

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 746 880**

51 Int. Cl.:

A61B 18/14 (2006.01)

A61B 17/11 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **04.05.2011 PCT/EP2011/057085**

87 Fecha y número de publicación internacional: **10.11.2011 WO11138347**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **04.05.2011 E 11716952 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **03.07.2019 EP 2566409**

54 Título: **Sistema quirúrgico para conectar partes de tejidos corporales**

30 Prioridad:

05.05.2010 DE 102010020664

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

09.03.2020

73 Titular/es:

**AESULAP AG (100.0%)
Am Aesculap-Platz
78532 Tuttlingen/Donau , DE**

72 Inventor/es:

**WEISSHAUPT, DIETER;
ROTHWEILER, CHRISTOPH;
WEGMANN, JÜRGEN y
BLENDER, BERND**

74 Agente/Representante:

TOMAS GIL, Tesifonte Enrique

ES 2 746 880 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

Sistema quirúrgico para conectar partes de tejidos corporales

5 [0001] La presente invención se refiere a un sistema quirúrgico, en particular de la naturaleza de un kit quirúrgico, para conectar tejido corporal.

10 [0002] Para conectar tejido corporal, se sabe, en particular en el caso de anastomosis término-terminales, utilizar grapadoras, para que las partes de tejido que se van a conectar entre sí se conecten mediante grapas. Sin embargo, el uso de grapadoras tiene la desventaja de que quedan grapas en el cuerpo del paciente.

15 [0003] DE 20 2005 020 505 U1 describe adaptadores biocompatibles en combinación con composiciones adhesivas, en particular basadas en monómeros de cianoacrilato, para conectar tejido biológico. US-A-2005/0021026 y CA-A-2520413 describen dispositivos quirúrgicos para fusionar biomateriales y tejidos utilizando energía de radiofrecuencia.

20 [0004] Una buena alternativa para la conexión de tejido es coagular el tejido con corriente de AF (corriente de alta frecuencia), por ejemplo aplicando una corriente de AF al tejido entre dos electrodos de AF. La aplicación de corriente de AF tiene el efecto de desnaturalizar al menos parcialmente las proteínas de los tejidos, con, por ejemplo, colágeno de triple hélice, un componente principal del tejido conectivo, que se descompone en hélices de colágeno individuales. Los componentes proteicos desnaturalizados pueden fusionarse fácilmente para lograr una conexión tisular. Aunque este proceso conduce a resultados satisfactorios en la mayoría de los casos, sin embargo, se producen problemas con ciertos tipos de tejido, dependiendo de la composición del tejido, y ponen en riesgo la seguridad de la conexión y, por lo tanto, conllevan riesgos incalculables para el paciente.

25 [0005] Por lo tanto, la presente invención se basa en el objetivo de proporcionar un sistema quirúrgico para conectar tejido corporal que permita una conexión simple y segura de las partes de tejido que se conectarán entre sí y, en particular, aumenta la resistencia de la conexión de partes de tejido para conectarse entre sí en comparación con los sistemas quirúrgicos genéricos.

30 [0006] Este objetivo se logra de acuerdo con la invención tal como se define en la reivindicación 1.

[0007] En una posición de unión de los elementos de herramienta, los electrodos definen preferiblemente una distancia mínima entre sí, se encuentran en posiciones opuestas y de cara uno frente al otro.

35 [0008] Un material médicamente compatible, que ayuda a la conexión del tejido, para los fines de la presente invención se referirá a un material que influye positivamente, en particular promueve y/o acelera, la realización de una conexión de partes de tejido entre sí, en particular partes de tejido humano y/o animal, así como posiblemente procesos que son beneficiosos para esto, como por ejemplo, retención de sangre, curación de heridas, regeneración de tejidos, en particular de la naturaleza de un catalizador, y que, por estándares médicos, no causa ningún efecto perjudicial apreciable para la salud de un paciente.

40 [0009] Con una ventaja particular, el uso del sistema suministrado de acuerdo con la invención que comprende los componentes a) y b) permite la resistencia y, en consecuencia, también la seguridad de la conexión, también denominada en lo sucesivo sellado o soldadura, de partes de tejido que se van a conectar mutuamente para mejorar en comparación con los sistemas quirúrgicos genéricos. El material médicamente compatible que ayuda a la conexión del tejido, que se proporciona de acuerdo con la invención, en lo sucesivo denominado por simplicidad material médicamente compatible, proporciona material adicional que puede soldarse junto con las partes de tejido que se van a conectar. Esto conduce a un sellado mejorado de los sitios de soldadura. Además, un mejor control de la entrada de energía en el tejido también es posible como resultado del material médicamente compatible, por lo que se puede minimizar el riesgo de efectos perjudiciales en el tejido en cuestión debidos a los aspectos médicos. En otras palabras, el material médicamente compatible también puede actuar como una especie de "amortiguador" contra el exceso de entrada de energía. Sin embargo, una ventaja particular de la invención se refiere a la conexión segura de tejidos que tienen una deficiencia de ciertos componentes tisulares, en particular proteínas tales como, por ejemplo, colágeno, elastina o similares. El material médicamente compatible proporcionado de acuerdo con la invención hace posible compensar esta deficiencia, que pone en riesgo la conexión del tejido, y garantizar el cuidado seguro, de forma libre, o sustancialmente libre, de riesgo para el paciente. Además, el material médicamente compatible proporcionado según la invención simplifica, y en particular acelera, la conexión del tejido que va a realizar por el cirujano, lo que ahorra tiempo y especialmente costes.

60 [0010] En una realización preferida, el material médicamente compatible comprende un material natural. En particular, el material médicamente compatible puede comprender un material que se encuentra en tejidos naturales, preferiblemente tejidos conectivos naturales.

65 [0011] En otra realización, el material médicamente compatible comprende un material que se produce en el tejido que se va a sellar.

- 5 [0012] En principio, se puede proporcionar de acuerdo con la invención que el material médicamente compatible sea de origen humano, en particular de origen heterólogo y/o autólogo. Sin embargo, el material médicamente compatible es preferiblemente de origen xenólogo. El material médicamente compatible puede ser en particular de origen porcino, bovino y/o equino. Como alternativa o en combinación con esto, el material también puede ser de origen recombinante.
- 10 [0013] En otra realización beneficiosa, el material médicamente compatible se origina a partir de un tejido biológico, en particular tejido animal. El tejido se selecciona preferiblemente entre el grupo que comprende el esófago, piel como, por ejemplo, fascia, pericardio, uréter, tendones, ligamentos y combinaciones de los mismos. Con particular preferencia, el material médicamente compatible se origina a partir de un tejido animal, en particular bovino.
- 15 [0014] El material médicamente compatible comprende preferiblemente un polímero, en particular un biopolímero y/o un biopolímero sintético o técnico, en particular recombinante o una mezcla de los mismos. El biopolímero se selecciona preferiblemente del grupo que comprende proteínas, glicoproteínas, poliaminoácidos, en particular polihomoaminoácidos, como por ejemplo lisina, polilisina, polisacáridos, lípidos, glicolípidos, derivados de los mismos, sales de los mismos y combinaciones de los mismos.
- 20 [0015] Con particular preferencia, el material médicamente compatible comprende un polímero de tejido conectivo, en particular una proteína de tejido conectivo o una proteína extracelular, o una mezcla de las mismas. Esto es particularmente beneficioso, ya que las partes de tejido que se van a conectar entre sí a menudo constituyen tejido conectivo. En consecuencia, el material médicamente compatible tiene la ventaja de una afinidad biológica con las partes del tejido que se van a conectar entre sí, lo que a su vez es ventajoso para establecer la conexión y para lograr una alta resistencia de conexión. Además, los tejidos conectivos en los que se agotan ciertos componentes y, debido a este agotamiento, de otro modo no podrían experimentar ninguna conexión, o solo lo harían en un grado insatisfactorio, también pueden conectarse entre sí con una ventaja particular.
- 25 [0016] El material médicamente compatible comprende preferiblemente una proteína fibrosa o similar a la fibra (proteína fibrilar) o una mezcla de tales proteínas. En particular, las partes de tejido con bajo contenido de colágeno y/o elastina se pueden conectar entre sí por medio del sistema quirúrgico de acuerdo con la invención.
- 30 [0017] En otra realización, el material médicamente compatible comprende una proteína que se selecciona preferiblemente del grupo que comprende colágeno, gelatina, elastina, reticulina, laminina, fibronectina, fibrilina, albúmina, fragmentos de péptidos de las mismas, subunidades de las mismas, como por ejemplo hélices individuales, poliaminoácidos naturales, poliaminoácidos sintéticos, derivados de los mismos, sales de los mismos y combinaciones de los mismos.
- 35 [0018] De acuerdo con la invención, se prefiere particularmente que el material médicamente compatible comprenda colágeno, en particular colágeno fibrilar. Como ya se ha mencionado, el colágeno representa el componente principal de los tejidos conectivos o las matrices extracelulares, por lo que, como resultado se puede establecer una alta afinidad biológica con las partes del tejido que se conectarán entre sí. El colágeno se selecciona preferiblemente del grupo que comprende colágeno de los tipos I, II, III, V y/o VI. Se prefieren particularmente el colágeno de tipo I, tipo III y combinaciones de los mismos, en particular colágeno de tipo I.
- 40 [0019] En principio, el material médicamente compatible también puede comprender un oligopéptido y/o un polipéptido, en particular un oligopéptido y/o un polipéptido natural y/o sintético.
- 45 [0020] Como ya se ha mencionado, también se puede hacer que el material médicamente compatible comprenda un polisacárido. El polisacárido puede ser en particular un mucopolisacárido o un glicosaminoglicano. El polisacárido se selecciona preferiblemente del grupo que comprende almidón, amilosa, amilopectina, dextrano, ácido hialurónico de quitosano, heparina, heparán sulfato, condroitin-4-sulfato, condroitin-6-sulfato, dermatán sulfato, queratán sulfato, derivados de los mismos, sales de los mismos y combinaciones de los mismos.
- 50 [0021] En una realización adicional, el material médicamente compatible puede comprender un componente citoplasmático, tal como, por ejemplo, un polisacárido, un lípido, un glicolípido, una proteína, como, por ejemplo, albúmina, glicoproteína o similares.
- 55 [0022] Según la invención, también se prefiere que el material médicamente compatible conste de uno o varios de los materiales descritos en las realizaciones anteriores.
- 60 [0023] El material médicamente compatible se forma preferiblemente de tal manera que pueda transferirse entre los dos elementos de herramienta del instrumento quirúrgico.
- 65 [0024] El material médicamente compatible se forma preferiblemente de tal manera que pueda aplicarse al área

de elemento de herramienta, en particular a la superficie del electrodo, de al menos uno de los dos elementos de herramienta.

5 [0025] El material médicamente compatible puede, en principio, tomar diferentes formas, tamaños y particularmente geometrías, siempre que sea posible obtener, junto con el instrumento suministrado según la invención, una conexión de partes de tejido que se conecten entre sí.

10 [0026] El material médicamente compatible toma preferiblemente la forma de un cuerpo conformado. En particular, el material médicamente compatible puede tomar la forma de un cuerpo formado por partículas, como por ejemplo un polvo, un granulado o similares.

15 [0027] Sin embargo, es más conveniente si el material médicamente compatible se forma como un cuerpo plano o en forma de lámina, en particular como una capa individual, chapa o almohadilla. En principio, el material médicamente compatible puede tomar la forma de un cuerpo circular, un cuerpo ovalado o un cuerpo poligonal, en particular triangular, cuadrangular, (en particular cuadrado o rectangular), pentagonal, hexagonal o en forma de estrella.

20 [0028] Con particular preferencia, el material médicamente compatible se forma como un cuerpo en forma de anillo, un cuerpo en forma de placa, un cuerpo en forma de disco, un cuerpo en forma de tira o un cuerpo en forma de U.

25 [0029] En una realización preferida, el material médicamente compatible tiene al menos una abertura. La abertura o aberturas pueden formarse como un agujero, una perforación, un espacio libre perforado o similares. Se prefiere que el material médicamente compatible, preferiblemente un cuerpo en forma de disco, en particular circular o en forma de placa o anillo, tenga una abertura dispuesta de manera central o sustancialmente central. El diámetro de la abertura corresponde preferiblemente al diámetro de un miembro de sujeción preferiblemente de forma cilíndrica, al que está conectado preferiblemente el segundo elemento de herramienta del instrumento.

30 [0030] En una realización adicional, el material médicamente compatible, preferiblemente presentado como un cuerpo en forma de disco, en particular en forma circular o en forma de anillo o placa, tiene varias aberturas, en particular agujeros, perforaciones, espacios perforados o similares. Las aberturas se forman preferiblemente en zonas periféricas o en la periferia del material médicamente compatible. Preferiblemente, las aberturas están dispuestas en forma geométrica, en particular en forma de círculo o anillo circular. Además, el material médicamente compatible puede tener una abertura dispuesta de manera central o sustancialmente central, cuyo diámetro corresponde preferiblemente al diámetro de un miembro de sujeción de forma preferiblemente cilíndrica, al que está conectado preferiblemente el segundo elemento de herramienta del instrumento.

40 [0031] En otra realización, el material médicamente compatible tiene una estructura porosa, en particular abierta porosa.

45 [0032] En otra realización beneficiosa, el material médicamente compatible tiene una estructura no tejida, en particular una estructura no tejida unida por pulverización, en particular se puede formar como tela no tejida, banda fibrosa o fieltro, una estructura de espuma, una estructura de esponja o una estructura de membrana. Posiblemente, el material médicamente compatible también puede tener una estructura híbrida, en particular una combinación de las estructuras mencionadas en este párrafo.

[0033] El material médicamente compatible está preferiblemente en un estado liofilizado. La liofilización produce una ventaja particular en la conformación, y también en la estabilidad dimensional, del material.

50 [0034] Preferiblemente, el material médicamente compatible tiene un grosor, en particular un grosor de capa, de entre 0,2 mm y 10 mm.

55 [0035] En una posible realización, el material médicamente compatible toma la forma de un gel, en particular un hidrogel o una pasta.

[0036] Además, el material médicamente compatible puede ser un adhesivo de tejido, como por ejemplo un adhesivo de fibrina o un adhesivo basado en cianoacrilatos.

60 [0037] Para aumentar la estabilidad, también se puede hacer que el material médicamente compatible esté reticulado, en particular reticulado química y/o físicamente. Para la reticulación química del material médicamente compatible, se pueden usar agentes de reticulación que se seleccionan preferiblemente del grupo que comprende aldehídos, como por ejemplo formaldehído dialdehído, como por ejemplo glutaraldehído, polialdehídos, como por ejemplo dextrano aldehído, carbodiimidias, diisocianatos, como por ejemplo diisocianato de hexametileno, sales de los mismos y combinaciones de los mismos. Para la reticulación física, el material médicamente compatible puede, por ejemplo, ser irradiado.

[0038] En una realización particularmente preferida, el material médicamente compatible comprende aditivos, o

se proporciona o finaliza con aditivos. Los aditivos pueden ser, en particular, sustancias que tienen efectos beneficiosos sobre la conexión y/o la cicatrización del tejido. Por lo tanto, se pueden seleccionar aditivos adecuados, por ejemplo, del grupo que comprende sustancias antimicrobianas, en particular sustancias antibióticas, sustancias desinfectantes, sustancias que conducen a la cicatrización de heridas, sustancias antiinflamatorias, factores de crecimiento celular, factores de diferenciación celular, factores de adhesión celular, factores de reclutamiento celular, sales de los mismos y combinaciones de los mismos.

[0039] De acuerdo con la invención, se prefiere particularmente que el material médicamente compatible se proporcione o finalice con una sal como aditivo, preferiblemente con una sal inorgánica. La adición de sales, en particular sales inorgánicas, al material médicamente compatible permite aumentar su conductividad de manera particularmente ventajosa. La conductividad mejorada a su vez permite realizar una conexión más rápida de partes de tejido que se conectan entre sí por medio de corriente, preferiblemente corriente de alta frecuencia. Sin embargo, también se ha encontrado, de manera completamente sorprendente, que se pueden obtener fuerzas de conexión más altas entre las partes de tejido que se van a conectar entre sí por medio de un material médicamente compatible que comprende una sal, en particular una sal inorgánica. La sal es preferiblemente una sal de metal alcalino y/o de metal alcalinotérreo. La sal se selecciona preferiblemente del grupo que comprende haluros de metales alcalinos, haluros de metales alcalinotérreos, fosfatos, en particular fosfatos de metales alcalinos, fosfatos de metales alcalinotérreos y/o fosfatos mixtos de los mismos, y combinaciones o mezclas de los mismos. Más preferiblemente, la sal se selecciona del grupo que comprende cloruro de sodio, cloruro de potasio, cloruro de bario, cloruro de magnesio, cloruro de calcio, fosfato de sodio, fosfato de potasio, fosfato de bario, fosfato de magnesio, fosfato de calcio, fosfatos mixtos de los mismos y combinaciones o mezclas de los mismos.

[0040] En otra realización, el aditivo, preferiblemente en forma de una sal, en particular una sal inorgánica, tal como se describe, por ejemplo, en el párrafo anterior, comprende una proporción de entre 0,01 % en peso y 20 % en peso, particularmente 0,1 % en peso y 20 % en peso, en particular 0,1 % en peso y 10 % en peso, preferiblemente 1 % en peso y 5 % en peso, con respecto al peso total, en particular el peso total seco, del material médicamente compatible.

[0041] En otra realización, el material médicamente compatible está separado espacial o físicamente del instrumento quirúrgico. De acuerdo con la invención, sin embargo, de manera similar se puede hacer que el material médicamente compatible ya esté contenido en el instrumento quirúrgico. Por ejemplo, el material médicamente compatible puede estar dispuesto entre los dos elementos de herramienta del instrumento quirúrgico.

[0042] Un objeto adicional de la invención se refiere a un material médicamente compatible que se proporciona o complementa con aditivos, en particular sales, preferiblemente sales inorgánicas, para su uso en la conexión de partes de tejido que van a conectarse entre sí, partes de tejido corporal en particular humano y/o animal, por medio de la aplicación de corrientes, preferiblemente la aplicación de corrientes de AF, al menos a una de las partes de tejido, preferiblemente a ambas partes de tejido.

[0043] Los aditivos son preferiblemente sales de metales alcalinos y/o metales alcalinotérreos. Los aditivos se seleccionan en particular del grupo que comprende haluros de metales alcalinos, haluros de metales alcalinotérreos, fosfatos, en particular fosfatos de metales alcalinos, fosfatos de metales alcalinotérreos y/o fosfatos mixtos de los mismos, y combinaciones o mezclas de los mismos. Los aditivos se seleccionan preferiblemente del grupo que comprende cloruro de sodio, cloruro de potasio, cloruro de bario, cloruro de magnesio, cloruro de calcio, fosfato de sodio, fosfato de potasio, fosfato de bario, fosfato de magnesio, fosfato de calcio, fosfatos mixtos de los mismos y combinaciones o mezclas de los mismos.

[0044] Además, se prefiere que los aditivos, preferiblemente en forma de sales, comprendan una proporción de entre 0,01 % en peso y 20 % en peso, particularmente 0,1 % en peso y 20 % en peso, en particular 0,1 % en peso y 10 % en peso, preferiblemente 1 % en peso y 5 % en peso, con respecto al peso total, en particular el peso total seco, del material médicamente compatible.

[0045] Con respecto a otras características y ventajas del material médicamente compatible, hasta ahora se hace referencia expresa a la descripción.

[0046] En una realización particularmente preferida, al menos uno de los electrodos, preferiblemente electrodos de AF, se divide al menos en dos segmentos de electrodos, los dos o más segmentos de electrodos preferiblemente están aislados eléctricamente entre sí.

[0047] La división de al menos uno de los electrodos, preferiblemente electrodos de AF, en dos o más segmentos de electrodos tiene la ventaja, en particular, de que los parámetros del proceso para conectar las partes de tejido que se van a conectar entre sí pueden controlarse de manera significativamente más fácil. Cuanto más pequeñas son las áreas entre las cuales se usa la corriente, en particular la corriente de alta frecuencia, más fácilmente se pueden controlar los parámetros del proceso. En particular, la temperatura, la presión y la impedancia del tejido tienen una influencia importante en el resultado de la conexión. Por ejemplo,

también es posible ajustar los parámetros del proceso de manera óptima al estado del tejido, y particularmente también de manera automática. En particular, los segmentos de electrodos en que se divide el electrodo, preferiblemente el electrodo de AF, o los electrodos, preferiblemente los electrodos de AF, hacen posible que el electrodo, preferiblemente el electrodo de AF, se alimente con corriente en los segmentos, de modo que las partes de tejido que se van a conectar entre sí se pueden soldar o sellar entre sí en segmentos. El suministro secuencial de corriente que es posible como resultado de la segmentación de electrodos, preferiblemente electrodos de AF, permite que se introduzca menos energía en las partes del tejido durante el proceso de conexión o sellado que en el caso de electrodos comparables no segmentados, preferiblemente electrodos de AF .

[0048] Para poder mejorar aún más la capacidad de control de los parámetros del proceso, es beneficioso que cada uno de los electrodos, preferiblemente electrodos de AF, esté dividido en al menos dos segmentos de electrodos, que estén aislados eléctricamente entre sí. Al menos dos segmentos de electrodo significan para los fines de esta aplicación dos o más segmentos de electrodo, es decir, en particular tres, cuatro, cinco, seis, siete, ocho, nueve, diez, once o doce. También son concebibles más de doce segmentos de electrodos, sin embargo, dependiendo del tamaño de los elementos de herramienta, incluso veinte, veinticinco, treinta o cuarenta.

[0049] Al menos uno de los electrodos, preferiblemente electrodos de AF, se divide favorablemente en una variedad de segmentos de electrodos. Para los fines de esta solicitud, debe entenderse que una variedad de segmentos de electrodo significa más de dos segmentos de electrodo, lo que permite una capacidad de control aún más mejorada de los parámetros del proceso.

[0050] En la posición de unión, los segmentos de electrodo que se encuentran uno frente al otro en lados opuestos forman de manera beneficiosa un par de segmentos de electrodo. Tal par de segmentos de electrodo puede, por ejemplo, activarse como una unidad. De esta manera, en particular, las condiciones de contorno locales en la región de los dos segmentos de electrodos pueden tenerse en cuenta de manera óptima, en particular la temperatura, la presión y/o la impedancia del tejido sujeto entre el par de segmentos de electrodo.

[0051] Para poder conducir la corriente, en particular la corriente de alta frecuencia, de una manera particularmente definida para conectar el tejido desde un segmento de electrodo del par de segmentos de electrodo al segmento de electrodo asociado, es favorable que los segmentos de electrodo que forman el par de electrodos sean geoméricamente similares.

[0052] La función del sistema se puede mejorar aún más, por ejemplo, mediante los segmentos de electrodo que forman el par de segmentos de electrodo que son del mismo tamaño o sustancialmente del mismo tamaño. De esta manera, en particular, las densidades de corriente se pueden prescribir de manera óptima.

[0053] Los dos o más segmentos de electrodo pueden formarse de manera particularmente simple si tienen forma de tira total o sustancialmente.

[0054] De acuerdo con una realización preferida, se puede hacer que cada uno de los elementos de herramienta defina el área del elemento de herramienta y que el electrodo, preferiblemente el electrodo AF, forme parte del área del elemento de herramienta. Esta formación hace posible formar los elementos de herramienta prácticamente sin ninguna proyección.

[0055] El material médicamente compatible proporcionado según la invención tiene preferiblemente un área que corresponde al área del elemento de herramienta de al menos uno de los dos elementos de herramienta, en particular de ambos elementos de herramienta. En particular, el material médicamente compatible puede tener un área que corresponde a un área de electrodo de al menos uno de los dos elementos de herramienta, en particular de ambos elementos de herramienta.

[0056] El área del elemento de herramienta es preferiblemente plana. Esto facilita mucho la producción y limpieza del instrumento.

[0057] Dependiendo del uso previsto del sistema quirúrgico, es decir, en particular dependiendo de las partes de tejido que se van a conectar, puede ser favorable que el área del elemento de herramienta sea de forma rectangular, en forma de anillo o en forma de U. En particular, un área de elemento de herramienta en forma de anillo o forma anular hace posible llevar a cabo la anastomosis de término-terminal de una manera sencilla.

[0058] Es beneficioso que los dos o más segmentos de electrodo estén dispuestos uno al lado del otro al menos en dos filas de electrodos. Al menos dos filas de electrodos hacen posible producir al menos dos líneas de conexión, una al lado de la otra. Esto permite lograr una conexión mejorada y, en particular, un sellado óptimo del sitio de conexión entre las partes de tejido.

[0059] Para evitar cortocircuitos, también es beneficioso que las dos o más filas de electrodos estén aisladas eléctricamente entre sí. Además, también es posible aplicar una corriente, en particular una corriente de AF, a

las filas de electrodos por separado, para establecer una conexión entre las partes del tejido específicamente una después de la otra o las dos al mismo tiempo.

5 [0060] Cada fila de electrodos comprende preferiblemente al menos dos segmentos de electrodo, que están aislados eléctricamente entre sí. Por lo tanto, se puede realizar al menos un suministro secuencial de corriente.

10 [0061] De acuerdo con una realización preferida adicional, se puede hacer que al menos un segmento de electrodo tenga una primera porción de segmento de electrodo, que es parte de una primera fila de electrodos, y una segunda porción de segmento de electrodo, que es parte de una segunda fila de electrodos. De esta manera, se puede crear una conexión de tejido de dos filas, en particular que comprende o define dos líneas de conexión, logrando una superposición aún mejor entre las dos líneas de conexión mediante las porciones de segmento de electrodo especialmente diseñadas, lo que da lugar, en particular, a un sellado mejorado de la conexión del tejido.

15 [0062] Para poder formar las líneas de conexión deseadas, es favorable si las dos o más filas de electrodos se forman en línea recta y/o curva. Esto significa en particular que pueden formarse completamente en línea recta o completamente curvadas o en línea recta en algunas porciones y curvadas en algunas porciones.

20 [0063] Para poder conectar tejidos entre sí en forma de anillo, que se requiere en particular para anastomosis término-terminales, es favorable que las dos o más filas de electrodos sean de forma anular cerrada.

25 [0064] Para que cada segmento de electrodo pueda recibir corriente individualmente cuando sea necesario, es beneficioso que cada segmento de electrodo esté conectado a un contacto terminal de manera que conduzca la electricidad. El contacto del terminal puede a su vez estar conectado a otros contactos del terminal o puede estar conectado, o tener la capacidad de estar conectado, directamente a una fuente de corriente.

30 [0065] También puede ser beneficioso si el electrodo, preferiblemente el electrodo de AF, define una línea central del electrodo y si los segmentos de electrodo que están adyacentes entre sí están dispuestos desplazados uno respecto a otro en una dirección definida por la línea central del electrodo. La disposición desplazada de los segmentos de electrodos logra el efecto de superposición óptima en una dirección transversal a la línea central de electrodos de las conexiones de tejido o líneas de conexión de tejido que se crean por medio de los electrodos, preferiblemente electrodos de AF. Esto permite minimizar el riesgo de fugas de manera específica.

35 [0066] De acuerdo con otra realización preferida, se puede hacer que el electrodo (o electrodos), preferiblemente un electrodo de AF, dividido al menos en dos segmentos de electrodo defina una longitud de electrodo y que cada uno de los dos o más segmentos de electrodo defina una longitud de segmento, que sea menor que la longitud del electrodo. Esta construcción puede garantizar en particular que solo una porción de las partes de tejido que se van a conectar entre sí que sea menor que la longitud total del electrodo, preferiblemente electrodo AF, se pueda conectar a cada segmento de electrodo.

40 [0067] Para mejorar la impermeabilidad de un sitio de conexión entre dos partes de tejido que se establece por medio del sistema quirúrgico, es favorable que la suma de todas las longitudes de segmento sea mayor que la longitud del electrodo. Esto asegura una superposición al menos parcial de las conexiones de tejido establecidas por los segmentos de electrodos.

45 [0068] Para poder conectar el instrumento de manera simple y segura a un generador, preferiblemente un generador de AF (generador de alta frecuencia), o a alguna otra fuente de corriente adecuada, preferiblemente una fuente de corriente de AF (fuente de corriente de alta frecuencia), es beneficioso que el instrumento comprenda al menos dos contactos terminales, preferiblemente contactos terminales de AF (contactos terminales de alta frecuencia), que estén conectados, o puedan conectarse, de manera que conduzcan la electricidad a los dos o más segmentos de electrodos.

50 [0069] Para poder aceptar el tejido entre los dos elementos de herramienta, y posiblemente sujetarlo durante el proceso de conexión, es beneficioso que los elementos de herramienta estén formados de manera que sean pivotables y/o desplazables uno con respecto al otro. En conjunto, por lo tanto, es deseable una disposición móvil de los elementos de herramienta uno con respecto al otro.

55 [0070] Es favorable que los elementos de herramienta formen ramas montadas de manera que puedan pivotar o moverse respecto de las otras en los extremos distales o regiones en los extremos. Esta configuración permite, en particular, la formación de un instrumento en forma de fórceps, lo que hace posible que las partes de tejido que se conectan se sujeten pinzadas entre los elementos de herramienta.

60 [0071] De acuerdo con otra realización preferida, se puede hacer que el instrumento tenga un eje, en cuyo extremo distal al menos uno de los elementos de herramienta está dispuesto o formado. De esta manera, el instrumento puede formarse de una manera particularmente compacta. Además, disponer o formar al menos uno de los elementos de herramienta en el extremo distal del eje tiene el efecto de aumentar la estabilidad general

del instrumento. En particular, también es posible de manera sencilla formar uno de los elementos de herramienta de forma inamovible en relación con el eje.

5 [0072] Es beneficioso que un primer elemento de herramienta comprenda un área periférica del eje orientada en la dirección distal o sustancialmente orientada en la dirección distal del eje. Por ejemplo, de esta manera es posible presionar o sostener un extremo distal del eje contra una parte de tejido que se va a conectar a otra parte de tejido. Además, también es posible de una manera sencilla y segura prescribir un área definida de elemento de herramienta.

10 [0073] De acuerdo con otra realización preferida de la invención, se puede hacer que un segundo elemento de herramienta comprenda un elemento de electrodo que sea móvil en la dirección del eje y en la dirección de acercamiento y alejamiento del primer elemento de herramienta. Esta configuración permite, por ejemplo, que los dos elementos de herramienta se muevan uno con respecto al otro de tal manera que las partes de tejido que se conectan entre sí se pueden sujetar de una manera definida y se conecten entre sí mediante la aplicación correspondiente de corriente, preferiblemente aplicando corriente de AF.

15 [0074] Es favorable que los miembros de contacto, orientados en la dirección del segundo elemento de herramienta, sobresalgan del eje y/o del primer elemento de herramienta en la dirección del segundo elemento de herramienta, cuyos miembros pueden ponerse en contacto de conducción eléctrica con los segmentos de electrodo del segundo elemento de herramienta en una posición de conexión de tejido y están a una distancia de los segmentos de electrodo del segundo elemento de herramienta en una posición de aceptación de tejido. Con los miembros de contacto es posible poner en contacto los segmentos de electrodo del segundo elemento de herramienta y conectarlos a una fuente de corriente, preferiblemente un generador de AF, mediante una conexión de conducción eléctrica que se proporciona, por ejemplo, en el eje. Además, la formación propuesta
20 tiene la ventaja de que un contacto entre los segmentos de electrodo del segundo elemento de herramienta y los miembros de contacto solo puede establecerse en la posición de conexión de tejido, de modo que no se pueda suministrar corriente de manera involuntaria en la posición de aceptación de tejido a los segmentos de electrodo del segundo elemento de herramienta. El manejo del sistema quirúrgico se hace de este modo aún más seguro globalmente.

25 [0075] Para que los elementos de herramienta se puedan mover entre sí de una manera sencilla, es beneficioso que el instrumento comprenda un dispositivo de accionamiento para mover los elementos de herramienta entre sí.

30 [0076] Para mejorar aún más la facilidad de manejo del instrumento quirúrgico, el dispositivo de accionamiento está preferiblemente dispuesto o se forma en un extremo proximal del instrumento. Por ejemplo, si el instrumento tiene un eje, dicho eje puede insertarse en el interior del cuerpo a través de una abertura del cuerpo, los elementos de herramienta pueden ser accionados uno con respecto al otro por medio del dispositivo de accionamiento, que preferiblemente todavía sobresale del cuerpo del paciente. Por lo tanto, en general, se puede
35 formar un instrumento quirúrgico endoscópico o mínimamente invasivo de una manera sencilla.

[0077] La facilidad de manejo del instrumento puede mejorarse, en particular para un operario, mediante el dispositivo de accionamiento que comprende dos miembros de accionamiento que son pivotables entre sí y están en conexión operativa con al menos uno de los elementos de herramienta con el fin de transmitir una fuerza de accionamiento para mover al menos un elemento de herramienta en relación con el otro elemento de herramienta. Los miembros de accionamiento también pueden formarse en principio solo como móviles entre sí, es decir, como alternativa, por ejemplo, a una disposición pivotante, también pueden estar dispuestos de forma desplazable, o de forma pivotante y desplazable, en relación uno con el otro.

45 [0078] En una realización preferida adicional, el instrumento tiene un eje, en cuyo extremo distal al menos un primer elemento de herramienta está dispuesto o formado con un segundo elemento de herramienta que puede llevarse desde una posición operativa, en la que puede colocarse en la posición de unión, a una posición de extracción y/o viceversa, en cuya posición de extracción una zona de proyección perpendicular del segundo elemento de herramienta sobre un plano de proyección que transcurre perpendicularmente en relación con la dirección del eje en la región del segundo elemento de herramienta es más pequeña que en la posición operativa.

50 [0079] Ser capaz de llevar el segundo elemento de herramienta desde la posición operativa a la posición de extracción de la manera definida tiene la ventaja particular de que el área libre requerida para llevar el segundo elemento de herramienta a través de la región de conexión de las partes de tejido se reduce significativamente en la posición de extracción en comparación con la posición operativa. En particular, dada una configuración adecuada del sistema, se puede asegurar que, en la posición de extracción, no se puedan estirar las partes de tejido que se han conectado recientemente entre sí en la región donde están conectadas cuando el instrumento se ha extraído de las partes de tejido conectadas entre sí. Esto tiene un efecto positivo en las anastomosis término-terminales, latero-terminales y latero-laterales. En particular, cada vez que el segundo elemento de herramienta se puede llevar de la posición de extracción a la posición operativa nuevamente, también es posible producir con el instrumento varias anastomosis una tras otra de una manera sencilla sin que el instrumento en su
55 60 65

conjunto tenga que retirarse de las partes de tejido que van a conectarse entre sí, que son preferiblemente de forma tubular.

5 [0080] La construcción del sistema se puede simplificar de manera sencilla dando forma de anillo o placa al segundo elemento de herramienta. Además, también es posible en particular que los electrodos anulares, es decir, cerrados, estén dispuestos de manera sencilla y segura en dichos segundos elementos de herramienta.

10 [0081] Para transferir el segundo elemento de herramienta desde la posición operativa a la posición de extracción y/o viceversa, es favorable que el segundo elemento de herramienta esté montado de forma móvil sobre un miembro de sujeción. Por ejemplo, de este modo, el segundo elemento de herramienta se puede mover en relación con el miembro de sujeción de una manera definida, y el propio miembro de sujeción opcionalmente en relación con una parte adicional del instrumento, por ejemplo, un eje del mismo.

15 [0082] Pueden realizarse construcciones particularmente sencillas para montajes móviles del segundo elemento de sujeción en el miembro de sujeción, por ejemplo, si el segundo elemento de herramienta está montado de forma desplazable y/o pivotante en el miembro de sujeción.

20 [0083] El segundo elemento de herramienta está montado favorablemente de manera pivotante alrededor de un eje de pivote, que transcurre transversalmente, en particular perpendicularmente, en relación con un eje longitudinal del miembro de sujeción definido por el miembro de sujeción. Por ejemplo, un segundo elemento de herramienta, que tiene la forma de un anillo o placa y en la posición operativa define un plano perpendicular al eje longitudinal del miembro de sujeción, puede pivotar de tal manera que en la posición de extracción esté inclinado en relación con el plano descrito, en particular perpendicular al mismo.

25 [0084] Para poder llevar el segundo elemento de herramienta a una forma lo más compacta posible en la posición de extracción, es beneficioso que el sistema quirúrgico comprenda un mecanismo de plegado para transferir el segundo elemento de herramienta desde la posición operativa a la posición de extracción. Por ejemplo, un mecanismo de plegado puede formarse de tal manera que el segundo elemento de herramienta a su vez comprenda dos partes que están dispuestas o formadas de forma pivotante o de alguna otra manera móvil entre sí.

35 [0085] Para poder llevar el segundo elemento de herramienta desde la posición operativa a la posición de extracción y/o viceversa de una manera sencilla, es favorable que el mecanismo de plegado comprenda un elemento de transmisión de fuerza para transmitir la fuerza de accionamiento al segundo elemento de herramienta para transferir el mismo desde la posición operativa a la posición de extracción y/o viceversa. Con el elemento de transmisión de fuerza es posible accionar el mecanismo de plegado, lo que permite una transferencia del segundo elemento de herramienta desde la posición operativa a la posición de extracción y/o viceversa.

40 [0086] El elemento de transmisión de fuerza está dispuesto preferiblemente de forma móvil en relación con el miembro de sujeción. Por ejemplo, el segundo elemento de herramienta se puede llevar a una posición deseada por medio del miembro de sujeción, siendo posible que el mecanismo de plegado se accione por medio del elemento de transmisión de fuerza, que se puede mover en relación con el miembro de sujeción .

45 [0087] Dependiendo del uso previsto y la configuración del sistema quirúrgico, puede ser beneficioso que el elemento de transmisión de fuerza y el miembro de sujeción se formen de manera que puedan desplazarse y/o girarse y/o atornillarse entre sí. Tal disposición del elemento de transmisión de fuerza y el miembro de sujeción uno en relación con el otro hace posible proporcionar virtualmente cualquier mecanismo de accionamiento deseado, por ejemplo para accionar el mecanismo de plegado.

50 [0088] De acuerdo con una realización preferida, también se puede hacer que el miembro de sujeción y el elemento de transmisión de fuerza estén dispuestos de forma móvil en relación con el eje. Por ejemplo, el eje puede ser sujetado por un operario y el elemento de transmisión de fuerza se puede mover en relación con el este, por lo que, en particular, el mecanismo de plegado se puede accionar, a fin de reducir el requisito de área necesario para extraer el segundo elemento de herramienta. Al hacer que el miembro de sujeción y el eje se muevan uno con respecto al otro, los elementos de herramienta también se pueden mover uno con respecto al otro en la posición operativa, por lo que se pueden colocar en una posición de unión, tan pequeña como sea posible, por ejemplo, para conectar el tejido, y puede separarse nuevamente uno del otro, por ejemplo, antes de transferir el instrumento desde la posición operativa a la posición de extracción.

60 [0089] De acuerdo con otra realización preferida, puede ser beneficioso proporcionar un mecanismo de accionamiento acoplado al mecanismo de plegado y/o al elemento de transmisión de fuerza y/o al miembro de sujeción para accionar el mecanismo de plegado y/o para mover el elemento de transmisión de fuerza y/o el miembro de sujeción en relación con el eje. Dependiendo de la formación del instrumento, el mecanismo de accionamiento definido de esta manera permite que el segundo elemento de herramienta sea llevado desde la posición operativa a la posición de extracción y viceversa de una manera simple y segura.

5 [0090] Para facilitar y/o estabilizar el movimiento del segundo elemento de herramienta y del elemento de transmisión de fuerza, es favorable que el segundo elemento de herramienta y el elemento de transmisión de fuerza estén acoplados entre sí de manera articulada por medio de al menos un miembro de articulación. También es concebible proporcionar dos, tres o más miembros articulados.

10 [0091] Para pivotar el segundo elemento de herramienta en relación con el miembro de sujeción, es favorable que dicho miembro o miembros de articulación actúen con un extremo sobre el segundo elemento de herramienta en un punto de acción o articulación que esté a distancia del eje de pivote. Dependiendo de la elección del punto de acción o articulación, se puede establecer una fuerza requerida para pivotar el segundo elemento de herramienta.

15 [0092] El segundo elemento de herramienta está beneficiosamente en forma de dos o más partes. Dependiendo de la configuración de las partes que forman el segundo elemento de herramienta, este se puede llevar, de este modo, a una forma particularmente compacta en la posición de extracción.

20 [0093] De acuerdo con otra realización preferida, se puede hacer que el segundo elemento de herramienta comprenda al menos dos partes del elemento de herramienta, que son móviles entre sí durante la transferencia desde la posición operativa a la posición de extracción. Por ejemplo, pueden formarse de modo que puedan desplazarse y/o rotar entre sí, a fin de reducir un área del segundo elemento de herramienta en la posición de extracción en comparación con la posición operativa.

25 [0094] El sistema quirúrgico puede formarse de manera particularmente sencilla si las dos o más partes del elemento de herramienta son pivotables entre sí. En particular, se pueden plegar juntas de manera sencilla.

30 [0095] Para conectar partes de tejido que se van a conectar entre sí por medio de una corriente, es favorable que el segundo elemento de herramienta comprenda un elemento de electrodo que se puede mover en la dirección del eje y en la dirección de acercamiento y alejamiento del primer elemento de herramienta. En particular, el elemento de electrodo puede llevar un electrodo de AF. El propio elemento de electrodo opcionalmente puede también ser de dos o más partes, para así reducir el requisito de espacio del segundo elemento de herramienta en la posición de extracción en comparación con la posición operativa.

35 [0096] De acuerdo con otra realización preferida, de forma beneficiosa se hace que el instrumento comprenda un elemento de corte, preferiblemente un elemento de corte de AF (elemento de corte de alta frecuencia), para cortar tejido. La provisión de un elemento de corte, que puede ser, por ejemplo, parte de un dispositivo de corte del instrumento, permite, en particular, que las partes de tejido que se van a conectar entre sí se preparen de la manera deseada. Por ejemplo, este puede ser el caso si se crean anastomosis término-terminales con el sistema, con la posibilidad de que los extremos libres hechos de tejido tubular se conecten por medio del instrumento en forma de anillo y luego el exceso de tejido se corte por medio del elemento o el dispositivo de corte.

40 [0097] El elemento de corte, preferiblemente el elemento de corte de AF, tiene preferiblemente un borde de corte, que define un plano de corte inclinado en relación con un eje longitudinal del instrumento, en particular en la región del elemento de corte. El plano de corte inclinado permite, por ejemplo, hacer pasar una corriente de AF a través del elemento de corte para cortar el tejido. El borde formado de esta manera está solo a una distancia mínima de un contraelectrodo en una región pequeña, el cual define un plano transversal al eje longitudinal del instrumento. Por lo tanto, se puede generar una chispa de corte de una manera definida en la región de menor distancia entre el elemento de corte y un contraelectrodo correspondiente, donde la chispa de corte es capaz de viajar a lo largo del borde de corte inclinado de una manera definida.

45 [0098] Para poder realizar un corte anular de manera fácil y segura, el borde de corte tiene de manera favorable una forma anular cerrada.

50 [0099] Para que se pueda aplicar una corriente, preferiblemente corriente de alta frecuencia, al elemento de corte, preferiblemente al elemento de corte de alta frecuencia, de una manera definida, es beneficioso que el instrumento tenga un terminal de corte, preferiblemente un terminal de corte de alta frecuencia, conectado de manera que conduzca la electricidad al elemento de corte. En particular, en el caso de dicha configuración, se puede aplicar al elemento de corte una corriente para cortar el tejido de una manera definida, preferiblemente de forma independiente y en un momento diferente al de cuando se aplica una corriente a los segmentos de electrodo para conectar las partes de tejido entre sí.

55 [0100] Es beneficioso que el elemento de corte esté dispuesto de forma móvil en relación con al menos uno de los elementos de herramienta. Esto permite, por ejemplo, que el elemento de corte se mueva en relación con los elementos de herramienta de manera que no pueda entrar en contacto con las partes del tejido que van a conectarse entre sí cuando están conectadas entre sí por medio de los segmentos de electrodo formados en los elementos de herramienta. Por el contrario, solo es posible después de la conexión de las partes del tejido, por

ejemplo, llevar el elemento de corte a una posición en la que este último pueda recortarse y/o cortarse completa o parcialmente de la manera deseada.

- 5 [0101] Para poder aplicar corriente, preferiblemente corriente de alta frecuencia, al instrumento de la manera deseada, el instrumento quirúrgico comprende preferiblemente al menos un generador de corriente, preferiblemente un generador de corriente de alta frecuencia, que puede conectarse opcionalmente de manera que conduzca la electricidad a los electrodos, preferiblemente electrodos de AF, y/o al elemento de corte. En particular, se puede establecer una corriente que sea óptima en cada caso para la conexión o el corte de tejido.
- 10 [0102] Según otra realización preferida, se puede hacer que el sistema comprenda al menos un dispositivo de control de circuito abierto y/o de circuito cerrado con un dispositivo de conmutación para aplicar corriente secuencialmente, preferiblemente corriente de alta frecuencia, a los segmentos de electrodos de al menos un electrodo, preferiblemente un electrodo de AF. La corriente, preferiblemente corriente de AF, también puede aplicarse opcionalmente a un electrodo adicional, preferiblemente a un electrodo de AF adicional, mediante el
- 15 dispositivo de control de circuito abierto y/o de circuito cerrado. El dispositivo de conmutación, formado de la manera descrita, particularmente permite que se aplique una corriente, preferiblemente una corriente de AF, a los segmentos de electrodo de un electrodo, preferiblemente un electrodo de AF, uno a continuación del otro, es decir en una secuencia, para conectar las partes de tejido que se van a conectar entre sí, porción por porción.
- 20 [0103] Es favorable que el sistema quirúrgico comprenda un dispositivo de control de circuito abierto y/o circuito cerrado con un dispositivo de conmutación para aplicar simultáneamente corriente, preferiblemente corriente de alta frecuencia, a al menos dos segmentos de electrodos de al menos un electrodo, preferiblemente al menos un electrodo de alta frecuencia. De esta manera, el proceso de conexión o sellado puede acelerarse o llevarse a cabo más rápidamente, ya que dos partes de tejido que se van a conectar entre sí pueden hacerlo a lo largo de
- 25 dos porciones al mismo tiempo. En particular, también es concebible aplicar una corriente, preferiblemente una corriente de AF, en cada caso a dos segmentos de electrodo simultáneamente y luego a otros segmentos de electrodo secuencialmente.
- 30 [0104] Para evitar cortocircuitos cuando se aplica corriente, preferiblemente corriente de alta frecuencia, a dos segmentos de electrodo simultáneamente, es beneficioso que al menos otro segmento de electrodo esté dispuesto entre los dos o más segmentos de electrodo.
- [0105] Es favorable que el dispositivo de conmutación esté formado de manera que conmute al menos una salida, preferiblemente una salida de AF, del generador o generadores de corriente, preferiblemente del generador o generadores de corriente de AF. También es posible que se suministren dos, tres o incluso más salidas, preferiblemente salidas de alta frecuencia, y se sometan a un control de circuito abierto y/o de circuito cerrado mediante el dispositivo de conmutación, para, por ejemplo, aplicar una corriente, preferiblemente una corriente de alta frecuencia, de una intensidad deseada específicamente a segmentos de electrodos individuales,
- 35 preferiblemente electrodos de AF.
- 40 [0106] Es beneficioso que el sistema quirúrgico comprenda un generador, preferiblemente un generador de AF, que pueda conectarse opcionalmente de manera que conduzca la electricidad a los electrodos, preferiblemente a los electrodos de AF, o al elemento de corte, preferiblemente al elemento de corte de AF, y comprenda el dispositivo de control de circuito abierto y/o de circuito cerrado. De esta manera, se pueden acomodar varias funciones del sistema en una unidad, lo que mejora tanto la producción del mismo como la facilidad con la que se puede manejar.
- 45 [0107] El dispositivo de control de circuito abierto y/o circuito cerrado se forma favorablemente de tal manera que la intensidad de una corriente suministrada y/o la duración durante la cual se suministra una corriente se pueden establecer para los segmentos de electrodos individuales. De esta manera, los parámetros del proceso, como, por ejemplo, la temperatura, la presión y/o la impedancia del tejido, se pueden mantener en el rango deseado directa o indirectamente por medio del dispositivo de control de circuito abierto y/o circuito cerrado.
- 50 [0108] Para evitar el calentamiento excesivo de las partes del tejido que se van a conectar entre sí, lo que provocaría la destrucción de las células, es beneficioso que el dispositivo de control de circuito abierto y/o circuito cerrado comprenda un dispositivo de medición de temperatura para medir la temperatura de un segmento de electrodo y/o del tejido.
- 55 [0109] Además, la presente invención se refiere a un método para controlar un sistema quirúrgico de acuerdo con la presente invención, que aplica corriente, preferiblemente corriente de alta frecuencia, al menos a uno de los electrodos, preferiblemente al menos a uno de los electrodos de alta frecuencia, y deja sin corriente a otro de los dos o más electrodos; y también se refiere a un material médicamente compatible, que ayuda a la conexión del tejido, ubicado entre los dos o más electrodos.
- 60 [0110] Al menos uno de los electrodos se divide preferiblemente en al menos dos segmentos de electrodos, los dos segmentos de electrodos preferiblemente están aislados eléctricamente entre sí. La corriente se aplica preferiblemente a uno de los dos o más segmentos de electrodo, mientras que al menos otro de los dos o más
- 65

segmentos de electrodo se deja sin corriente. Con dicho método de control, es posible suministrar corriente a los dos o más segmentos de electrodos al menos parcialmente de forma secuencial, es decir, uno después del otro. Esto permite reducir las densidades de corriente requeridas para conectar el tejido, lo que tiene efectos positivos en los parámetros del proceso, como por ejemplo temperatura, presión y/o impedancia del tejido, y su facilidad de control. De este modo, las partes de tejido que se van a conectar entre sí pueden hacerlo de manera mucho más tolerable. Al suministrar la corriente apropiada a los segmentos de electrodo, diferentes porciones de las partes de tejido que se van a conectar entre sí se pueden hacer una después de otra.

[0111] Para reducir el tiempo requerido para conectar las partes del tejido, es favorable que al menos dos segmentos de electrodos reciban corriente al mismo tiempo. Preferiblemente, los segmentos no se encuentran directamente adyacentes entre sí. Por lo tanto, se pueden evitar cortocircuitos y aumentos de temperatura no deseados en regiones específicas de tejido.

[0112] Los segmentos de electrodos que están adyacentes entre sí se alimentan con corriente preferiblemente uno después de otro. De esta manera, las porciones de las partes de tejido que se van a conectar entre sí delimitadas clara e inequívocamente se pueden conectar entre sí de una manera definida.

[0113] Con respecto a otras características y ventajas del método de control, en particular con respecto al material médicamente compatible que ayuda a la conexión del tejido, se hace referencia expresa a la presente divulgación.

[0114] Un tema adicional de la presente invención es un proceso para conectar dos partes de tejido corporal, usando un sistema quirúrgico de acuerdo con la presente invención. Las partes del tejido corporal que se van a conectar se mantienen preferiblemente en contacto unas con otras entre los electrodos, en particular los electrodos de AF, con el material médicamente compatible, que ayuda a la conexión del tejido, dispuesto entre las partes del tejido que se van a conectar, en particular en forma de una estructura tipo sándwich, y, en consecuencia, de la misma manera entre los electrodos. Al menos uno de los electrodos se divide preferiblemente en al menos dos segmentos de electrodos. Los segmentos de electrodo están preferiblemente aislados eléctricamente entre sí. Las partes del tejido corporal se sueldan entre sí, junto con el material médicamente compatible, por medio de una corriente, preferiblemente por medio de una corriente de AF, a lo largo de una línea de conexión. La soldadura de las partes del tejido corporal y del material médicamente compatible tiene lugar aplicando la corriente a al menos uno de los electrodos, preferiblemente aplicando la corriente a al menos dos segmentos de electrodos de al menos uno de los electrodos.

[0115] El proceso propuesto ofrece una alternativa simple al uso de grapadoras y evita la necesidad de grapas, y en consecuencia elimina los posibles riesgos de dejarlas en el cuerpo del paciente. Además, el material médicamente compatible proporcionado según la invención ayuda o es propicio para la conexión de tejido, por lo que esto puede realizarse más fácilmente y, en particular, más rápidamente. Además, por medio del material médicamente compatible, se puede lograr una mayor resistencia de sellado entre las partes de tejido que se van a conectar. Mediante el proceso descrito, se pueden conectar dos partes de tejido entre sí, en particular de una manera definida y segura, y en particular mientras se mejora o aumenta la fuerza de la conexión, sin destruir las células del cuerpo.

[0116] Para evitar cortocircuitos y efectos perjudiciales en las células, es beneficioso aplicar corriente a los dos o más segmentos de electrodos, uno después del otro.

[0117] Para que un operario pueda conectar las dos partes de tejido entre sí a lo largo de una línea de conexión definida, es favorable que los electrodos prescriban la línea de conexión. De este modo, es ya posible cuando se coloca un instrumento sobre las partes del tejido corporal que se van a conectar entre sí definir a lo largo de qué línea se establecen dichas partes para que estén conectadas entre sí.

[0118] Con respecto a otras características y ventajas de este proceso, en particular con respecto al material médicamente compatible que ayuda a la conexión del tejido, también se hace referencia expresa a la presente divulgación.

[0119] La siguiente descripción de realizaciones preferidas de la invención sirve para una explicación más detallada en combinación con los dibujos, donde:

Figura 1 muestra una vista general esquemática de un instrumento quirúrgico para conectar partes de tejido corporal,

Figura 2 muestra una vista ampliada, en perspectiva, parcialmente seccionada y fragmentada de la región A en la figura 1,

Figura 3 muestra una vista en sección longitudinal del instrumento de la figura 1 en la región A antes de la conexión de dos partes de tejido tubular,

- Figura 4 muestra una vista análoga a la figura 3 cuando se sueldan las partes de tejido para producir una anastomosis término-terminal,
- 5 Figura 5 muestra una vista en planta de un área de elemento de herramienta con un electrodo de AF dividido en cuatro segmentos de electrodo,
- Figura 6 muestra una vista esquemática en perspectiva de un segundo ejemplo de realización de un instrumento quirúrgico para conectar partes de tejido corporal,
- 10 Figura 7 muestra una vista en planta de un área de elemento de herramienta representado esquemáticamente del instrumento de la figura 6 en la dirección de la flecha B,
- Figura 8 muestra una vista esquemática similar a la figura 2 de una configuración alternativa del instrumento en una posición de aceptación de tejido,
- 15 Figura 9 muestra una vista correspondiente a la figura 8 del instrumento representado allí, con el segundo elemento de herramienta parcialmente plegado,
- Figura 10 muestra una vista en sección a lo largo de la línea 10-10 en la figura 8,
- 20 Figura 11 muestra una vista en sección esquemática similar a la figura 10 del segundo elemento de herramienta plegado en una posición como la representada en la figura 9,
- Figura 12 muestra una realización alternativa de un segundo elemento de herramienta en una representación esquemática en perspectiva,
- 25 Figura 13 muestra una representación en despiece de parte del segundo elemento de herramienta representado en la figura 12,
- Figura 14 muestra una vista en sección a lo largo de la línea 14-14 en la figura 12,
- 30 Figura 15 muestra una vista en sección esquemática análoga a la figura 14 del ejemplo de realización representada allí, con el segundo elemento de herramienta parcialmente plegado,
- Figura 16 muestra una representación esquemática en perspectiva similar a la figura 12 de un ejemplo de realización adicional de un segundo elemento de herramienta,
- 35 Figura 17 muestra una representación ampliada del segundo elemento de herramienta de la figura 16 en una posición parcialmente inclinada,
- 40 Figura 18 muestra una vista en sección a lo largo de la línea 18-18 en la figura 16 y
- Figura 19 muestra una vista análoga a la figura 18 con un segundo elemento de herramienta parcialmente inclinado, en una posición como la representada en la figura 17 y
- 45 Figura 20 muestra una vista del instrumento quirúrgico según la presente invención.

Ejemplos

1. Preparación de suspensiones de colágeno

50 [0120] Para preparar suspensiones de colágeno, se permitió a 66 g de colágeno hincharse en 1320 g de agua ultrapura (agua MilliQ de la compañía Millipor, Alemania) y 8 g de ácido acético glacial. El colágeno hinchado se suspendió posteriormente durante 20 minutos en una mezcla disolvente de 2310 g de agua ultrapura y 330 g de isopropanol.

2. Preparación de colágeno no tejido

55 [0121] Diferentes cantidades en peso (véase a este respecto la tabla 1 a continuación) de las suspensiones preparadas en el ejemplo 1 se vertieron respectivamente en platos de liofilización (tamaño del plato: 21 x 29 cm) y posteriormente se liofilizaron. Se obtuvieron láminas rectangulares de colágeno como productos. Dependiendo de la cantidad de suspensión vertida, el espesor y la cantidad seca de colágeno por unidad de área variaron.

Tabla 1

Designación	Peso de llenado de los platos [g]	Espesor promedio de las láminas de colágeno [mm]	Peso seco de colágeno por unidad de área [mg/cm ²]
V200	200	2,6	7,6
V250	250	3,3	9,5
V300	300	4	11,4
V350	350	4,7	13,3
V400	400	5,4	15,2
V450	450	6	17,1

[0122] De acuerdo con la invención, las suspensiones también pueden liofilizarse directamente en dispositivos que tienen una cavidad correspondiente a la forma (disco, anillo o similar) y el tamaño finales.

5 3. Preparación de membranas de colágeno

[0123] Se vertieron diferentes cantidades en peso (véase a este respecto la tabla 2 a continuación) de las suspensiones preparadas en el ejemplo 1 en platos de liofilización (tamaño del plato: 21 x 29 cm) y posteriormente se secaron en un armario de secado a 37 °C. Los productos liofilizados pueden, en principio, secarse a temperaturas entre 25 y 40 °C, en particular 35 y 40 °C. Se obtuvieron membranas de colágeno rectangulares como productos. Dependiendo de la cantidad de suspensión vertida, el espesor y la cantidad seca de colágeno por unidad de área variaron.

Tabla 2

Designación	Peso de llenado de los platos [g]	Espesor promedio de las láminas de colágeno [µm]	Peso seco de colágeno por unidad de área [mg/cm ²]
M200	200	78	7,6
M250	250	85	9,5
M300	300	90	11,4
M350	350	105	13,3
M400	400	120	15,2
M450	450	150	17,1

15 [0124] Alternativamente, las suspensiones de colágeno también se pueden secar en dispositivos que tienen una cavidad correspondiente a la forma (disco, anillo o similar) y el tamaño finales.

4. Adición de sales inorgánicas a las membranas de colágeno

[0125] Se añadieron cantidades definidas de cloruro de sodio (véase a este respecto la tabla 3 a continuación) a las suspensiones de colágeno preparadas de acuerdo con el ejemplo 1.

Tabla 3

Designación	Adición de NaCl por cada 350 g de suspensión [mg]	Espesor promedio de las láminas de colágeno [µm]	Peso seco de colágeno por unidad de área [mg/cm ²]
M350 S 0025	88	90	13,3
M350 S 005	175	90	13,3
M350 S 010	350	90	13,3
M350 S 015	525	90	13,3
M350 S 020	700	90	13,3
M350 S 050	1750	90	13,3

Designación	Adición de NaCl por cada 350 g de suspensión [mg]	Espesor promedio de las láminas de colágeno [μ m]	Peso seco de colágeno por unidad de área [mg/cm ²]
M350 S 100	7000	90	13,3
M350 S 200	14000	90	13,3
M350 S 300	21000	90	13,3

5. Adición de sales inorgánicas a vellones de colágeno

[0126] Se añadieron cantidades definidas de cloruro de sodio (véase a este respecto la tabla 4 a continuación) a las suspensiones de colágeno preparadas según el ejemplo 1 antes de una liofilización final.

5

Tabla 4

Designación	Adición de NaCl por cada 350 g de suspensión [mg]	Espesor promedio de las láminas de colágeno [mm]	Peso seco de colágeno por unidad de área [mg/cm ²]
V350 S 0025	88	4,7	13,3
M350 S 005	175	4,7	13,3
M350 S 010	350	4,7	13,3
M350 S 015	525	4,7	13,3
M350 S 020	700	4,7	13,3
M350 S 050	1750	4,7	13,3
M350 S 100	7000	2,4	13,3

6. Conexión de trozos de intestino por medio de membranas y vellones de colágeno preparados de acuerdo con los ejemplos 4 y 5

[0127] Sobre la base de una serie de pruebas con un intestino delgado (cerdo), se presentaron las diferencias que se producen en el sellado con y sin colágeno. Las fuerzas de pelado entre los segmentos intestinales conectados se determinaron con un equilibrio de resorte. Para esto, los segmentos del intestino se cortaron en trozos del mismo tamaño. Posteriormente, se hizo un "sándwich" de un segmento de intestino, una almohadilla de colágeno (membrana de colágeno o colágeno no tejido) y nuevamente un segmento de intestino. Al hacerlo, se garantizó que los lados exteriores de los segmentos del intestino se orientaran hacia la almohadilla de colágeno. El área del electrodo a través de la cual se introdujo la energía requerida para la soldadura en el tejido correspondió en todos los casos a un área de 50 mm². El tiempo durante el cual la energía actuó fue controlado por un generador. Después de completar el proceso, los segmentos del intestino se sujetaron con pinzas y se separaron. La fuerza requerida para desgarrar la costura soldada se determinó mediante un equilibrio de resorte.

10

15

Tabla 5

Designación de la muestra	Fuerza de pelado
ninguna	100,00 %
M200	110,23 %
M300	131,06 %
M400	112,12 %

20

Tabla 6

Designación de la muestra	Fuerza de pelado
M350	100,00 %
M350 S0025	114,52 %
M350 S005	120,97 %

Designación de la muestra	Fuerza de pelado
M350 S010	131,45 %
M350 S015	141,13 %

Tabla 7

Designación de la muestra	Fuerza de pelado
ninguna	100,00 %
V200	217,14 %
V300	300,00 %
V400	157,14 %

Tabla 8

Designación de la muestra	Fuerza de pelado
V300	100,00 %
V300 S020	112,50 %

5

[0128] El peso seco del colágeno, con respecto al área de las almohadillas de colágeno, estaba entre 5 y 20 mg/cm², preferiblemente entre 8 y 17 mg/cm², en particular preferiblemente entre 10 y 15 mg/cm².

10

[0129] El contenido de sal en las membranas estaba entre 0,01 y 3 % en peso, preferiblemente 0,025 y 1 % en peso, en particular preferiblemente 0,1 y 5 % en peso, con respecto al peso de la suspensión vertida.

15

[0130] Los resultados presentados en las tablas 5 a 8 dejan claro que la resistencia del sellado del tejido puede aumentarse significativamente mediante el uso adicional de una almohadilla de colágeno. Esto es una ventaja decisiva en particular cuando se sellan tejidos con bajo contenido de colágeno. Además, sorprendentemente se ha encontrado que la adición de sales inorgánicas no solo conduce a un aumento en la conductividad de las almohadillas de colágeno y, en consecuencia, a un sellado más rápido de las partes del tejido que se van a conectar entre sí, sino también a un aumento adicional en la resistencia del sitio de conexión o sellado.

Pruebas de sellado asistidas por colágeno

20

[0131] Se realizó un sellado del intestino delgado y del intestino grueso. Con este fin, se utilizó colágeno como material médicamente compatible para ayudar al sellado. Posteriormente, las muestras selladas se analizaron con respecto a su resistencia al pelado.

25

[0132] Se utilizó el intestino delgado de un cerdo. El cerdo fue sacrificado el día en que se realizaron las pruebas. El intestino delgado se limpió después de su aislamiento. Luego, el tejido se enfrió y se transportó al lugar donde se realizaron las pruebas. El intestino delgado contenido en una bolsa de plástico se almacenó en un refrigerador.

30

[0133] Además, se usó el intestino grueso (colon transversal) de un cerdo. El intestino grueso se preparó y transportó de la misma manera que el intestino delgado mencionado en el párrafo anterior.

35

[0134] Se usaron preparados de colágeno de origen bovino que tenían diferentes proporciones de NaCl como material médicamente compatible para ayudar al sellado. Las proporciones de sal se relacionan con el peso húmedo del proceso de fabricación de los preparados de colágeno. Para los preparados secos, se debe aplicar un factor de multiplicación de aproximadamente 40 con respecto a la proporción de NaCl.

[0135] Se aplicaron las siguientes concentraciones para los ejemplos:

Húmedo	Seco
0 % NaCl	⇒ 0 % NaCl en MT
0,025 % NaCl	⇒ 1 % NaCl en MT
0,05 % NaCl	⇒ 2 % NaCl en MT

Húmedo	Seco
0,10 % NaCl	⇒ 4 % NaCl en MT
0,15 % NaCl	⇒ 6 % NaCl en MT
0,20 % NaCl	⇒ 8 % NaCl en MT
0,25 % NaCl	⇒ 10 % NaCl en MT

[0136] El peso seco era de aproximadamente 5 kg/m², produciendo un peso del área seca de aproximadamente 125 g/m².

5 [0137] El intestino delgado se cortó y abrió al comienzo del tejido graso. Posteriormente, el intestino delgado se cortó en un rectángulo que tenía unas dimensiones de 30 x 70 mm.

10 [0138] Cada preparado de colágeno se colocó entre dos de dichas piezas de tejido. Posteriormente, las muestras preparadas de esta manera se sellaron en el borde corto de las mismas utilizando un sistema que consta de un generador de alta frecuencia y electrodos. Después del sellado, se cortaron piezas de 7 mm de ancho de la porción de sellado.

15 [0139] A continuación, se midieron las fuerzas de pelado de las piezas. Para este fin, se sujetó el intestino por los extremos no sellados con mordazas de sujeción y se estiró con una máquina de prueba de tensión. La velocidad de estiramiento aplicada fue de 50 mm/min. La resistencia al pelado se midió teniendo en cuenta las fuerzas medidas y el ancho de las muestras.

20 [0140] Para el control, también se midió la resistencia al pelado del intestino delgado y el intestino grueso sin el uso de colágeno. Sus resultados se estandarizaron como el 100 %.

Tabla 9: Resultados de la prueba del intestino delgado

Prueba	Resistencia al pelado [%]
Intestino delgado sin colágeno	100 %
Intestino delgado con colágeno y sin NaCl	186 %
Intestino delgado con colágeno y NaCl al 0,025 %	206 %
Intestino delgado con colágeno y NaCl al 0,05 %	294 %

Tabla 10: Pruebas de intestino grueso.

Prueba	Resistencia al pelado
Intestino grueso sin colágeno	100 %
Intestino grueso con colágeno y sin NaCl	675 %

25 [0141] Los resultados que se muestran en las tablas 9 y 10 confirman que el sellado de tejido del intestino delgado y el intestino grueso puede mejorarse considerablemente utilizando colágeno, en particular finalizado con NaCl, como material médicamente compatible para ayudar al sellado. Más específicamente, se pudo lograr una mejora de 2,94 veces con respecto al intestino delgado y se pudo obtener una mejora de 6,75 veces con respecto al intestino grueso en comparación con el sellado sin colágeno.

30 Descripción de las figuras

35 [0142] En la figura 1, un sistema quirúrgico para conectar tejido corporal está representado esquemáticamente y se designa en general mediante el signo de referencia 10. Comprende un instrumento quirúrgico 12 con dos elementos de herramienta 14 y 16, que son móviles entre sí. Además, el sistema 10 comprende un generador de corriente en forma de generador de corriente de alta frecuencia 18, que puede conectarse al instrumento 12 de la manera descrita con más detalle a continuación.

40 [0143] Los elementos de herramienta 14 y 16 forman parte de un dispositivo de conexión, provisto en general con el signo de referencia 20, para conectar tejido corporal. El primer elemento de herramienta 14 comprende un área periférica 22, orientada en la dirección distal, de un eje alargado en forma de manguito 24 del instrumento 12. En consecuencia, el primer elemento de herramienta está dispuesto o se forma en un extremo distal 26 del instrumento 12.

[0144] El primer elemento de herramienta 14 comprende un electrodo de AF 28. Se divide en al menos dos segmentos de electrodo 30, en el caso del ejemplo de realización que se representa esquemáticamente en las figuras 2 a 5 se divide en cuatro segmentos de electrodo 30, que están aislados eléctricamente uno de otro. Los segmentos de electrodo 30 están en forma, o sustancialmente en forma, de tira. El primer elemento de herramienta 14 define un área de elemento de herramienta 32 de tal manera que el electrodo de AF 28 forma parte del mismo. En conjunto, el área del elemento de herramienta 32 es de forma plana y anular.

[0145] Los cuatro segmentos de electrodo 30 definen dos filas de electrodos 34 y 36. Cada fila de electrodos en cada caso comprende parte de los cuatro segmentos de electrodo 30. Como se puede ver, por ejemplo, en la figura 5, cada segmento de electrodo 30 tiene una primera porción de segmento de electrodo 38, que forma parte de la primera fila de electrodos 34, y una segunda porción de segmento de electrodo 40, que forma parte de la segunda fila de electrodos 36. Las dos filas de electrodos 34 y 36 están formadas globalmente de forma curva, las porciones de segmento de electrodo 38 y 40 en cada caso definen porciones de anillo circular que conducen la electricidad. En conjunto, las dos o más filas de electrodos que se definen en cada caso con cuatro porciones de segmento de electrodo 38 y 40, respectivamente, son de forma cerrada y anular. Para poder poner en contacto los segmentos de electrodo 30 de la manera deseada, cada segmento de electrodo 30 está conectado de manera que conduce la electricidad a un contacto terminal 42, que está dispuesto en una región de conexión entre las porciones de segmento de electrodo 38 y 40.

[0146] El electrodo de AF 28 define una línea central de electrodo 44, que se extiende entre las porciones de segmento de electrodo 38 y 40. Por lo tanto, los segmentos de electrodo 30 que están adyacentes entre sí se disponen desplazados entre sí en una dirección definida por la línea central de electrodo 44. En conjunto, el electrodo de AF 28 dividido en cuatro segmentos de electrodo 30 define una longitud de electrodo 46, y cada uno de los cuatro segmentos de electrodo 30 define una longitud de segmento 48, que es menor que la longitud del electrodo 46. Tal como se representa a modo de ejemplo en la figura 5, los segmentos de electrodo 30 se extienden sobre un rango angular de aproximadamente 140° y, por lo tanto, tienen una longitud que corresponde aproximadamente al 40 % de la longitud del electrodo 46. En consecuencia, sin embargo, la suma de todas las longitudes de segmento 48 también es mayor que la longitud del electrodo 46 en aproximadamente un factor de 1.6.

[0147] Los contactos terminales 50 de AF están dispuestos en la región de un extremo proximal del eje 24 y están conectados de manera que conducen la electricidad, por ejemplo, a través de líneas que recorren el eje, a los segmentos de electrodo 30. El número de contactos terminales de AF 50 corresponde al número de segmentos de electrodo 30, es decir cuatro contactos terminales de AF 50 para los cuatro segmentos de electrodo 30 del primer elemento de herramienta 14.

[0148] El segundo elemento de herramienta 16 tiene sustancialmente la forma de un disco y comprende un elemento de electrodo 52, que se puede mover en la dirección de acercamiento y alejamiento del primer elemento de herramienta 14, para ser preciso paralelo a un eje longitudinal 54 del eje 24 en la región de los elementos de herramienta 14 y 16, que define la dirección del eje 56. Los elementos de herramienta 14 y 16 están dispuestos de manera que se pueden desplazar entre sí, es decir, la distancia 58 entre el área del elemento de herramienta 32 del elemento de herramienta 14 y un área del elemento de herramienta 60 del segundo elemento de herramienta 16 es variable.

[0149] El elemento de electrodo 52 comprende un electrodo de AF 29, que corresponde en su construcción al electrodo de AF 28. Esto significa que también comprende cuatro segmentos de electrodo 31, que no sobresalen del área del elemento de herramienta 60. También se definen dos filas de electrodos 35 y 37. Las primeras porciones de segmento de electrodo 39 definen la fila de electrodos 35 y las segundas porciones de segmento de electrodo 41 definen la fila de electrodos 37. También se proporcionan contactos terminales 43, en cada caso conectando una porción de segmento de electrodo 39 de manera que conduce la electricidad a una porción de segmento de electrodo 41 para formar un segmento de electrodo 31. Los electrodos de AF 28 y 29 se forman con simetría especular en relación con un plano de espejo que se extiende perpendicularmente al eje longitudinal 54 entre las áreas de elementos de herramienta 32 y 60. De esta manera, pares de los segmentos de electrodo 62 están definidos en cada caso por un segmento de electrodo 30 y el correspondiente segmento de electrodo opuesto 31. En conjunto, el ejemplo de realización representado en las figuras 1 a 5, por consiguiente, comprende cuatro pares de segmentos de electrodo 62. Los segmentos de electrodo 30 y 31 no solo son geoméricamente similares, sino también del mismo tamaño o sustancialmente del mismo tamaño.

[0150] En una posición de unión de los elementos de herramienta 14 y 16, los electrodos de AF 28 y 29 definen una distancia mínima 58 entre ellos. La posición de unión se representa esquemáticamente en la figura 4. En la posición de unión, los electrodos de AF 28 y 29 se encuentran posiciones opuestas y de cara uno frente al otro.

[0151] Los segmentos de electrodo 31 pueden conectarse de manera que conducen la electricidad a otros cuatro contactos terminales 50 de AF, de los cuales solo dos están representados en la figura 1 en aras de la claridad general. Los contactos del terminal de AF 50 pueden conectarse por medio de las líneas de conexión correspondientes 64 a los contactos correspondientes 66 del generador de corriente de AF 18. Como ya se

explicó, los contactos del terminal de AF 50 están conectados directamente de manera que conducen la electricidad a los segmentos de electrodo 30. Para poder conectar los contactos terminales 50 de AF a los segmentos de electrodo 31, los miembros de contacto 68, orientados en la dirección del segundo elemento de herramienta 16, están dispuestos de manera que sobresalen del eje 24 o del primer elemento de herramienta 14 y tienen una porción cilíndrica corta 70 y una porción cónica 72, lo cual define un extremo libre. En una posición de conexión de tejido, tal como se representa esquemáticamente, por ejemplo, en la figura 4, es decir, en una posición en la que los elementos de herramienta 14 y 16 están en la posición de unión, los extremos libres de las porciones 72 de los miembros de contacto 68 sobresalen hacia dentro de los correspondientes receptáculos en forma de casquillo 74 del elemento de electrodo 52 y están en contacto de conducción eléctrica con ellos. Los miembros de contacto 68 a su vez están conectados a lo largo del eje 24 a los contactos del terminal de AF 50 por medio de líneas eléctricas que no están representadas. Los receptáculos 74 están a su vez en conexión de conducción eléctrica con los contactos terminales 43. De esta manera, un contacto con conducción eléctrica entre los contactos terminales 50 de AF y los segmentos de electrodo 31 también se puede establecer en la posición de unión o conexión de tejido.

[0152] No hace falta decir que los miembros de contacto 68, que pasan a través de los segmentos de electrodo 30 en la región de los contactos terminales 42 de los mismos, están aislados de estos últimos, de modo que no pueden producirse cortocircuitos. Para este propósito, las porciones 70 de los miembros de contacto 68 están provistas preferiblemente de un revestimiento o funda de aislamiento eléctrico.

[0153] Para poder mover los elementos de herramienta 14 y 16 del instrumento 12 uno respecto del otro, un dispositivo de accionamiento 76 está dispuesto en un extremo proximal o región del extremo del instrumento 12. El dispositivo de accionamiento 76 comprende dos miembros de accionamiento 78, que pueden pivotar uno con respecto al otro y están acoplados de forma móvil a un miembro de transmisión de fuerza 80 montado de forma móvil en el interior del eje, de modo que dicho miembro de transmisión de fuerza puede moverse en la dirección distal o proximal como resultado de un movimiento pivotante de los miembros de accionamiento 78.

[0154] El miembro de transmisión de fuerza 80 define en su extremo distal un receptáculo 82 en forma de un agujero ciego, en el que un miembro de sujeción 84 puede insertarse con un primer extremo libre y puede fijarse en el receptáculo 82. El segundo extremo libre del elemento de sujeción 84 sustancialmente en forma de barra está conectado de manera inamovible al segundo elemento de herramienta 16. De esta manera, el segundo elemento de herramienta 16 puede alejarse del primer elemento de herramienta 14 como resultado de un desplazamiento del miembro de transmisión de fuerza 80 en la dirección distal. El instrumento 12 se forma preferiblemente de modo que el segundo elemento de herramienta 16 se pueda llevar desde una posición de aceptación de tejido, como se representa esquemáticamente en las figuras 2 y 3 y en la que los elementos de herramienta 14 y 16 están a una distancia máxima 58 entre sí, en la posición de unión o conexión de tejido, al pivotar los miembros de accionamiento 78 uno hacia el otro, lo que da como resultado un movimiento del miembro de transmisión de fuerza 80 en la dirección proximal.

[0155] Además, el instrumento 12 comprende un dispositivo de corte 86 para cortar tejido. El dispositivo de corte comprende un elemento de corte 88 con un borde de corte anular cerrado 90. El borde de corte 90 define un plano de corte 92, que está inclinado en relación con el eje longitudinal 54 del instrumento 12. El plano de corte 92 está inclinado aproximadamente 10° con respecto a un plano de referencia que se extiende perpendicularmente al eje longitudinal 54 y paralelo a las áreas de elemento de herramienta 32 y 33. Suministrado en el eje 24 en el lado proximal hay otro terminal de corte de AF 94, que en una variante del instrumento 12 está conectado de manera que conduce la electricidad al elemento de corte 88. En consecuencia, por ejemplo, se puede realizar un dispositivo de conexión monopolar 86. Un dispositivo de corte bipolar 86 se realiza, por ejemplo, colocando opuesto al borde de corte 90, en el segundo elemento de herramienta 16, un electrodo anular 96, que está conectado a otro terminal de corte de AF 94 por medio de una conexión conductora de la electricidad no representada con más detalle, que por ejemplo atraviesa el miembro de transmisión de fuerza 80 de una manera no representada.

[0156] El elemento de corte 88 se monta preferiblemente de manera que se puede desplazar en relación con ambos elementos de herramienta 14 y 16. El borde de corte 90, formado concéntricamente alrededor del eje longitudinal 54, puede desplazarse así en relación con los electrodos de AF 28 y 29. Para accionar el dispositivo de corte 86, se proporciona un dispositivo de accionamiento de corte 98, con un miembro de accionamiento 100 que sobresale del extremo proximal del instrumento. Este miembro de accionamiento está acoplado mecánicamente al elemento de corte 88 por medio de un mecanismo no representado, por ejemplo, otro miembro de transmisión de fuerza que transcurre por el interior del eje 24, de modo que el elemento de corte 88 también se mueve como resultado de un movimiento del miembro de accionamiento 100. El miembro de accionamiento 100 está dispuesto preferiblemente de forma que se puede desplazar y girar en relación con el eje 24, de modo que el elemento de corte 88 no solo puede desplazarse paralelo al eje longitudinal 54 sino que también puede girar en relación con él.

[0157] Para poder aplicar una corriente de AF a los segmentos de electrodo 30 y 31 de cualquier manera deseada, se proporciona un dispositivo de control de circuito abierto y/o circuito cerrado 102 con un dispositivo de conmutación 104. El dispositivo de control de circuito abierto y/o circuito cerrado 102 está dispuesto

preferiblemente en una carcasa del generador de corriente de AF 18 y forma parte del mismo. El dispositivo de conmutación 104 está formado en particular para aplicar una corriente de AF secuencialmente a los segmentos de electrodo 30 y 31. El dispositivo de conmutación 104 sirve en particular para activar los contactos 66 y otros contactos 106, que pueden conectarse a los terminales de corte de AF 94 del instrumento 12 a través de otras líneas de conexión 108. De esta manera, el dispositivo de corte 86 puede operarse de manera monopolar o bipolar con el generador de corriente de AF 18. Dispensar completamente con el suministro de corriente al dispositivo de corte 86 permite que se utilice también de forma puramente mecánica para cortar tejidos, para ser precisos por medio del borde 90 preferiblemente afilado.

[0158] El dispositivo de conmutación 104 también puede formarse de tal manera que se pueda aplicar una corriente de AF simultáneamente a al menos dos segmentos de electrodo 30 y 31 de un electrodo de AF 28, 29. En este caso es favorable que, entre dos segmentos de electrodo 30 y 31 a los que se aplica simultáneamente corriente de alta frecuencia, esté dispuesto en cada caso un segmento de electrodo adicional 30 o 31, que sin embargo no tiene corriente. Por ejemplo, de esta manera los segmentos de electrodo 30 que se encuentran uno frente al otro del electrodo de AF 28 representado en la figura 5 podrían recibir corriente simultáneamente, los otros dos segmentos de electrodo 30 quedarían sin corriente.

[0159] Para poder establecer la intensidad de una corriente suministrada y/o el tiempo durante el cual se suministra una corriente a los segmentos de electrodo individuales 30 y 31 individualmente, el dispositivo de control de circuito abierto y/o circuito cerrado 102 se forma para comprender un dispositivo de ajuste 110. Por medio del dispositivo de ajuste 110, entonces es posible, por ejemplo, que se establezca la intensidad y/o la frecuencia de la corriente de AF y, de manera similar, el tiempo durante el cual se suministra la corriente. Además, el dispositivo de ajuste 110 también se puede formar opcionalmente para poder establecer secuencias de suministro de corriente individualmente.

[0160] Además, el dispositivo de control de circuito abierto y/o circuito cerrado 102 comprende preferiblemente un dispositivo de medición de temperatura 112 para medir una temperatura de segmento de electrodo y/o de tejido. El dispositivo de medición de temperatura 112 sirve, en particular, para suministrar al dispositivo de control de circuito abierto y/o circuito cerrado 102 la variable controlada requerida para controlar automáticamente un suministro de corriente a los electrodos de AF 28 y 29, que es una temperatura del tejido, por ejemplo indirectamente por medio de una medición de temperatura de los segmentos de electrodo 30 y 31. Por ejemplo, los segmentos de electrodo 30 y 31 sin corriente pueden servir como contactos de medición para registrar la temperatura por medio de una medición de impedancia del tejido. De esta manera se puede garantizar que la temperatura requerida para conectar el tejido se logra de la manera deseada y con gran precisión suministrando una corriente apropiada a los electrodos de AF 28, 29, pero se evita un sobrecalentamiento no deseado de las partes del tejido que se van a conectar entre sí.

[0161] Con el sistema quirúrgico 10 descrito anteriormente, las partes de tejido tubular 116 en particular se pueden conectar directamente entre sí, mediante soldadura o sellado aplicando corriente de AF. Para ser específicos, se sigue el siguiente procedimiento, por ejemplo: Para producir una anastomosis término-terminal de dos partes de tejido tubular 116, tal como se requiere, por ejemplo, después de una operación de intestino en la que se corta un trozo del mismo, los extremos libres de las partes de tejido 116 se unen, de modo que estén con sus extremos libres orientados en la dirección del eje longitudinal y reposando uno sobre el otro en forma anular, como se representa a modo de ejemplo en las figuras 3 y 4. Los extremos libres se ubican entonces entre los dos elementos de herramienta 14 y 16, de modo que las partes de tejido 116 pueden sujetarse una contra la otra pinzadas entre los elementos de herramienta 14 y 16 en la posición de aceptación de tejido.

[0162] Los elementos de herramienta 14 y 16 se mueven el uno hacia el otro en la posición de conexión de tejido, de modo que los segmentos de electrodo 31 también se conectan de manera que conducen la electricidad a los contactos terminales 50 de AF de la manera descrita anteriormente. Para soldar las partes de tejido 116, se aplica preferiblemente una corriente de AF a pares individuales de segmentos de electrodo 62, que luego fluye a través de las porciones de partes de tejido sujetas entre los elementos de herramienta 14 y 16 y los calienta. El calentamiento provoca un cambio en las partes del tejido, en particular en las células contenidas en el mismo, de tal manera que las partes del tejido 116 se unen entre sí. El proceso de conexión se lleva a cabo preferiblemente de tal manera que la corriente solo se suministre simultáneamente a un par de segmentos de electrodo 62, en particular de manera secuencial. De esta manera, se produce una línea de conexión anular 114, prescrita sustancialmente por los electrodos de AF 28 y 29 o las líneas centrales de electrodo 44 y 45 de los mismos.

[0163] El hecho de que no se aplique una corriente de AF a todos los electrodos de AF 28 y 29 significa que la temperatura para conectar las partes de tejido 116 puede mantenerse bajo control mucho mejor y se puede evitar la destrucción de las células. La corriente se suministra preferiblemente a los segmentos de electrodo 30 y 31, uno después del otro, es decir secuencialmente, de modo que las partes de tejido 116 se suelden entre sí paso a paso a lo largo de la línea de conexión 114. La disposición en dos filas de las porciones de segmento de electrodo 38, 39, 40 y 41 también tienen el efecto de establecer una doble conexión entre las partes de tejido 116, que puede garantizar un sellado óptimo y una conexión duradera y estable de las partes de tejido 116 entre sí.

- 5 [0164] Como alternativa al suministro secuencial de corriente, también es posible, como ya se indicó anteriormente, que la corriente se suministre simultáneamente a los segmentos opuestos del electrodo 30 y 31, por lo que el tiempo para conectar las partes de tejido 116 en el caso del ejemplo de realización que se representa esquemáticamente en las figuras 1 a 5 se puede dividir por la mitad.
- 10 [0165] Después de conectar las partes de tejido 116, el tejido sobrante se elimina por medio del dispositivo de corte 86. El dispositivo de corte 86 se usa preferiblemente de manera bipolar, es decir, el elemento de corte 88 y el electrodo anular 96 están conectados al generador de corriente de AF 18 y se hace pasar una corriente de AF para cortar el tejido a través de las dos partes de tejido 116. El borde de corte inclinado 90 tiene el efecto de generar una chispa de corte definida, para ser precisos en la región en la que la distancia entre el elemento de corte 88 y el electrodo anular 96 es mínima. A partir de esta región, la chispa de corte se desplaza automáticamente en círculo a lo largo del borde de corte 90 en ambas direcciones, hasta que el tejido está completamente cortado. El uso del dispositivo de corte 86 en el modo de funcionamiento bipolar tiene la ventaja en particular de que, durante el corte, las partes de tejido 116 también se hacen coagular, para detener la hemorragia no deseada directamente mientras se corta.
- 15 [0166] Después de conectar y recortar las partes de tejido 116, el instrumento 12 puede retirarse del cuerpo del paciente, por ejemplo de su intestino, retrayendo el eje 24.
- 20 [0167] Dependiendo de la configuración del instrumento 12, el eje 24 es preferiblemente de tal longitud que, durante el uso del instrumento 12, tanto el dispositivo de accionamiento 76 como el dispositivo de accionamiento de corte 98 todavía sobresalen del cuerpo del paciente, de modo que puede ser accionado por un operario.
- 25 [0168] Como alternativa o además de ello, en lugar del instrumento 12, el sistema quirúrgico 10 también puede comprender un instrumento quirúrgico que está, por ejemplo, en forma de un instrumento 120 representado esquemáticamente en las figuras 6 y 7. El instrumento 120 comprende dos ramas 124 y 126, que están montadas una sobre la otra de manera que puedan pivotar una con respecto a la otra alrededor de un eje de giro 122. Hay anillos de dedo 128 y 130 formados en un extremo proximal de las ramas 124 y 126, que juntos definen un dispositivo de accionamiento 132 para accionar el instrumento 120.
- 30 [0169] Extendiéndose desde los extremos libres y distales 134 y 136 de las ramas 124 y 126, los elementos de herramienta 138 y 140 se forman en los lados internos de la misma, uno frente al otro. Los elementos de herramienta 138 y 140 están formados de manera idéntica y se encuentran opuestos entre sí en una posición de unión de los extremos 134 y 136, y, en esta posición, están a una distancia mínima entre sí. Cada elemento de herramienta 138 y 140 comprende un electrodo de AF 142 y 144, que se forma de manera idéntica y tiene sustancialmente forma de U. Cada electrodo de AF 142 y 144 comprende dos porciones de electrodo 146, que transcurren paralelas entre sí y se extienden en una dirección perpendicular al eje de giro 122, y una porción de electrodo 148, que transcurre perpendicularmente en relación con dichas porciones paralelas y es adyacente a los extremos 134 y 136.
- 35 [0170] La construcción de los electrodos de AF 142, 144 se describe con más detalle a continuación sobre la base del electrodo de AF 142, a modo de ejemplo, junto con la figura 7.
- 40 [0171] El electrodo de AF 142 comprende un total de 30 segmentos de electrodo 150, 15 segmentos de electrodo en cada caso desplazados unos respecto a otros y dispuestos en dos filas de electrodos 152 y 154, paralelas entre sí a lo largo de cada porción de electrodo 146, y están aisladas eléctricamente la una de la otra. Los segmentos de electrodo 150 están formados en línea recta y tienen forma de tira. Definen entre ellos una línea central de electrodo 156, que, de una manera que corresponde a la forma del electrodo de AF 142, tiene también forma de U. En la región de la porción de electrodo 148, están dispuestos otros dos segmentos de electrodo 151, completando en cada caso las filas de electrodos 152 y 154, respectivamente, de las porciones de electrodo 146. Los segmentos de electrodo 150 y 151 están, en consecuencia, dispuestos con un desplazamiento de uno respecto al otro en una dirección definida por la línea central del electrodo 156.
- 45 [0172] Para poder aplicar una corriente de AF a los segmentos de electrodo 150 y 151, están dispuestos en cada caso de manera que conduzcan la electricidad con un terminal de AF 158 en regiones extremas proximales de las ramas 124 y 126 adyacentes a los anillos 128 y 130. Los terminales de AF 158 pueden conectarse por medio de líneas o cables de conexión correspondientes al generador de corriente de AF 18.
- 50 [0173] Debido a la formación idéntica de los electrodos de AF 142 y 144, en la posición de unión, los segmentos de electrodo 150 y 151 del mismo tamaño o sustancialmente del mismo tamaño se encuentran uno frente al otro. Forman un par de segmentos de electrodo designados globalmente por el signo de referencia 168. En conjunto, el instrumento 120 comprende en consecuencia 32 pares de segmentos de electrodo 168.
- 55 [0174] Los elementos de herramienta 138 y 140 también definen áreas planas de elementos de herramienta 170, que tienen forma de U. Los segmentos de electrodo 150 y 151 no sobresalen del área del elemento de herramienta 170.
- 60
- 65

[0175] El instrumento 120, en general en forma de fórceps, también puede usarse para conectar partes de tejido, sujetándolas pinzadas entre los elementos de herramienta 138 y 140 y luego soldarse o sellarse entre sí mediante la aplicación correspondiente de corriente a los segmentos de electrodo 150 y 151. Tal como se describe junto con la función del instrumento 12, para este propósito se puede suministrar corriente a los segmentos de electrodo 150 secuencialmente, es decir, avanzando a lo largo de una trayectoria en forma de U, después de suministrar corriente a un segmento de electrodo 150, el segmento de electrodo más cercano 150 de la fila adyacente de electrodos 152 y 154 recibe corriente, hasta que se haya suministrado corriente una vez a todos los segmentos de electrodo 150 y 151. De esta manera, se puede producir una línea de conexión de dos filas para conectar dos partes de tejido. Alternativamente, también es concebible en el caso del instrumento 120 que la corriente se suministre a dos o más segmentos de electrodo 150 y 151 simultáneamente, aunque preferiblemente los segmentos de electrodo 150 y 151 que están adyacentes entre sí no reciben corriente simultáneamente, sino que, en cambio, al menos uno, mejor dos o tres, segmento(s) de electrodo 150 y 151 entre los segmentos de electrodo 150 y 151 suministrados simultáneamente con corriente permanecen sin corriente.

[0176] El instrumento 120 puede comprender opcionalmente también un dispositivo de corte 160, como se representa esquemáticamente en la figura 6. Entre las porciones de electrodo 146, en cada caso se forma una ranura 142 en los elementos de herramienta 138, 140. En la ranura 162 en la rama 126, un elemento de corte 164 se mantiene con un borde de corte 166 orientado en la dirección de la ranura 162 de la rama 124, y es opcionalmente móvil en relación con el elemento de herramienta 136. En consecuencia, por ejemplo, el tejido mantenido entre los elementos de herramienta 138 y 140 ya se puede cortar cuando las ramas 124 y 126 están cerradas. Opcionalmente, el elemento de corte 164 también puede usarse de manera monopolar o bipolar, siendo posible, por ejemplo, que el electrodo de AF 142 se use como contraelectrodo con respecto al elemento de corte 164 en el caso de uso bipolar. En este caso, el elemento de corte 164 también está conectado de manera que conduce la electricidad a un contacto de los terminales de AF 158.

[0177] En las figuras 8 a 11 se representa una variante del instrumento 12 que difiere en la configuración del segundo elemento de herramienta, que se designa en las figuras 8 a 11 mediante el signo de referencia 16'. En una posición operativa, en la que puede llevarse en la posición de unión descrita anteriormente, el elemento de herramienta 16' asume la forma de un anillo circular. Comprende dos porciones circulares de anillo 180 y 182, que en cada caso se extienden en un ángulo de aproximadamente 180 ° con respecto al eje longitudinal 54. Los extremos libres de las porciones circulares de anillo 180 y 182 son solo la mitad de anchas que las porciones circulares de anillo 180 y 182 en la región restante y sirven como bloques de soporte 184 y 186. Los bloques de soporte 184 y 186 están provistos en cada caso de un orificio transversal 188 y 190, en el que se inserta una varilla cilíndrica 192. Los bloques de apoyo 184 descansan contra los bloques de apoyo 186 en el lado de este último que está orientado hacia el eje longitudinal 54. La varilla 192 está fija en términos de rotación en los agujeros transversales 190 de la porción de anillo circular 182. El orificio transversal 188 es dimensionado en su diámetro interior de modo que la porción de anillo circular 180 sea pivotable en relación con la varilla 192 alrededor de un eje de giro 242 definido por esta última y, en consecuencia, en relación con la porción de anillo circular 182.

[0178] Las dos porciones de anillo circulares 180 y 182 están en cada caso adicionalmente acopladas mediante un enlace en forma de barra 194 a un miembro de sujeción 84', que define un eje longitudinal del miembro de sujeción que coincide con el eje longitudinal 54. Por analogía con el miembro de sujeción 84, el miembro de sujeción 84' está acoplado, o puede acoplarse, al miembro de transmisión de fuerza 80, y de esta manera es móvil en relación con el eje 24 en las direcciones distal y proximal. Para la articulación móvil de los enlaces 194 sobre el miembro de sujeción 84', este último está provisto en la región de su extremo distal de una ranura 204, que se extiende transversalmente en relación con un eje longitudinal definido por la barra 192. Hay dos patas 206 formadas de esta manera, que están provistas de un orificio transversal en línea 208, en el que un pasador de soporte cilíndrico 210 se inserta fijamente en términos de rotación. Los enlaces 194 están provistos en sus primeros extremos de un orificio receptor 212, a través del cual se extiende el pasador de soporte 210 y que tiene un diámetro interno, para permitir un movimiento de giro de los enlaces 194 alrededor de un eje de giro definido por el pasador de soporte 210. Aproximadamente desde el lado proximal de la ranura 204, en el miembro de sujeción 84' se extiende adicionalmente en la dirección proximal una hendidura o ranura longitudinal 214 que es atravesada por el pasador de soporte 192. De esta manera, la barra 192 se puede desplazar de manera definida y paralela a sí misma en una dirección paralela al eje longitudinal 54. Un extremo proximal de la ranura 214 forma un tope extremo proximal para la varilla 192; un extremo distal 218 de la ranura 214 forma un tope extremo distal para la varilla 192.

[0179] Para mover la varilla hay un mecanismo de accionamiento 222, que comprende un elemento 220 de transmisión de fuerza en forma de manguito, cuyo diámetro interior está adaptado al diámetro exterior del miembro de sujeción 84' y, en consecuencia, se puede desplazar sobre el miembro de sujeción 84' en las direcciones distal y proximal. Adyacente a su extremo distal 224, el elemento de transmisión de fuerza 220 está provisto de un orificio 226, a través del cual pasa la varilla 192. La varilla 192 es giratoria en relación con el orificio 226. El mecanismo de accionamiento 222 también puede formar parte del mecanismo de accionamiento 76 descrito anteriormente. Esto significa que también es posible un movimiento de la varilla 192, por ejemplo,

mediante el giro de los miembros de accionamiento 100 uno con respecto al otro. Alternativamente, sería concebible proporcionar un dispositivo de accionamiento adicional, análogo al dispositivo de accionamiento 76, que comprende uno o dos miembros de accionamiento adicionales, similares a los miembros de accionamiento 100, para realizar un movimiento relativo entre el miembro de transmisión de fuerza 220 y el miembro de sujeción 84' de una manera específica.

[0180] Dispuestos en los lados superiores de las porciones de anillo circular 180 y 182 hay en cada caso dos bloques de apoyo 228, que son paralelos entre sí y están provistos de agujeros 230 paralelos al orificio transversal 208. Entre los bloques de apoyo 228, otro extremo de los enlaces 194 está montado en cada caso de manera pivotante en el eje de soporte 200 insertado en los orificios 230. Se garantiza mediante la disposición descrita de los enlaces 194, que también pueden denominarse miembros articulados, que actúan con un extremo sobre el segundo elemento de herramienta 16' en un punto de acción o articulación, que está a distancia del eje de giro 242.

[0181] Por medio del mecanismo de accionamiento 222, el segundo elemento de herramienta 16' puede llevarse desde la posición operativa ya mencionada, que se representa esquemáticamente en las figuras 8 y 10, a la posición de extracción, que se representa a modo de ejemplo en la figura 11. La figura 9 representa esquemáticamente una posición intermedia, es decir, una posición entre la posición operativa y la posición de extracción. Como se puede ver fácilmente al comparar las dos figuras 10 y 11, una zona de proyección perpendicular del segundo elemento de herramienta 16' sobre un plano de proyección 234, que transcurre perpendicularmente en relación con el eje longitudinal 54, que está en relación con la dirección del eje en la región del segundo elemento de herramienta 16', es más pequeña en la posición de extracción que en la posición operativa.

[0182] Esto se logra mediante un movimiento del elemento 220 de transmisión de fuerza en forma de manguito desde la posición operativa, en el que la varilla 192 golpea el extremo proximal 216 y la parte inferior 236 y 238 de las porciones de anillo circular 180 y 182 se extiende paralela al plano de proyección 234. Si el elemento de transmisión de fuerza 220 se mueve en la dirección distal, la varilla 192 se lleva a la fuerza en la dirección distal a la ranura 214. Como resultado de la conexión articulada de las porciones de anillo circular 180 y 182 una con respecto a otra y por medio de los dos enlaces 194 con el miembro de sujeción 84', las porciones de anillo circular 180 y 182 pivotan alrededor del eje de giro 242 en la dirección hacia el eje longitudinal 54. El segundo elemento de herramienta 16' se pliega de esta manera. Por lo tanto, un mecanismo de plegado 240 para transferir el segundo elemento de herramienta 16' desde la posición operativa a la posición de extracción está formado por la disposición articulada de las porciones de anillo circular 180 y 182 por medio de los enlaces 194.

[0183] Hasta ahora no se menciona la configuración de los lados inferiores 236 y 238 del segundo elemento de herramienta. Estos pueden comprender un único electrodo anular sustancialmente continuo, que forma un solo contraelectrodo con respecto al electrodo de AF 28 del primer elemento de herramienta 14. Alternativamente, por analogía con el electrodo de AF 29, un electrodo AF con dos o más segmentos de electrodo 31 también se puede formar en las partes inferiores 236 y 238, preferiblemente de una manera correspondiente con el electrodo de AF 29. Esto permite entonces en la posición operativa que se realice una conexión de partes de tejido 116 de la manera descrita anteriormente. Después de la conexión de las partes de tejido, el mecanismo de plegado 240 puede accionarse, por ejemplo, mediante el accionamiento apropiado del mecanismo descrito 222, donde el miembro de sujeción 84' se mueve en la dirección distal. Si el elemento de transmisión de fuerza 220 está, por ejemplo, dispuesto de forma inmóvil en relación con el eje 24, el segundo elemento de herramienta 16' puede plegarse automáticamente cuando haya un movimiento en la dirección distal del elemento de transmisión de fuerza 80. Como resultado del requisito de área significativamente reducida en la posición de extracción, el segundo elemento de herramienta se puede guiar a través de un sitio de conexión formado por la conexión de las partes de tejido 16 durante la extracción del instrumento 12 sin estirar el sitio de conexión, lo que es mucho más tolerable que llevar el segundo elemento de herramienta a través del sitio de conexión a la posición operativa.

[0184] No hace falta decir que las conexiones conductoras de electricidad del electrodo 29 a los contactos del terminal de alta frecuencia 50, por ejemplo, a través de los enlaces 94 y el miembro de sujeción 84', pueden guiarse hacia los contactos del terminal de alta frecuencia 50 en la región del extremo proximal del eje 24 .

[0185] Una variante adicional de un segundo elemento de herramienta se designa en las figuras 12 a 15 en general mediante el signo de referencia 16". Ocupa el lugar, por ejemplo, de los elementos de herramienta 16 y 16' del instrumento 12 descritos anteriormente.

[0186] El segundo elemento de herramienta 16" tiene sustancialmente la forma de una placa, con un lado exterior ligeramente convexo 250 orientado en la dirección distal.

[0187] Hay una ranura anular 252 formada en una parte inferior del segundo elemento de herramienta 16", que está abierta y orientada en la dirección proximal. Centrada en el medio hay una depresión sustancialmente circular 254, en la que hay una proyección de soporte sustancialmente cuboidal 256, que se forma sobresaliendo de forma coaxial en relación con el eje longitudinal 54 en la dirección proximal desde la parte inferior del segundo

elemento de herramienta 16". La proyección del soporte 256 está provista de un orificio transversal 258, que está torcido con respecto al eje longitudinal 54. También se forma en la proyección del soporte 256 una ranura de guía curvada 260, que es convexa orientada en la dirección proximal. Un extremo proximal de la proyección de soporte 256 tiene un contorno exterior redondeado.

5

[0188] El segundo elemento de herramienta 16" está montado de manera que pivota sobre un miembro de sujeción 84" en forma de manguito. Para este propósito, el miembro de sujeción 84" está provisto de un orificio transversal 262, que pasa a través de una pared 264 del miembro de sujeción 84" en dos ubicaciones. Un pasador de soporte 266 se inserta de manera fija en términos de rotación en el orificio transversal 162. Al mismo tiempo, pasa a través del orificio transversal 258 de tal manera que la proyección de soporte 256 puede girar sobre un eje de giro 284 definido por el pasador de soporte 266. Para poder accionar un mecanismo de plegado 270 que también se proporciona en el caso del segundo elemento de herramienta 16", se proporciona un elemento de transmisión de fuerza 268, sustancialmente en forma de barra y que pasa de manera coaxial a través del miembro de sujeción 84" en relación con el eje longitudinal 54. Desde una cara del extremo distal 272 del elemento de transmisión de fuerza 268, dos patas de soporte 274 están dispuestas paralelas entre sí y sobresaliendo en la dirección distal, y en cada caso pasan a través de un orificio en línea 276. Insertado de manera rotacionalmente fija en los orificios 276 hay otro pasador de soporte 278, que está orientado paralelo al pasador de soporte 266. Un diámetro exterior del pasador de apoyo 278 está dimensionado de manera que pueda pasar a través de la ranura de guía 260 y se pueda mover en relación con la misma.

10

15

20

[0189] Un extremo proximal 280 del elemento de transmisión de fuerza 268 se puede acoplar preferiblemente al miembro de transmisión de fuerza 80, de modo que, como resultado de un movimiento del mismo, el segundo elemento de herramienta 16" también se puede mover.

25

[0190] Insertado en la ranura anular 252 hay un elemento de electrodo en forma de anillo 282, que comprende preferiblemente un electrodo de AF 29 de la forma descrita anteriormente y no se representa en detalle en las figuras 12 a 15 en aras de la claridad general. Alternativamente, también se puede formar un electrodo anular continuo sencillo en el elemento de electrodo 282.

30

[0191] Para transferir el segundo elemento de herramienta 16" desde la posición operativa a la posición de extracción, el elemento de transmisión de fuerza 268 se mueve en la dirección distal. La hendidura de guía especialmente curvada 260 tiene el efecto de que el pasador de soporte 278 es guiado a la fuerza y, en consecuencia provoca un giro guiado por la fuerza del segundo elemento de herramienta 16" alrededor del eje de pivote 284. Por lo tanto, el segundo elemento de herramienta 16" puede pivotar sustancialmente casi 90°, de modo que también en el caso de esta variante del elemento de herramienta 16" una proyección perpendicular 232 de la misma en el plano de proyección 234 es más pequeña en la posición de extracción que en la posición operativa, tal como se representa esquemáticamente en las figuras 14 y 15. De esta manera, el estiramiento excesivo del sitio de conexión entre las partes de tejido 116 que se van a conectar entre sí se evita en la posición de extracción durante la extracción del instrumento 12.

35

40

[0192] Otra realización de un segundo elemento de herramienta, provisto en general con del signo de referencia 16", se representa en las figuras 16 a 19. Puede usarse en el instrumento 12 en lugar de los segundos elementos de herramienta 16, 16' y 16" descritos anteriormente. .

45

[0193] El segundo elemento de herramienta 16' "tiene sustancialmente la forma de una placa y comprende un disco 300. Este está provisto en su centro de una ranura ovalada alargada 302 que discurre transversalmente. Un orificio 304 pasa a través del disco 300, un poco desplazado lateralmente en relación con el punto central del mismo, que se encuentra en la región de la ranura 302. Hay un pasador de soporte 306 en el orificio insertado de manera fija en términos de rotación, que también pasa a través de la ranura 302. En la región de la ranura 302, sobresale un extremo distal de un miembro de sujeción 84", que tiene la forma de un manguito. El miembro de sujeción 84" está provisto de un orificio 310 en el lado proximal de su extremo 308, cuyo diámetro interior está adaptado al diámetro exterior del pasador de soporte 306 de tal manera que el pasador de soporte 306 sea giratorio en relación con el orificio 304 en este último. Esto hace posible en general que la placa 300 gire alrededor de un eje longitudinal 344 definido por el pasador de soporte 306.

50

55

[0194] Para el pivote accionado por la fuerza del disco 300 hay un mecanismo de plegado 312, que acopla el disco 300 de manera articulada a un extremo distal 316 de un elemento de transmisión de fuerza 318 por medio de un enlace 314. El elemento de transmisión de fuerza 318 tiene un porción alargada 320 en forma de varilla, cuyo extremo proximal 322 puede acoplarse al miembro de transmisión de fuerza 80. El extremo 316 está doblado con respecto a la porción 320 en forma de una cabeza y tiene una forma virtualmente cuboidal. Hay una hendidura abierta lateralmente 324 formada en un lado del mismo. También se proporciona un orificio transversal 326, que pasa transversalmente a través de la hendidura 324. Hay un pasador de soporte 328 insertado de manera fija en términos de rotación en el orificio transversal 326. El enlace en forma de varilla 314 también está provisto de un orificio 330 y está montado de manera pivotante en el pasador de soporte 328. Se proporciona un orificio adicional 323 adyacente a un extremo opuesto del enlace 314. Sirve para montar el enlace 314 en otro pasador de soporte 334. Este pasador se inserta en otro orificio 336 del disco 300. El orificio 336 está orientado de forma paralela al orificio 304 y está colocado fuera de la ranura 302 adyacente a la periferia 338 del disco

60

65

300, para ser precisos en el lado opuesto al orificio 304 con respecto al eje longitudinal 54. Tallada en un lado superior 340 del disco 300, y extendida desde la periferia 338, hay una ranura 342, situada en lo que es el extremo del enlace 314 con su orificio 332. De esta manera, el enlace 314 se monta de manera articulada en el pasador de soporte 334. En consecuencia, el enlace 314 actúa con un extremo en el segundo elemento de herramienta 16'' en un punto de acción o articulación que está a distancia del eje de giro 344.

[0195] El mecanismo de plegado 312 es accionado por el elemento de transmisión de fuerza 318 que se está moviendo en la dirección distal. Esto tiene la consecuencia de que el enlace 314 está en ángulo con respecto al disco 300. Cuanto más se mueve al miembro de transmisión de fuerza 318 en la dirección distal, más lejos tira, por tanto, el enlace 314 de la región del disco 300 sobre la que la ranura 342 se encuentra en la dirección distal. En una posición extrema, el disco 300 se alinea casi paralelo al eje longitudinal 54. Globalmente, en consecuencia, también es posible en el caso del segundo elemento de herramienta 16'' realizar una posición de extracción en la que una proyección perpendicular 232 del mismo en el plano de proyección 224, que transcurre perpendicularmente al eje longitudinal 54, es más pequeña que en la posición operativa.

[0196] Un electrodo de AF 29 en una forma como la descrita anteriormente en el caso del segundo elemento de herramienta 16 puede igualmente disponerse o formarse en el segundo elemento de herramienta 16''. Alternativamente, también es concebible proporcionar un electrodo cerrado, en forma de anillo, que no está dividido en segmentos de electrodo. De manera similar al segundo elemento de herramienta 16'' que comprende el elemento de electrodo 282, los elementos de electrodo pueden igualmente proporcionarse en el caso de los segundos elementos de herramienta 16' y 16'', por ejemplo en la forma del elemento de electrodo 282 o bien del elemento de electrodo 52.

[0197] Como ya se mencionó anteriormente junto con el segundo elemento de herramienta 16', los electrodos de AF proporcionados en los segundos elementos de herramienta 16'' y 16''' se pueden conectar a los contactos terminales de AF 50 de la manera habitual proporcionando las correspondientes conexiones conductoras de electricidad en el instrumento 12.

[0198] La figura 20 muestra una realización de un sistema quirúrgico 10 según la presente invención. El sistema 10 comprende un instrumento quirúrgico 12 y un material médicamente compatible 13, que asiste o es propicio para la conexión de tejido, en forma de disco, que preferiblemente tiene la forma de un anillo circular. El instrumento quirúrgico 12 es un instrumento como el que se describe con más detalle en las figuras 1 a 5. Sin embargo, según la invención, se puede preferir del mismo modo que, en lugar del instrumento quirúrgico 12 representado, el sistema quirúrgico 10 comprenda una de las variantes del instrumento 12 que se representan en las figuras 6 a 19.

[0199] El disco 13 está formado preferiblemente de colágeno liofilizado. Para lograr mayores fuerzas de conexión entre las partes de tejido 116 que se van a conectar, puede preferirse que el disco 13 comprenda una fracción de una sal orgánica, tal como por ejemplo cloruro de sodio, cloruro de potasio, cloruro de bario, cloruro de magnesio, cloruro de calcio o mezclas de las mismas. Más preferiblemente, el colágeno es colágeno de tipo I.

[0200] El disco 13 tiene un orificio, que se forma aproximadamente en el medio y cuyo diámetro corresponde aproximadamente al diámetro exterior del miembro de sujeción 84, que en su extremo proximal está preferiblemente conectado de manera inamovible al segundo elemento de herramienta 16. El extremo distal del miembro de sujeción 84, en consecuencia, puede ser guiado perfectamente a través del orificio en el disco 13 y el propio disco 13 puede moverse a lo largo del miembro de sujeción 84, en particular en la dirección del extremo proximal del mismo.

[0201] Una vez que el extremo distal del miembro de sujeción 84 ha sido guiado a través del orificio en el disco 13, el miembro de sujeción 84 puede insertarse con su extremo distal en un miembro de transmisión de fuerza 80 montado de forma móvil en el interior del eje 24. Para este propósito, como ya se ha descrito en detalle anteriormente, el miembro de transmisión de fuerza 80 puede tener en su extremo distal un receptáculo 82 en forma de un agujero ciego, en el que el miembro de sujeción 84 puede insertarse y fijarse.

[0202] Cuando se produce una anastomosis término-terminal de dos partes de tejido tubular 116, por ejemplo, del intestino, los extremos libres de las partes de tejido 116 se juntan, de modo que se encuentran con sus extremos libres orientados en la dirección del eje longitudinal 54 y reposando uno sobre el otro en forma anular, con el extremo libre ubicado entre el primer elemento de herramienta 14 y el disco 13 y el segundo extremo libre ubicado entre el disco 13 y el segundo elemento de herramienta 16. De esta manera, las partes de tejido 116, junto con el disco 13, se pueden sujetar una contra otra en una estructura tipo sándwich pinzadas entre los elementos de herramienta 14 y 16 en la posición de aceptación de tejido.

[0203] El procedimiento adicional corresponde al procedimiento ya descrito en detalle en otra parte. Después de conectar las partes de tejido 116 y el disco 13, el tejido sobrante y la parte del disco 13 que no se incluyó en el proceso de sellado se retiran por medio del dispositivo de corte 86.

REIVINDICACIONES

1. Sistema quirúrgico (10), en particular de la naturaleza de un kit quirúrgico, para conectar tejido biológico, en particular tejido corporal humano y/o animal, que comprende

5 a) un instrumento quirúrgico (12; 120) con dos elementos de herramienta (14, 16; 138, 140), que son móviles uno con respecto a otro y en cada caso comprenden un electrodo, preferiblemente un electrodo de AF (28, 29; 142, 144), cuyos electrodos, en una posición de unión de los elementos de herramienta (14, 16; 138, 140), definen preferiblemente una distancia mínima (58) entre sí, se encuentran en posiciones opuestas y de cara uno frente al otro y

10 b) un material médicamente compatible (13), adaptado para soldarse junto con el tejido para ayudar a la conexión del tejido, **caracterizado por el hecho de que** al menos uno de los electrodos se divide en al menos dos segmentos de electrodo, en donde el electrodo o electrodos define una longitud de electrodo y cada uno de los dos o más segmentos de electrodo define una longitud de segmento, que es menor que la longitud del electrodo, y en donde la suma de todas las longitudes de segmento es mayor que la longitud del electrodo para garantizar al menos una superposición parcial de las conexiones de tejido establecidas por los segmentos de electrodo.

2. Sistema quirúrgico (10) según la reivindicación 1, **caracterizado por el hecho de que** el material médicamente compatible (13) comprende un material natural, en particular un material que se encuentra en tejidos naturales, preferiblemente en tejidos conectivos naturales.

20 3. Sistema quirúrgico (10) según la reivindicación 1 o 2, **caracterizado por el hecho de que** el material médicamente compatible (13) se origina a partir de un tejido biológico que se selecciona del grupo que comprende el esófago, piel como, por ejemplo, fascia, pericardio, uréter, tendones, ligamentos y combinaciones de los mismos.

25 4. Sistema quirúrgico (10) según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por el hecho de que** el material médicamente compatible (13) comprende un polímero de tejido conectivo, en particular una proteína de tejido conectivo o una proteína extracelular.

30 5. Sistema quirúrgico (10) según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por el hecho de que** el material médicamente compatible (13) comprende una proteína que se selecciona preferiblemente del grupo que comprende colágeno, gelatina, elastina, reticulina, laminina, fibronectina, fibrilina, albúmina, fragmentos de péptidos de las mismas, poliaminoácidos naturales, poliaminoácidos sintéticos, derivados de los mismos, sales de los mismos y combinaciones de los mismos.

35 6. Sistema quirúrgico (10) según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por el hecho de que** el material médicamente compatible (13) comprende colágeno, en particular colágeno fibrilar, preferiblemente seleccionado del grupo que comprende colágeno de los tipos I, II, III, V y/o VI.

40 7. Sistema quirúrgico (10) según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por el hecho de que** el material médicamente compatible (13) está formado de tal manera que puede transferirse entre los dos elementos de herramienta (14, 16; 138, 140).

45 8. Sistema quirúrgico (10) según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por el hecho de que** el material médicamente compatible (13) está formado de tal manera que puede aplicarse a un área de elemento de herramienta (32, 60; 170) de al menos uno de los dos elementos de herramienta (14, 16; 138, 140).

50 9. Sistema quirúrgico (10) según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por el hecho de que** el material médicamente compatible (13) se forma como un cuerpo, en particular como un cuerpo en forma de anillo, placa, disco, banda o en forma de U.

10. Sistema quirúrgico (10) según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por el hecho de que** el material médicamente compatible (13) es un material no tejido o un vellón, en particular un material no tejido unido por pulverización, una espuma, una esponja o una membrana.

55 11. Sistema quirúrgico (10) según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por el hecho de que** el material médicamente compatible (13) está provisto de aditivos, en particular sales, preferiblemente sales inorgánicas, más preferiblemente sales de metales alcalinos y/o metales alcalinotérreos, en particular preferiblemente haluros de metales alcalinos, haluros de metales alcalinotérreos, fosfatos de metales alcalinos, metales alcalinotérreos fosfatos, fosfatos mixtos de los mismos o combinaciones o mezclas de los mismos, por ejemplo seleccionados del grupo que comprende cloruro de sodio, cloruro de potasio, cloruro de bario, cloruro de magnesio, cloruro de calcio, fosfato de sodio, fosfato de potasio, fosfato de bario, fosfato de magnesio, fosfato de calcio, fosfatos mixtos de los mismos y combinaciones de los mismos.

12. Sistema quirúrgico (10) según la reivindicación 11, **caracterizado por el hecho de que** el aditivo comprende una proporción de entre el 0,1 % en peso y el 20 % en peso, en particular del 0,1 % en peso y el 10 % en peso, preferiblemente del 1 % en peso y el 5 % en peso, con respecto al peso total del material médicamente compatible (13).

5

13. Sistema quirúrgico (10) según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por el hecho de que** el material médicamente compatible (13) está separado espacial o físicamente del instrumento quirúrgico (12; 120).

10

14. Sistema quirúrgico (10) según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por el hecho de que** los elementos de herramienta (14, 16; 138, 140) están formados de modo que sean pivotables y/o desplazables uno con respecto al otro.

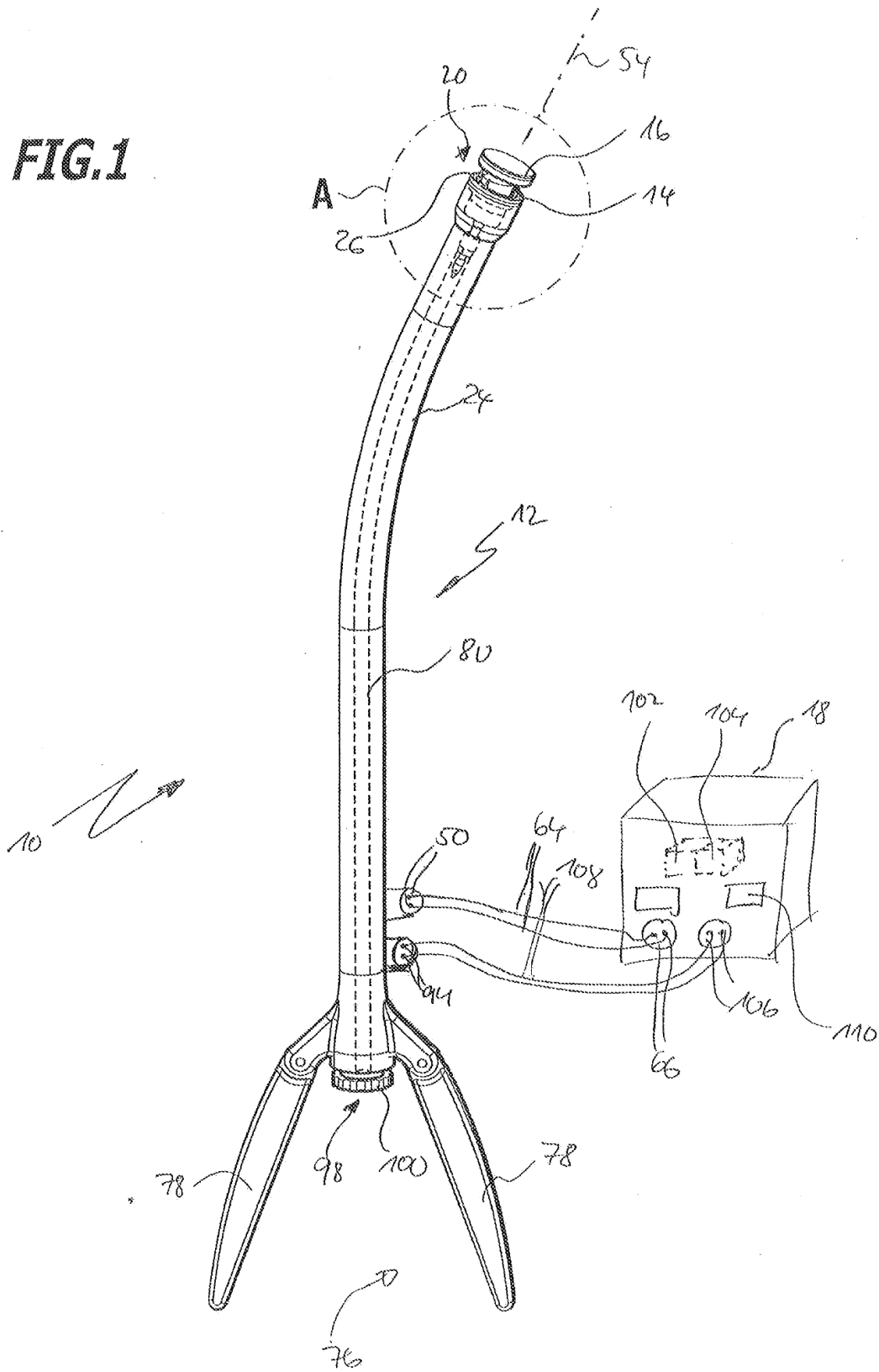
15

15. Sistema quirúrgico (10) según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por el hecho de que** los miembros de contacto (68), orientados en la dirección del segundo elemento de herramienta (16), sobresalen de un eje (24) del instrumento (12) y/o del primer elemento de herramienta (14) en la dirección del segundo elemento de herramienta (16), cuyos miembros pueden ponerse en contacto de manera que conduzcan la electricidad con los segmentos de electrodo (31) del segundo elemento de herramienta (16) en una posición de conexión de tejido y están a distancia de los segmentos de electrodo (31) del segundo elemento de herramienta (16) en una posición de aceptación de tejido.

20

16. Sistema quirúrgico (10) según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por el hecho de que** el instrumento (12; 120) comprende un elemento de corte, preferiblemente un elemento de corte de AF (88; 164), para cortar tejido.

FIG.1



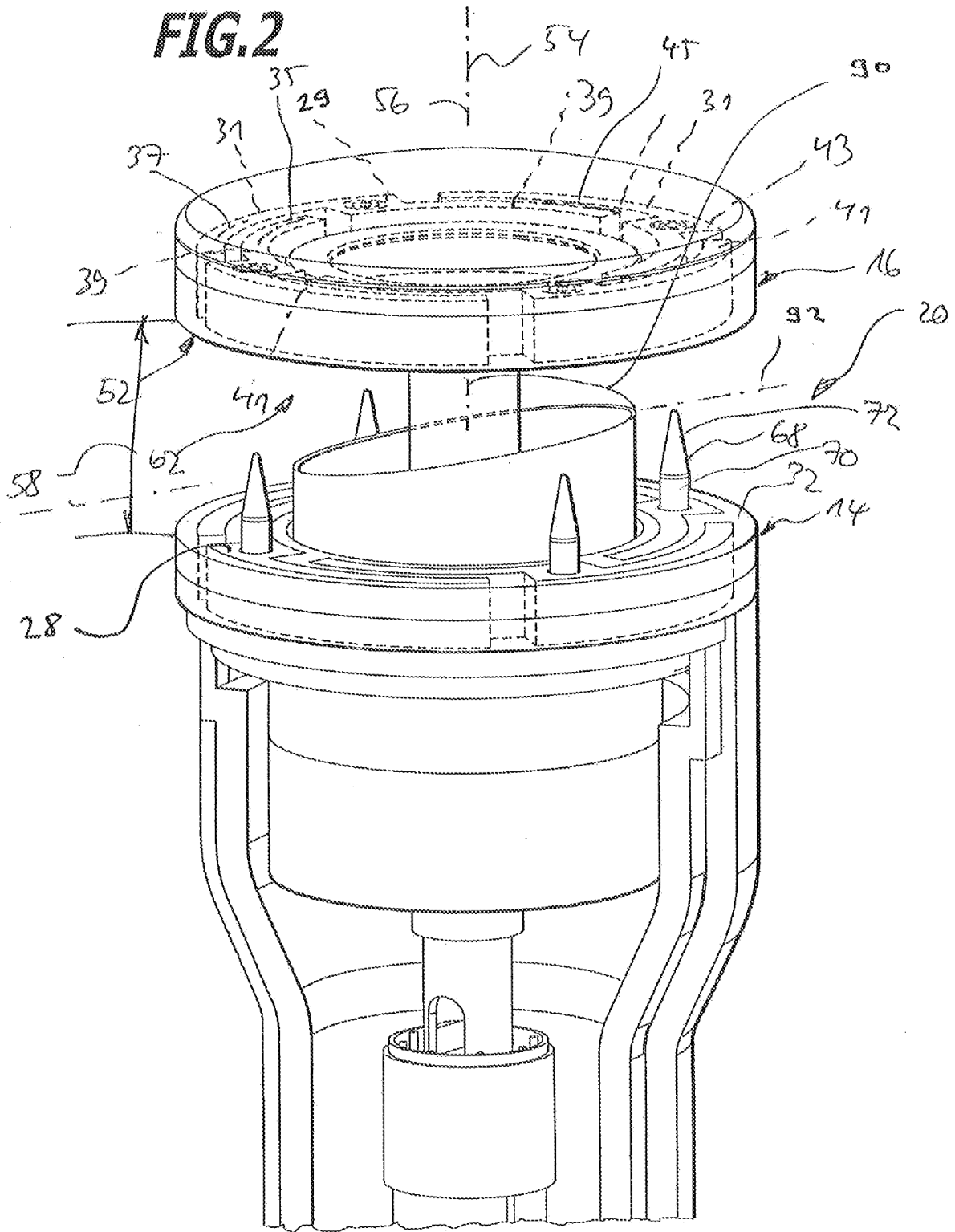


FIG.3

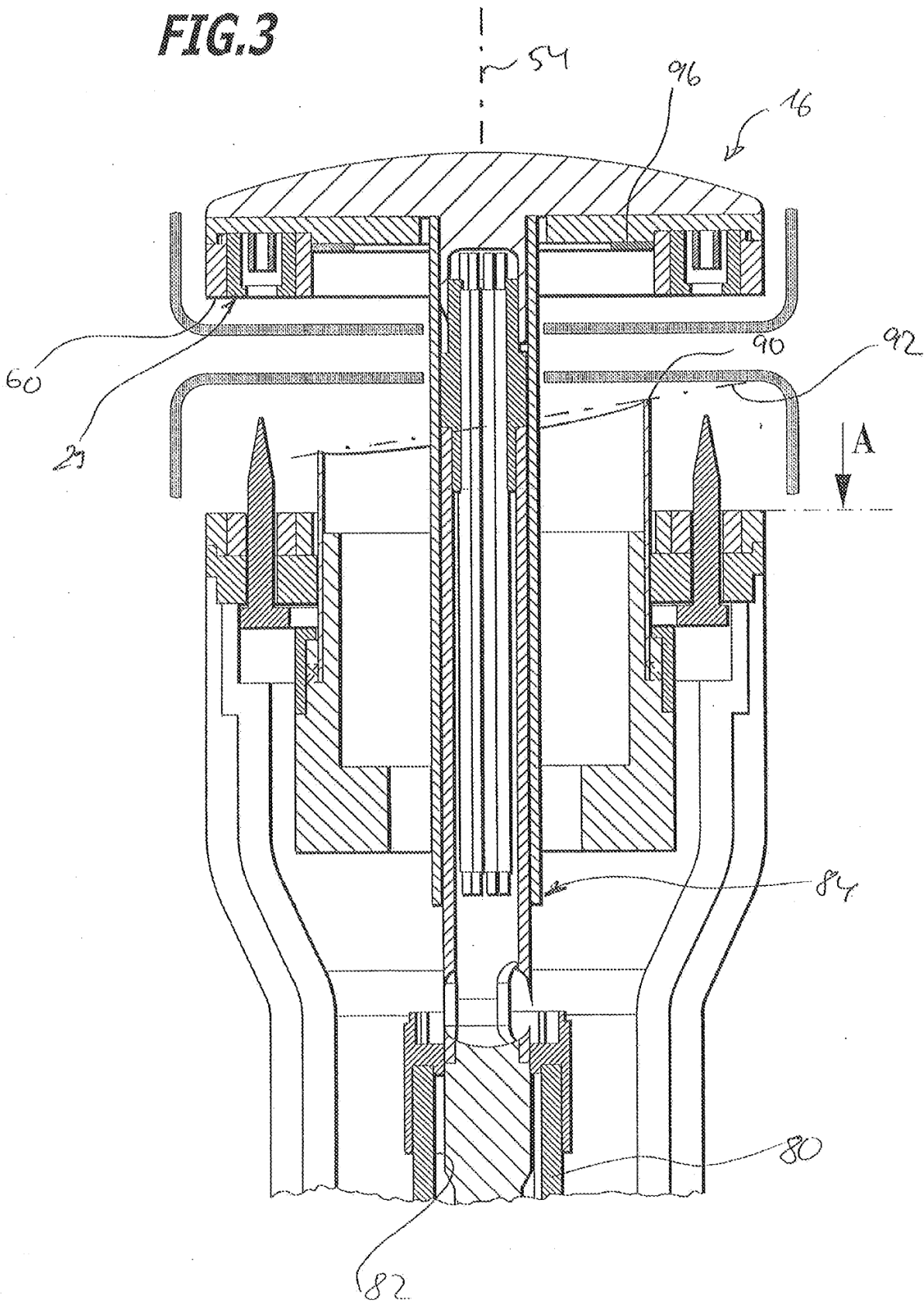


FIG.4

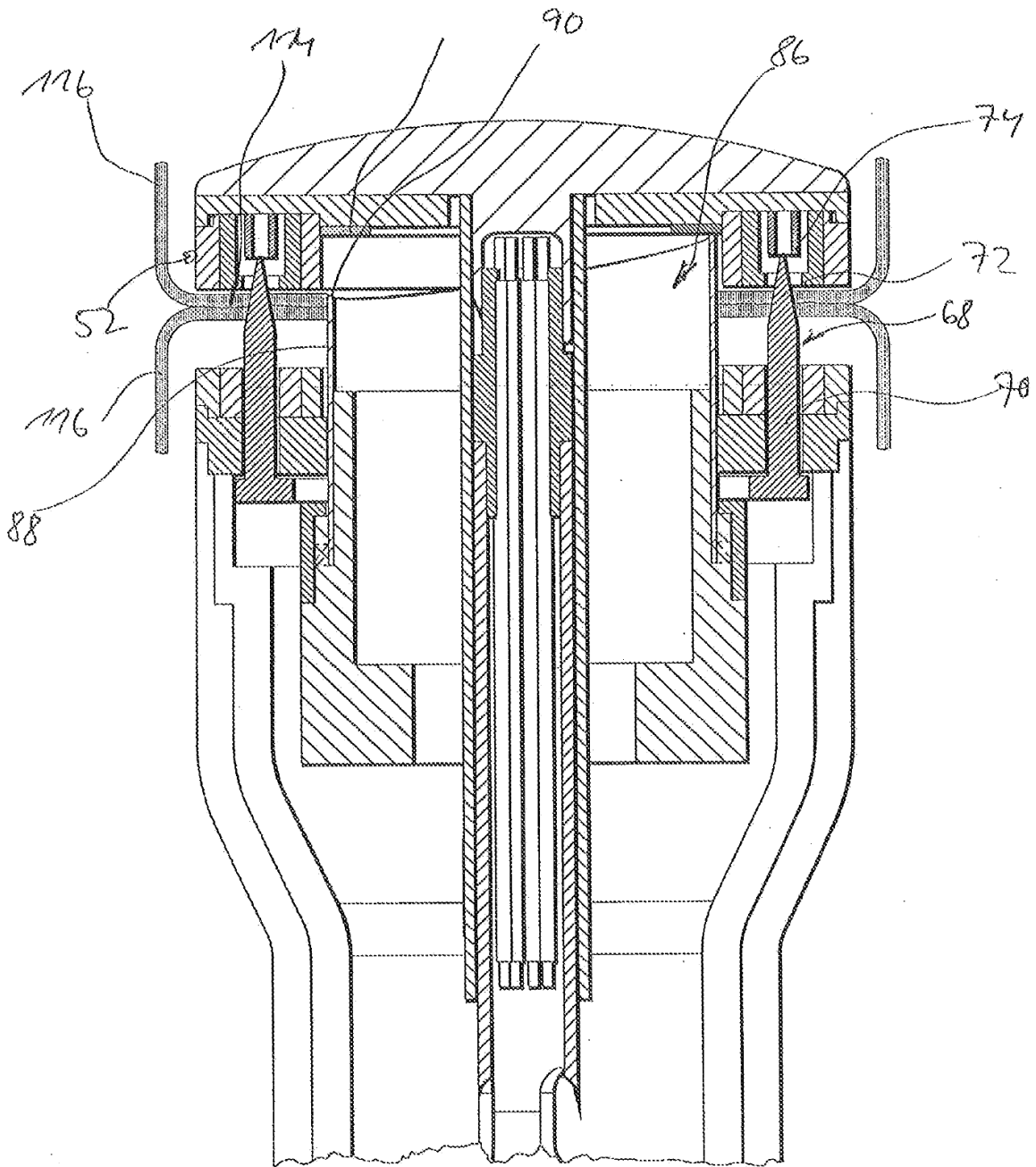
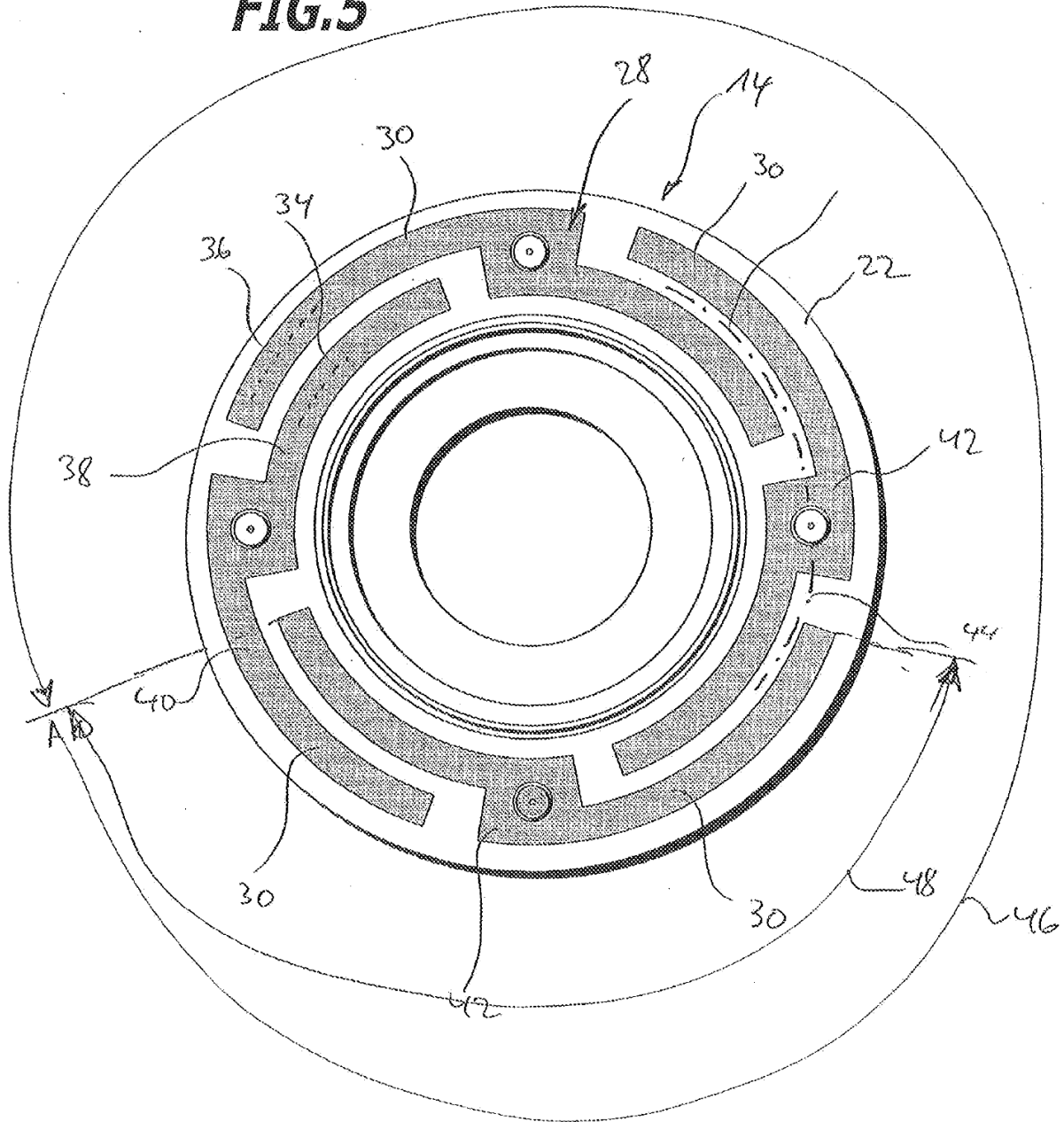


FIG.5



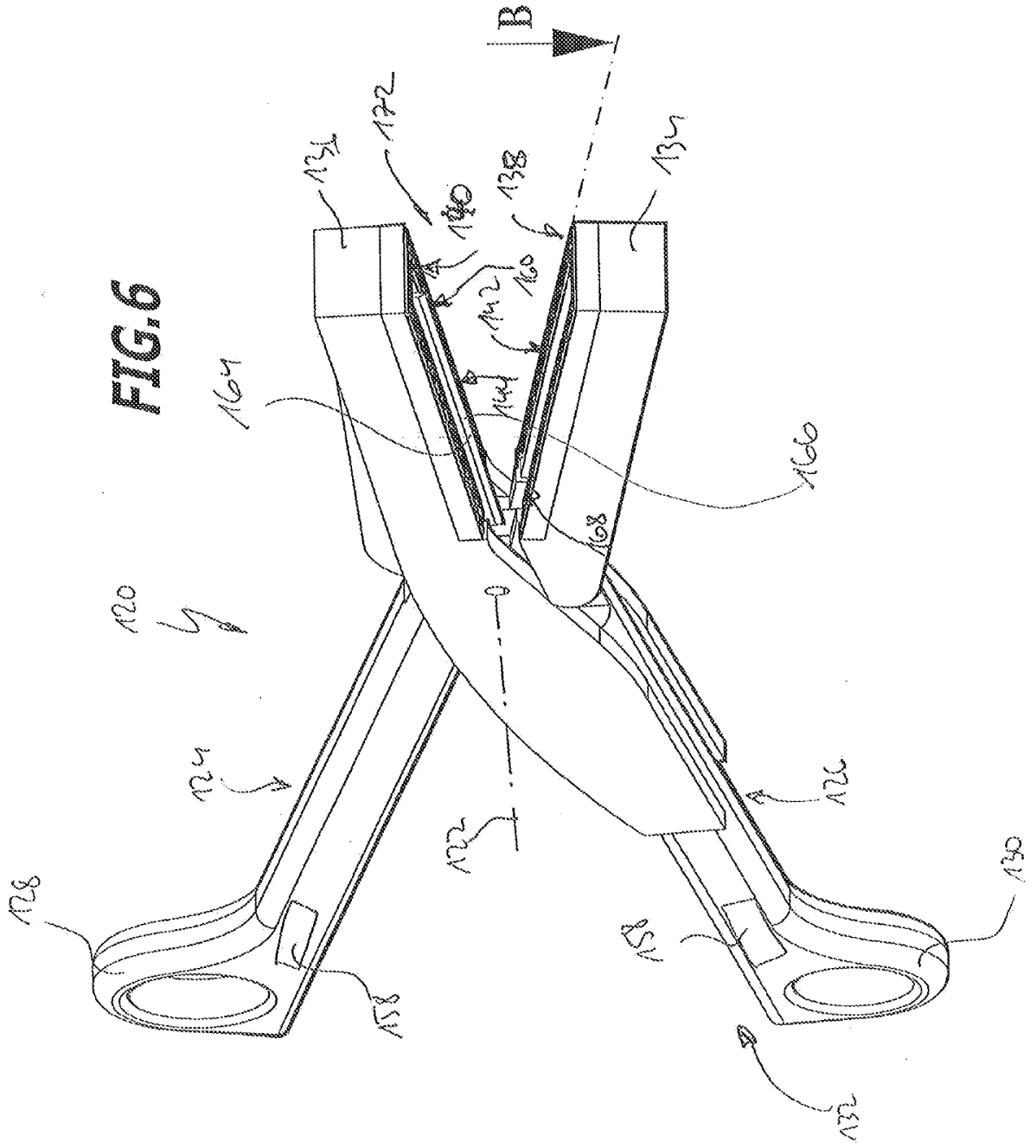


FIG. 6

FIG.7

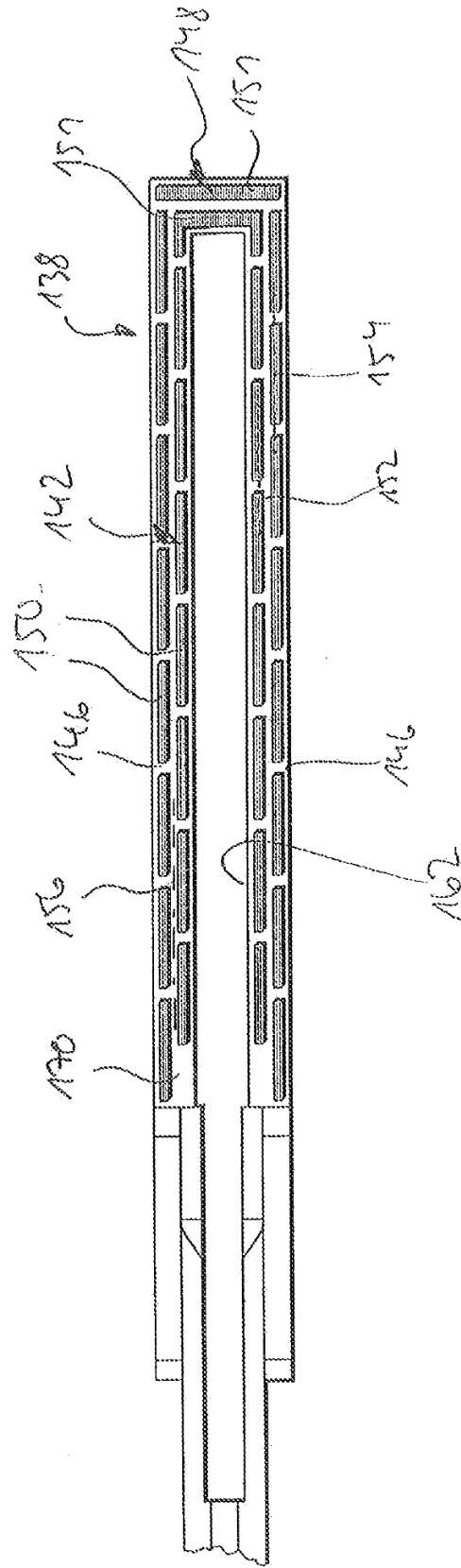


FIG.8

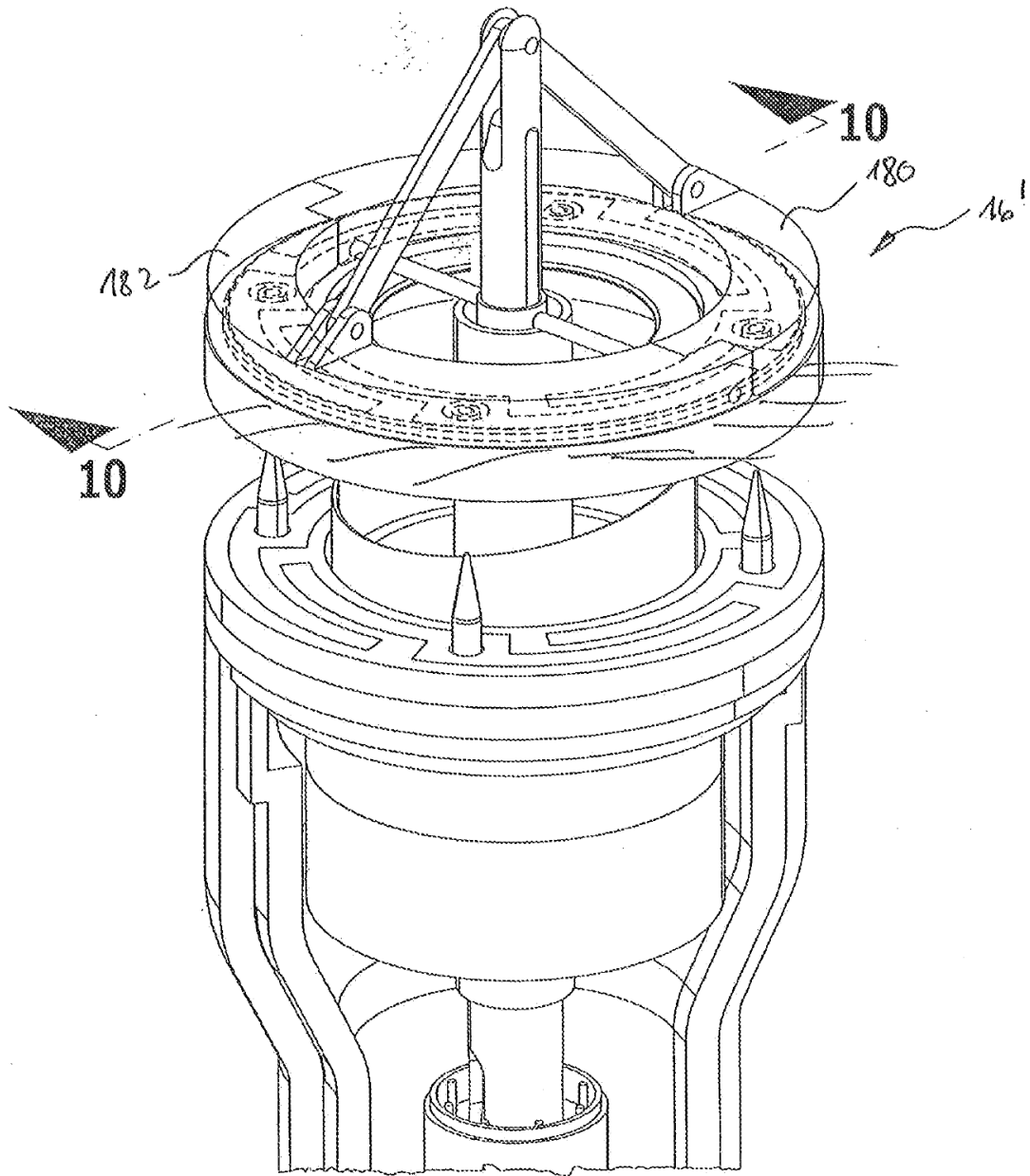
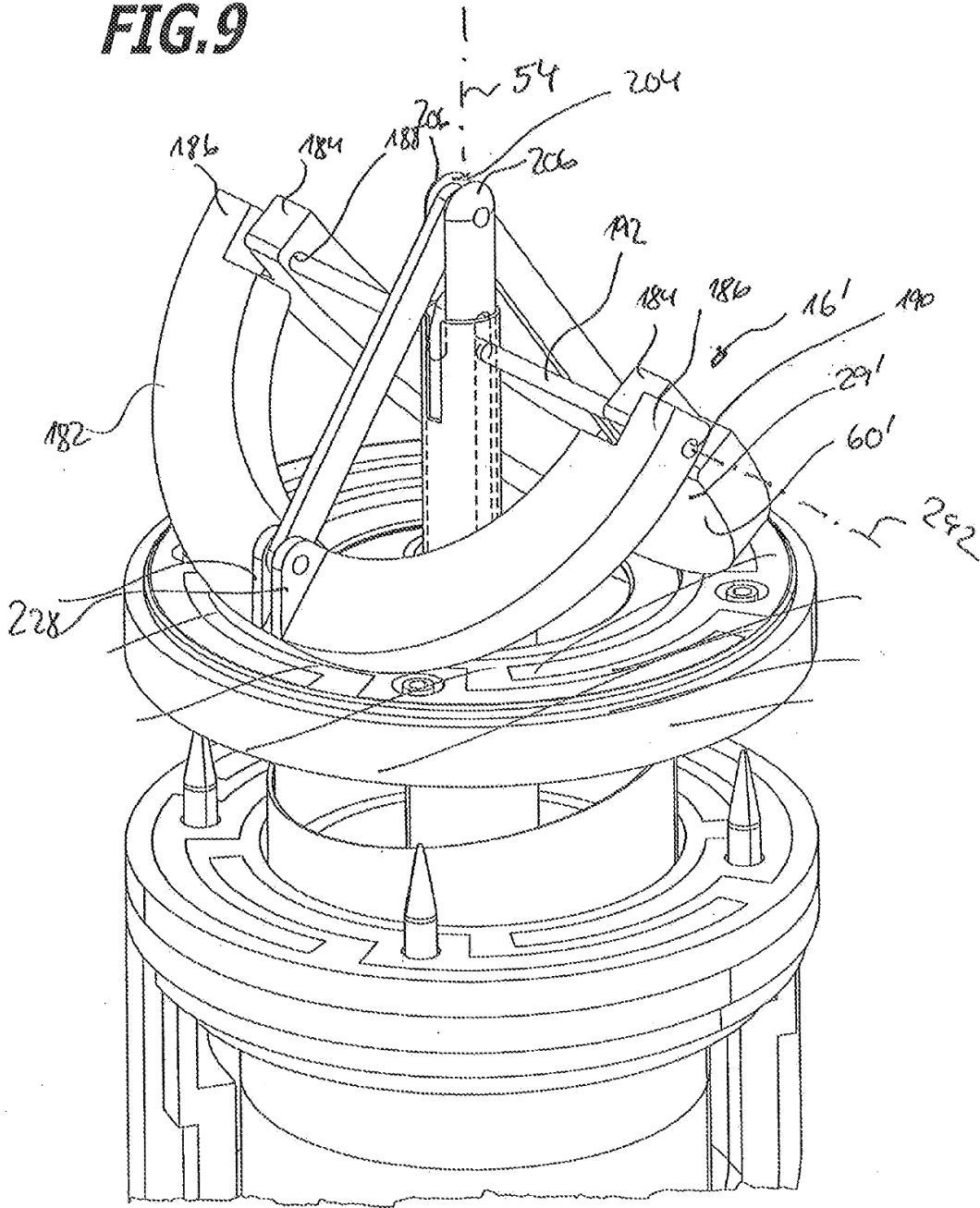


FIG.9



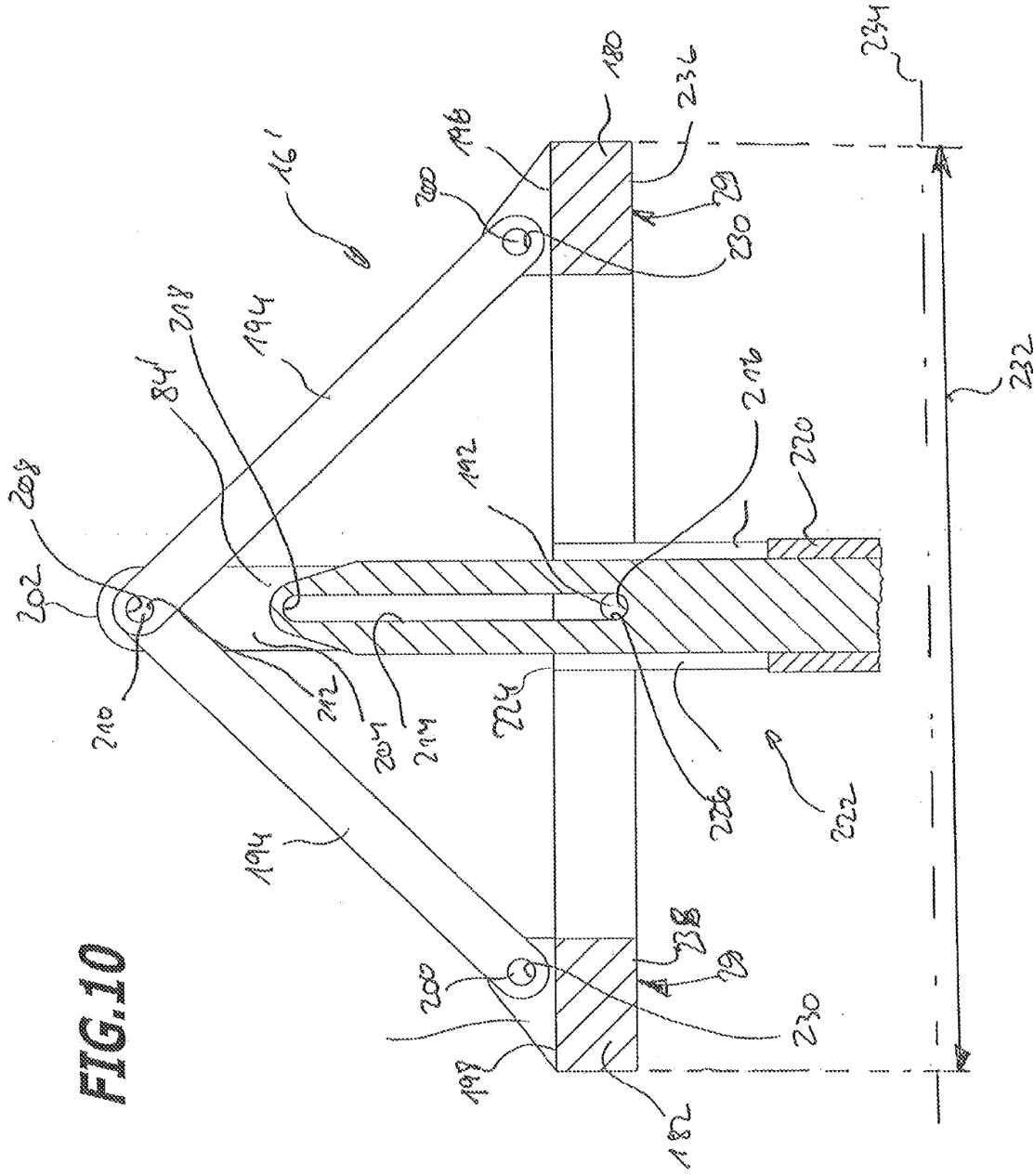


FIG.11

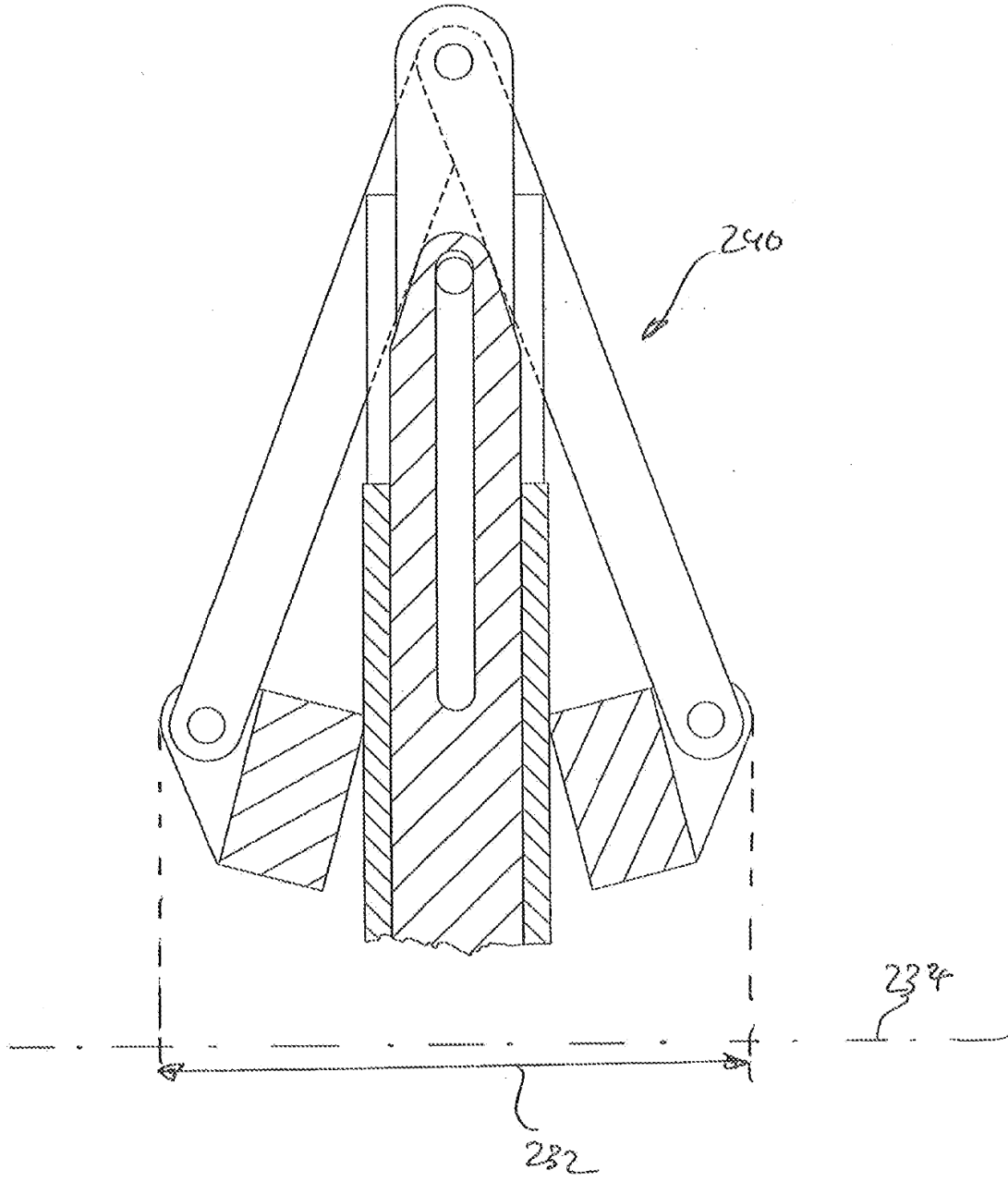


FIG.12

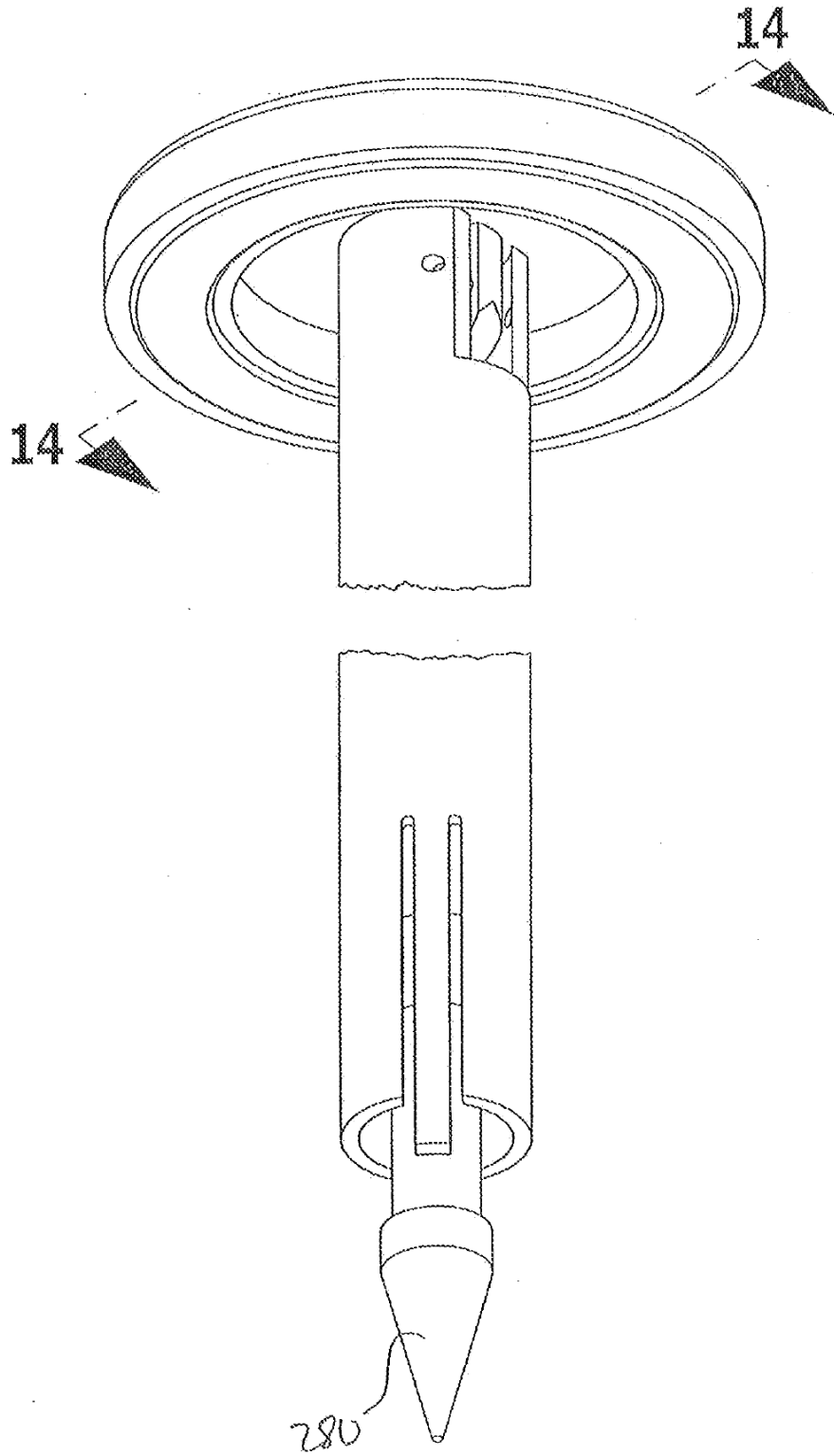
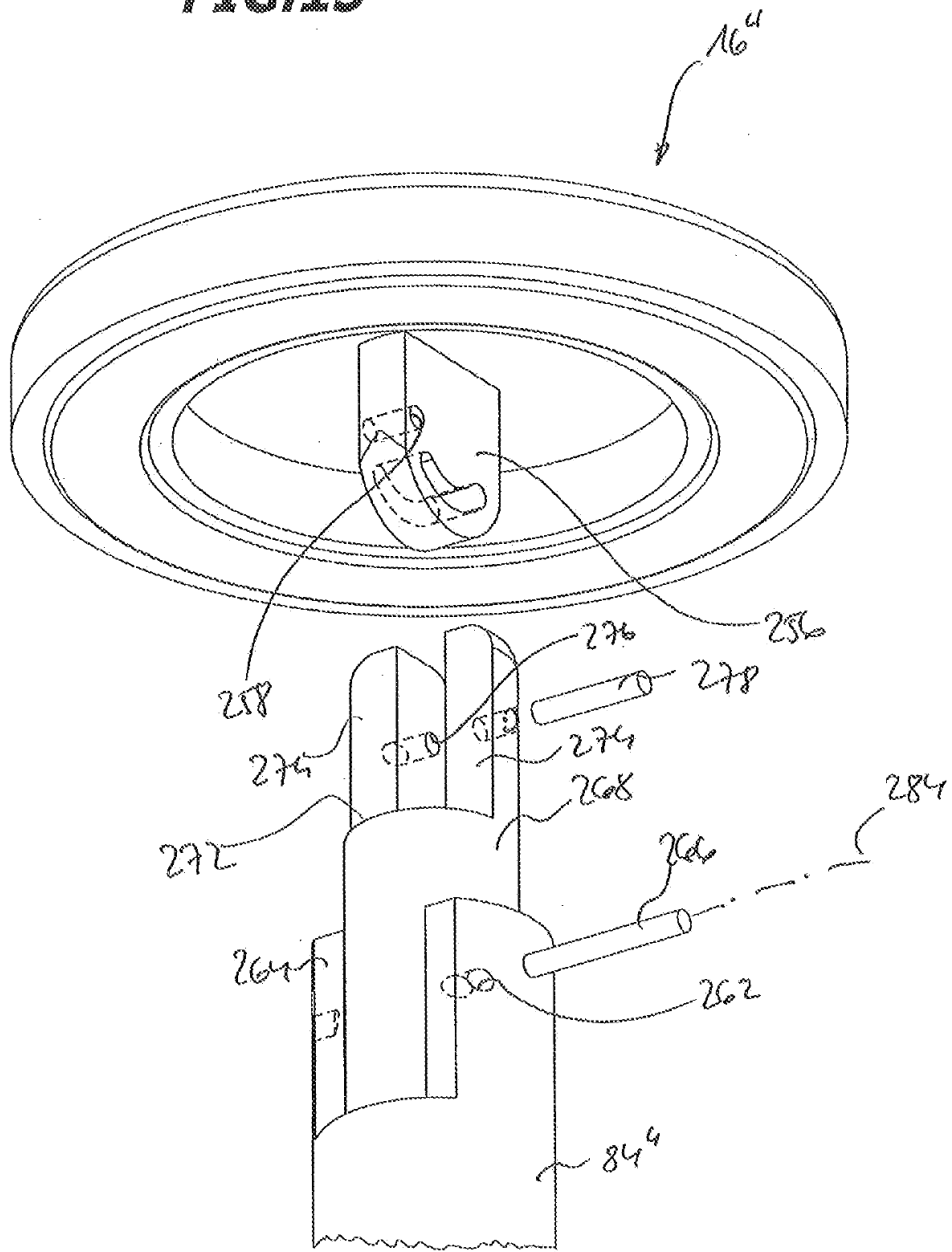


FIG. 13



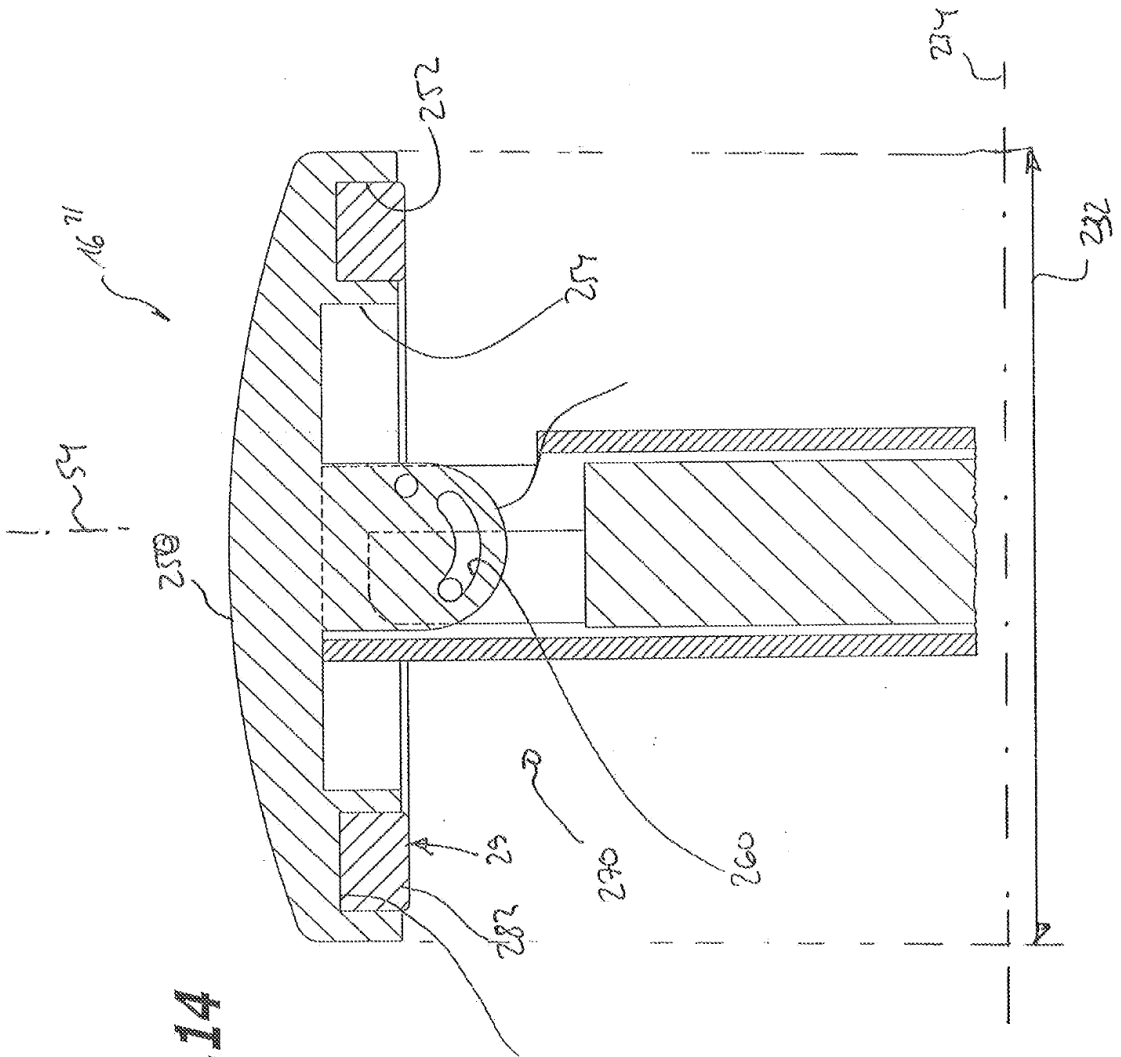


FIG.15

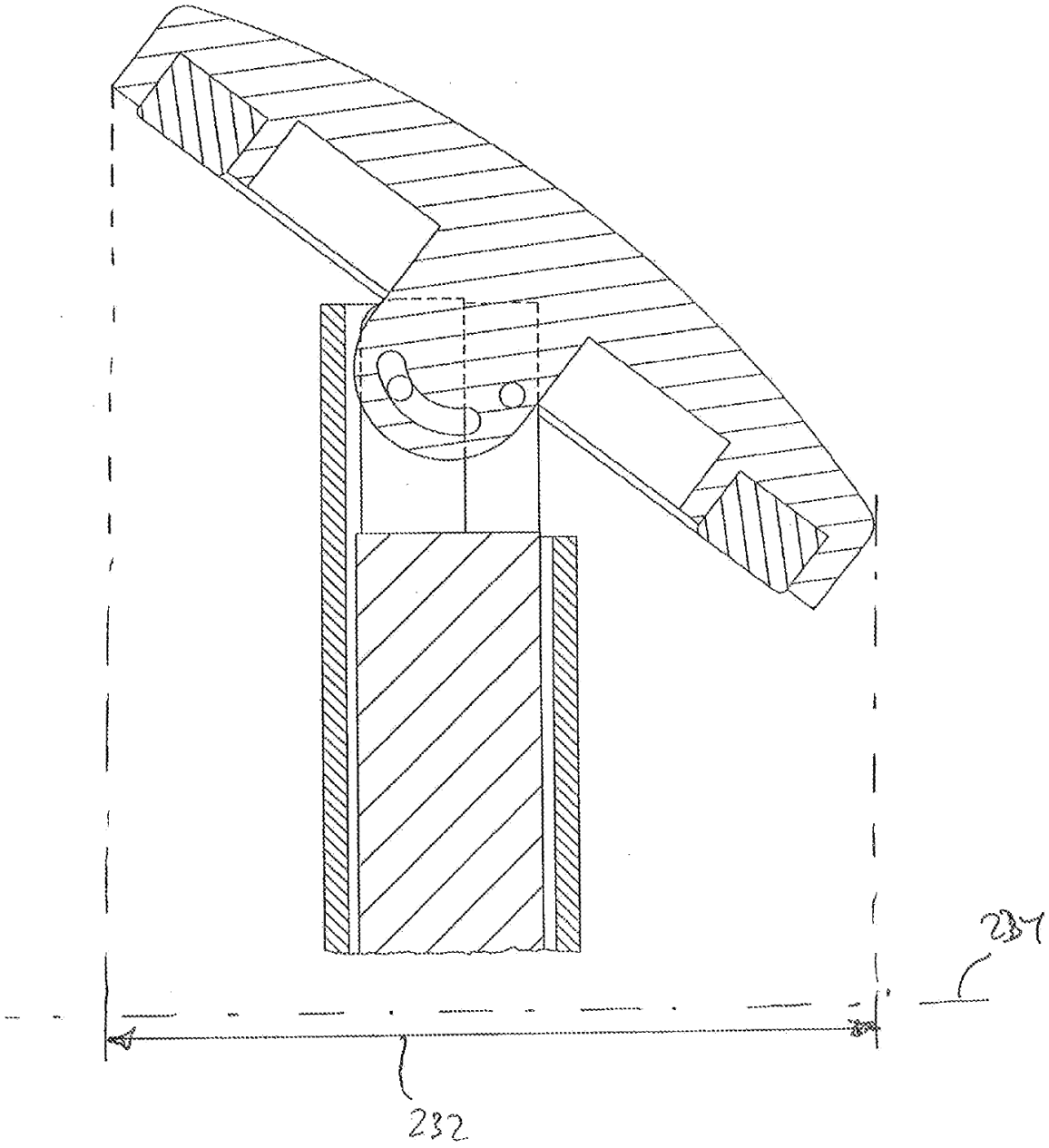


FIG.16

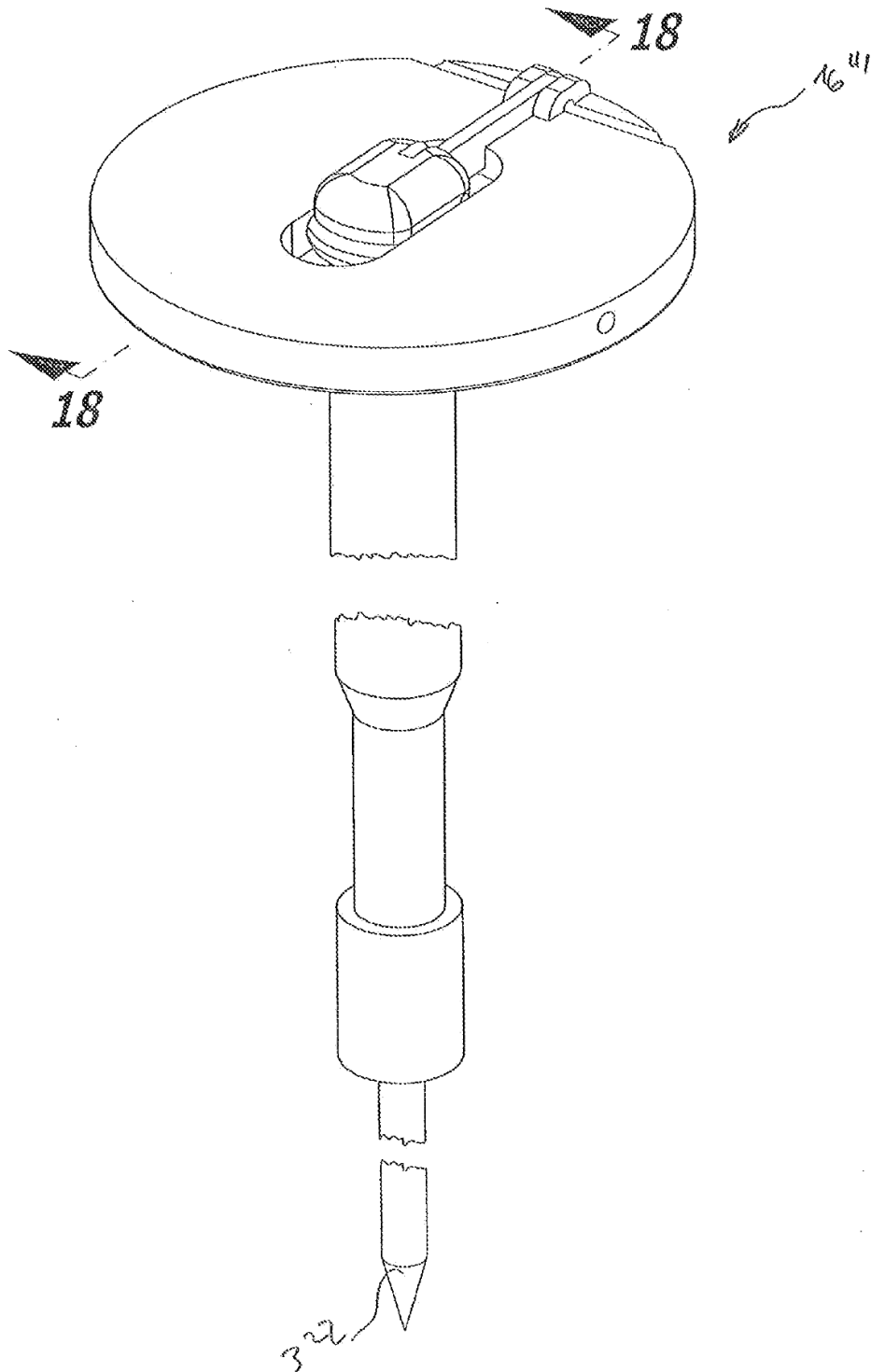


FIG.17

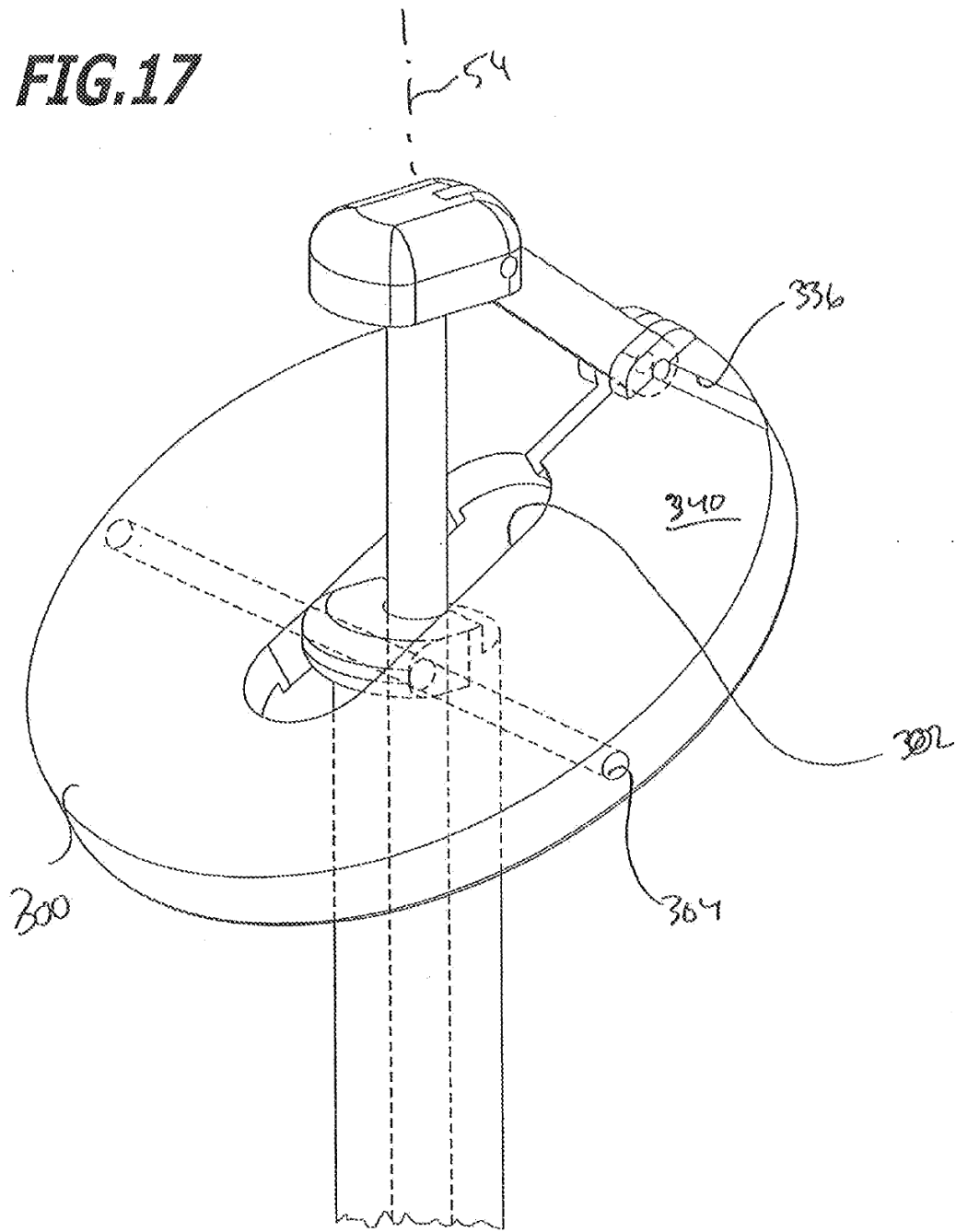


FIG.18

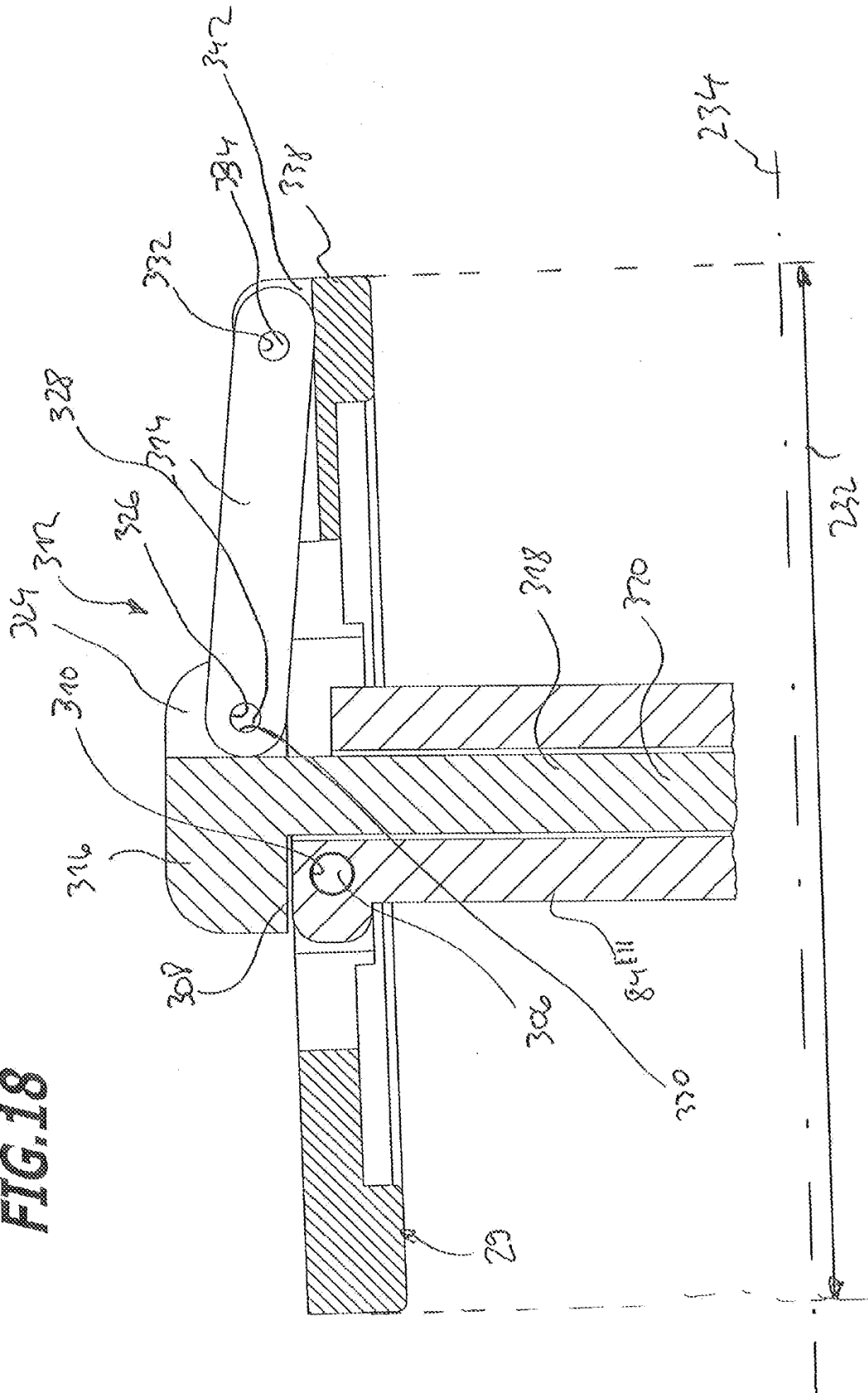
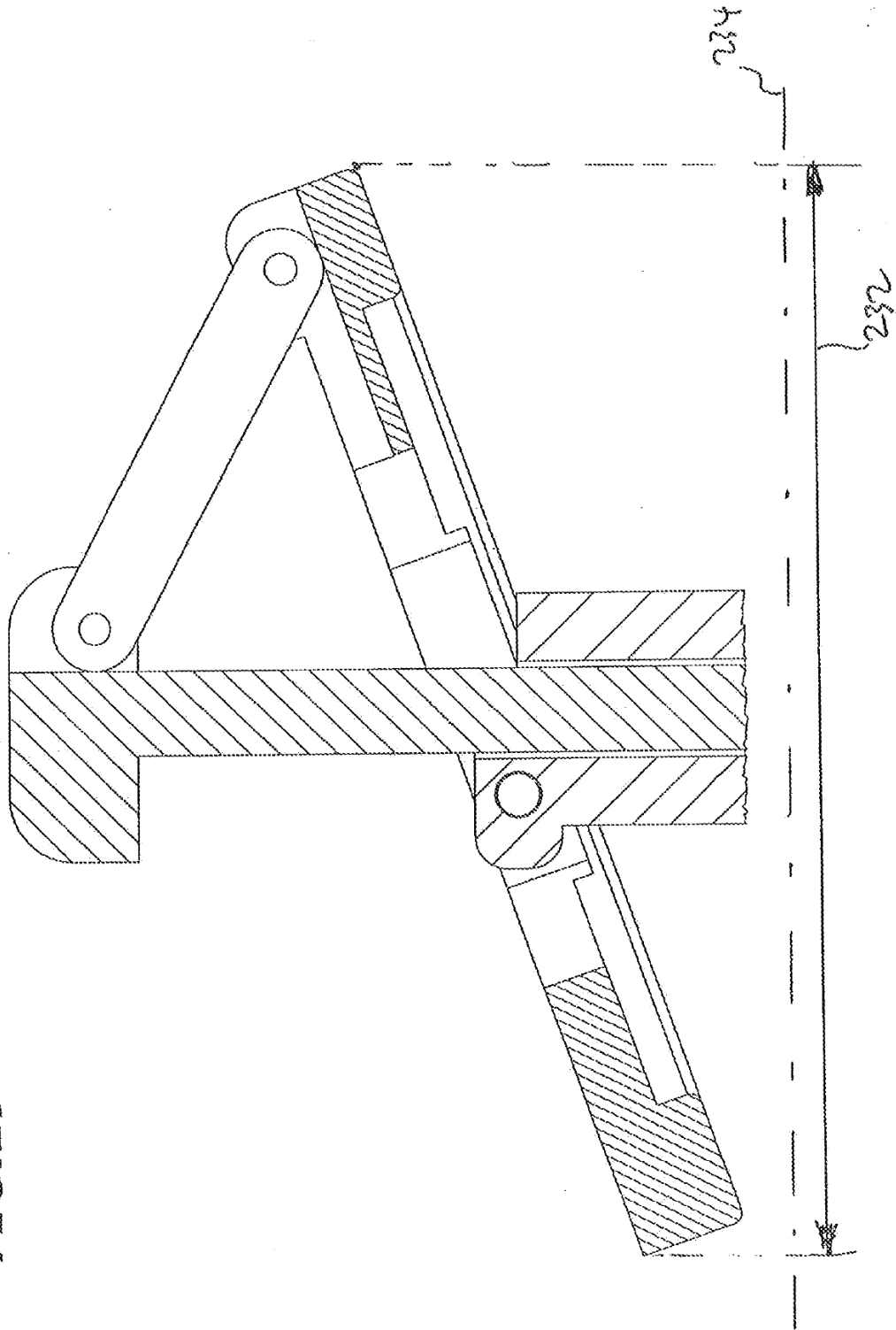


FIG.19



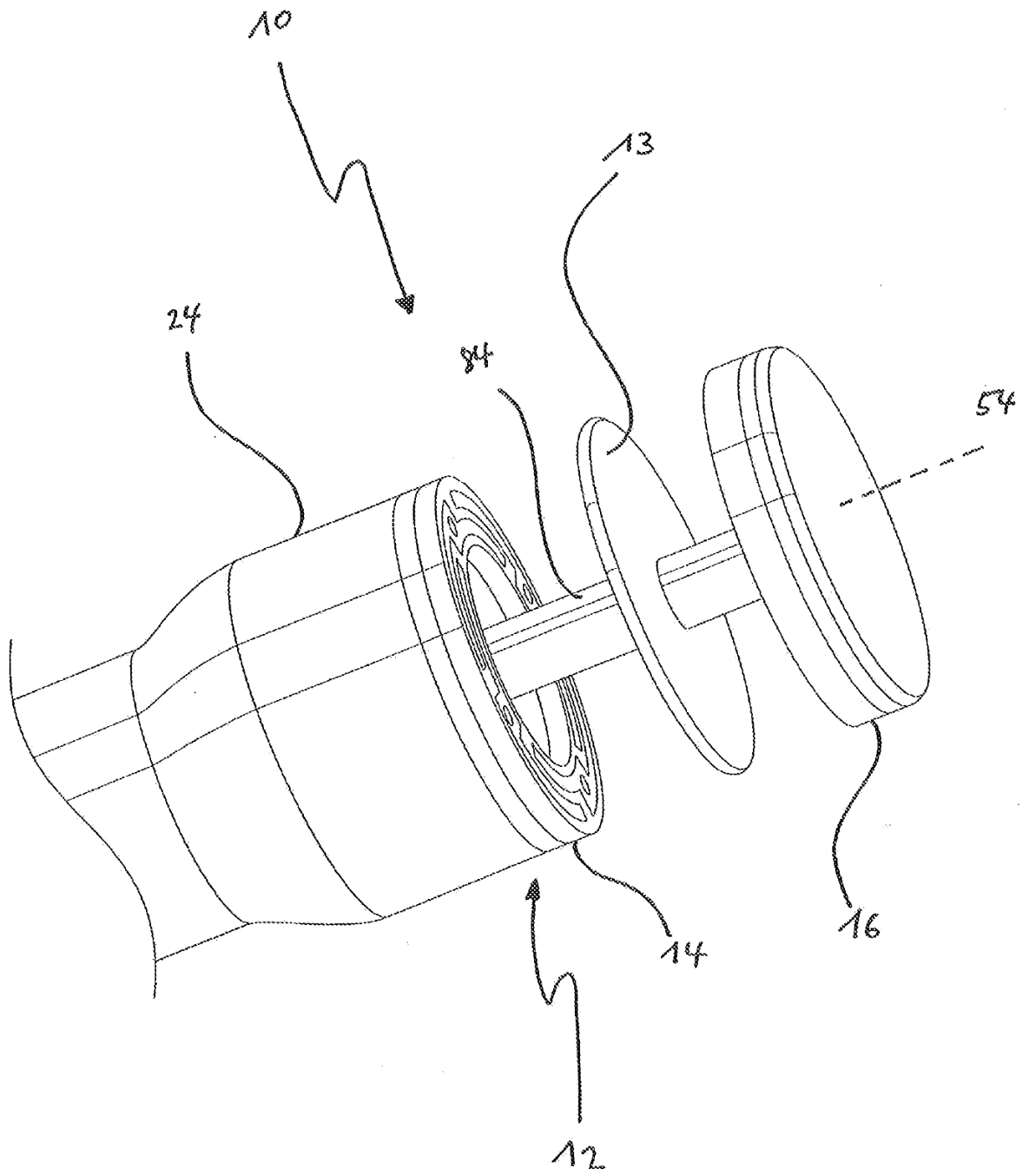


FIG. 20