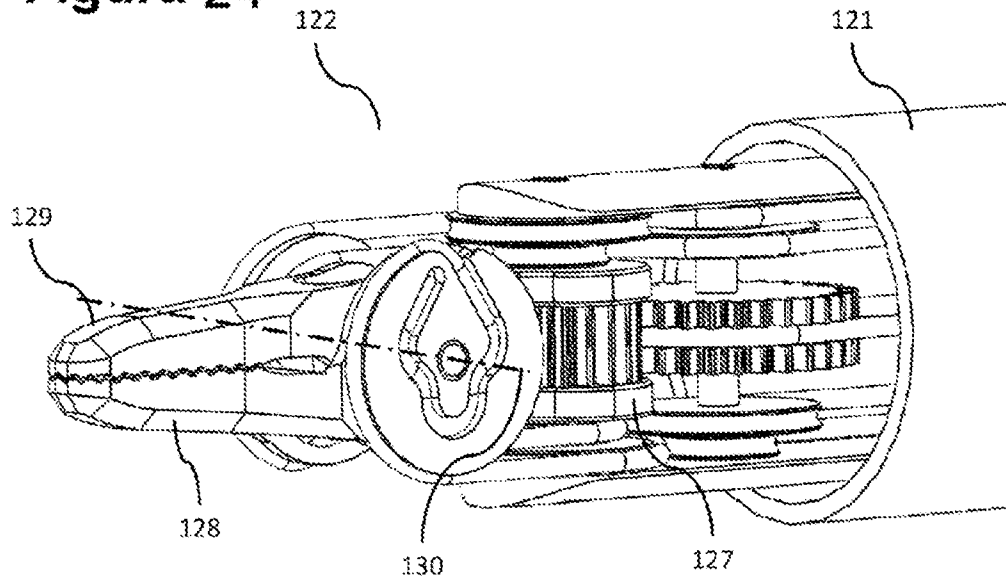


Figura 25

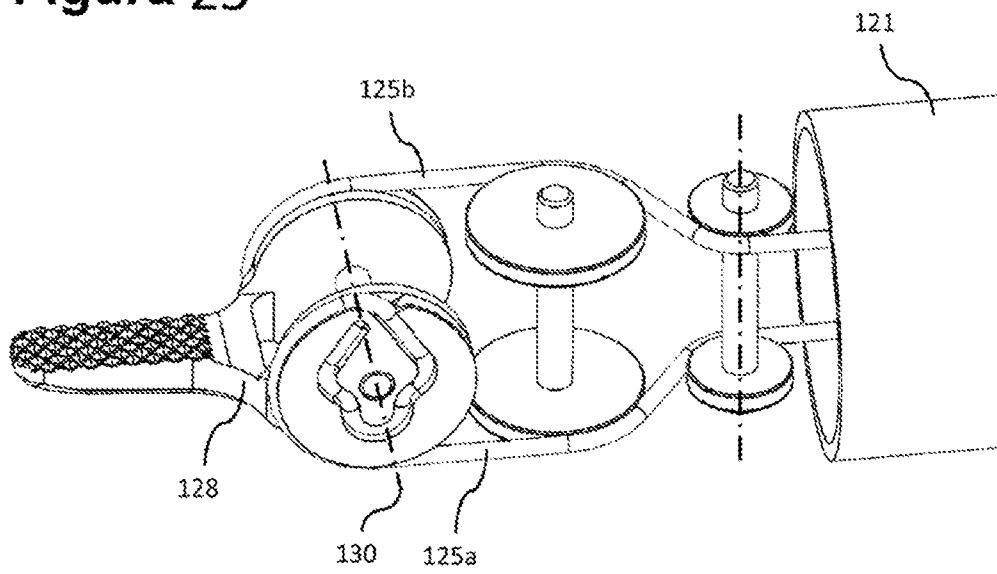


Figura 26

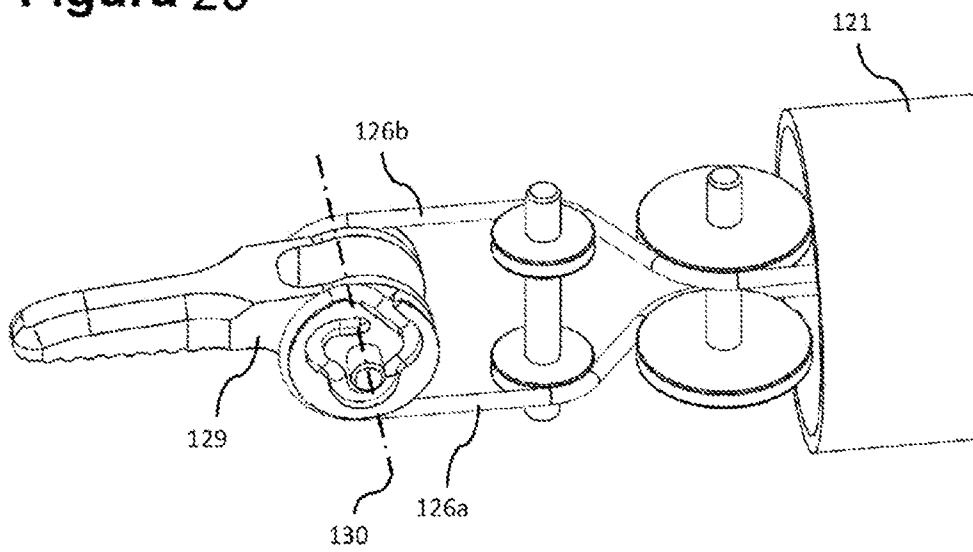


Figura 27

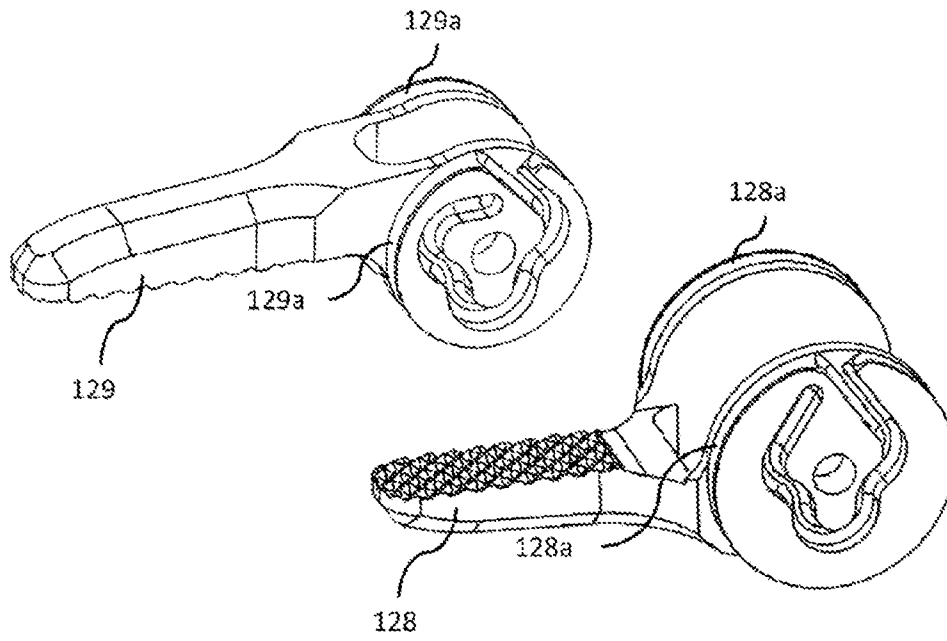


Figura 28

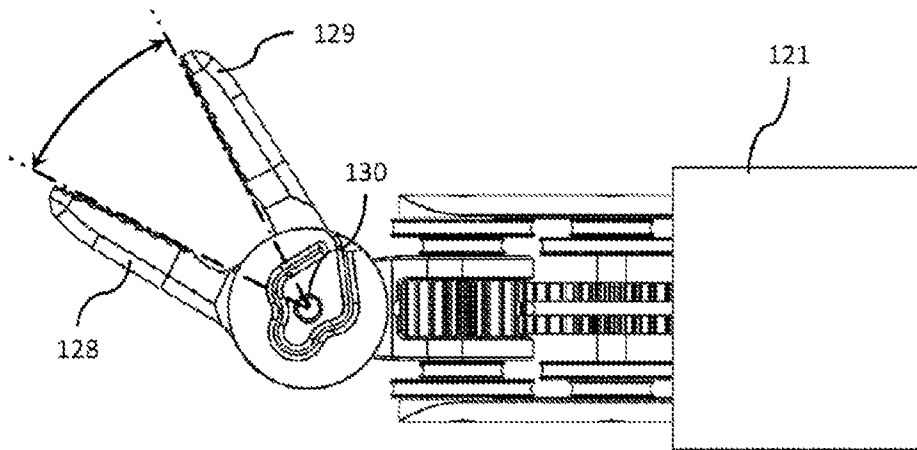


Figura 29

