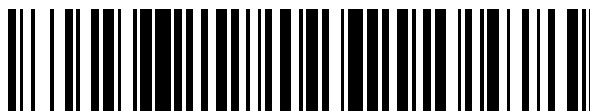


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 712 456**

51 Int. Cl.:

A61F 2/966 (2006.01)

A61F 2/95 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **11.12.2015 E 15816405 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **05.12.2018 EP 3206635**

54 Título: **Sistema para introducir y liberar un stent autoexpandible y unidad de accionamiento correspondiente**

30 Prioridad:

21.01.2015 DE 102015200963
25.09.2015 EP 15186801

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

13.05.2019

73 Titular/es:

JOLINE GMBH & CO. KG (100.0%)
Neue Rottenburger Strasse 50
72379 Hechingen, DE

72 Inventor/es:

EISOLD, GERD y
MAIER, JAN

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 712 456 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 para introducir y liberar un stent autoexpandible y unidad de accionamiento correspondiente

5 La invención se refiere a un sistema para introducir un stent autoexpandible comprimido especialmente en un vaso sanguíneo y liberar el stent especialmente en dicho vaso sanguíneo. La invención también se refiere a una unidad de accionamiento correspondiente.

10 Por el estado de la técnica se conocen diferentes tipos de stent. Especialmente, se conocen desde hace tiempo stents cortados por láser. Estos, sin embargo, se adaptan solo limitadamente a un lumen y se ha mostrado que al cabo de unos años se rompen dentro de un lumen. Por ello, se desarrollaron stents trenzados que no solo pueden insertarse en un lumen de forma más flexible y más fácil, sino que no se rompen dentro de un lumen ni siquiera años después de su inserción y se pueden fabricar de forma más económica. Estos stents trenzados se expanden en sentido radial al liberarse en un lumen y por tanto ensanchan un lumen y mantienen ensanchado el lumen. Sin embargo, durante la liberación cambia la posición de los stents especialmente a causa del cambio de la longitud y del diámetro.

20 Por el estado de la técnica ya se conocen además diferentes sistemas de introducción para stents autoexpandibles especialmente trenzados. Generalmente, se trata de sistemas de catéter, con cuya ayuda el stent se desliza hasta su lugar de inserción y después se expande por el hecho de que el stent se libera del catéter. Con este tipo de sistemas de introducción se implantan stents vasculares en vasos sanguíneos que están lesionados a causa de una enfermedad o similar o que están cerrados o angostados en su lumen, lo que perjudica fuertemente la función de los vasos. Por el estado de la técnica ya se conocen diferentes stents implantables que una vez implantados mantienen abiertos vasos sanguíneos, por ejemplo, arterias. Este tipo de stents tienen generalmente un cuerpo tubular que se introduce en el vaso sanguíneo y se fija en el punto correspondiente para ensanchar o mantener el lumen del vaso.

30 Para la implantación, el stent generalmente se comprime radialmente, de tal forma que se reduce notablemente su superficie de sección transversal, de manera que se puede introducir de forma relativamente sencilla en el vaso. Si el stent es un stent autoexpandible, por su elasticidad o efecto de resorte, al ser liberado se vuelve a expandir a su forma original tensando su superficie envolvente, de manera que esta se ciñe al vaso sanguíneo ensanchando o manteniendo el lumen del vaso sanguíneo.

35 Generalmente, los stents comprimidos radialmente se introducen en el vaso sanguíneo con la ayuda de catéteres y se llevan a una posición de destino. La posición correcta del stent puede controlarse especialmente a través de marcadores de rayos X.

40 Por el estado de la técnica ya se conocen además catéteres en los que los stents comprimidos están dispuestos dentro de un tubo flexible en forma de manguito que a causa de sus propiedades elásticas presiona el stent radialmente hacia dentro. El extremo proximal del stent queda sujeto axialmente por un tubo de tope. El tubo flexible en forma de manguito, la llamada funda de retirada, se retira tras el posicionamiento del stent dentro del vaso, estando el tubo de tope en contacto con el stent. Por consiguiente, el extremo proximal del stent se mantiene de forma inalterada durante la liberación. Durante la liberación, la funda de retirada que envuelve también el tubo de tope se retira del stent que durante ello puede expandirse y ceñirse al vaso sanguíneo. En una colocación de este tipo del stent se ha mostrado que resulta imposible posicionarlo exactamente, ya que la longitud del stent se reduce durante la liberación debido a la autoexpansión y por tanto el stent se desplaza. El documento DE102006004123A1 describe un dispositivo para introducir un stent autoexpandible en un vaso corporal, con un tubo flexible que mantiene comprimido el stent radialmente en una sección distal, con un elemento de deslizamiento guiado dentro del tubo flexible, con un extremo proximal en un extremo distal, estando guiado dentro del elemento de deslizamiento un soporte de stent con una punta. Además, el dispositivo presenta un mango que a su vez presenta una carcasa, a través de la que el elemento de deslizamiento está fijado al mango y dentro de la que está previsto un mango de tracción deslizable que está acoplado al tubo flexible, y además un elemento móvil guiado dentro de la carcasa del mango. El elemento móvil está acoplado al extremo proximal del elemento de deslizamiento de tal forma que por un movimiento del elemento deslizable en el sentido proximal, el elemento de deslizamiento puede guiarse en el sentido distal.

55 Con los sistemas de introducción convencionales, especialmente para stents trenzados, por lo tanto, generalmente no es posible, ni siquiera para usuarios muy experimentados, un posicionamiento del stent con una precisión milimétrica. Por ello existe la necesidad de un sistema de introducción especialmente para stents trenzados, con cuya ayuda los stents puedan posicionarse exactamente adoptando su posición de destino tras su liberación. La presente invención tiene el objetivo de remediar las desventajas mencionadas del estado de la técnica, haciendo posible especialmente una colocación del stent en el punto exacto con una expansión óptima.

60 Este objetivo se consigue con un sistema con las características de la reivindicación 1. Por consiguiente, el sistema comprende un catéter con un tubo flexible interior, con un tubo flexible central y con un tubo flexible exterior, extendiéndose el tubo flexible central por el tubo flexible exterior y extendiéndose el tubo flexible interior por el tubo flexible central. El stent comprimido está dispuesto de forma radialmente comprimida en una sección final distal del

catéter entre el tubo flexible interior y el tubo flexible exterior, extendiéndose radialmente alrededor del tubo flexible interior. Además, el tubo flexible central finaliza distalmente en el extremo proximal del stent. Para la liberación del stent, el tubo flexible exterior se puede deslizar en el sentido proximal y el tubo flexible central se puede deslizar en el sentido distal, de tal forma que el extremo distal del stent mantiene durante la liberación su posición de destino. La posición de destino puede estar comprendida dentro de un intervalo predefinido, especialmente entre 0 y 5 mm.

El stent autoexpandible puede ser especialmente un stent trenzado autoexpandible o un stent de alambre metálico o de hilo sintético, fabricado mediante otros procedimientos. Especialmente en los stents trenzados existe la problemática de que estos se expanden muy fuertemente durante la liberación y, por tanto, no adoptan su posición de destino tras su liberación. Sin embargo, un posicionamiento exacto es imprescindible o necesario desde el punto de vista médico.

Por el hecho de que está previsto que el catéter se compone de tres tubos flexibles, pudiendo deslizarse el tubo flexible exterior en el sentido proximal y el tubo flexible central en el sentido distal para liberar el stent, se consigue que la posición de destino del extremo distal del stent no cambie o cambie solo ligeramente durante la liberación. El elemento de guía en forma del tubo flexible interior se mantiene sin cambio, mientras que el tubo flexible central y el tubo flexible exterior pueden realizar un movimiento relativo con respecto al tubo flexible interior. La liberación del stent se realiza por tanto porque el tubo flexible exterior se retira en el sentido proximal del stent comprimido, mientras el tubo flexible central en el sentido distal desliza hacia delante, es decir, en el sentido distal, el extremo proximal del stent comprimido. El movimiento relativo del tubo flexible central y del tubo flexible exterior con respecto al tubo flexible central puede realizarse de forma síncrona o alternando.

En total, mediante el sistema según la invención se consigue que tras la liberación del stent, no solo el extremo distal del stent, sino también el extremo proximal del stent adopten su posición de destino y, por tanto, que el stent completo adopte su posición de destino tras su liberación. Por consiguiente, una vez liberado, el stent adopta su longitud deseada y por tanto su posición de destino total, mientras que según el estado de la técnica no se adopta/n o bien la posición de destino distal y/o la posición de destino proximal y/o la longitud deseada.

Para realizar los movimientos relativos correspondientes del tubo flexible exterior y del tubo flexible central con respecto al tubo flexible interior, en la zona proximal del catéter está prevista una unidad de accionamiento, colaborando la unidad de accionamiento con una sección de movimiento del tubo flexible exterior y con una sección de movimiento del tubo flexible central. Durante ello, el tubo flexible exterior se mueve en el sentido proximal, mientras que el tubo flexible central se mueve en el sentido distal, pudiendo realizarse el movimiento del tubo flexible exterior o del tubo flexible central por medio de la unidad de accionamiento de forma síncrona o alternando.

La unidad de accionamiento comprende un elemento de deslizamiento, pudiendo moverse de un lado a otro el elemento de deslizamiento en un primer sentido de movimiento de elemento de deslizamiento y en un segundo sentido de movimiento de elemento de deslizamiento, axialmente, es decir, especialmente en el sentido longitudinal de los tubos flexibles o del catéter. En el elemento de deslizamiento pueden estar dispuestos un primer medio de arrastre y un segundo medio de arrastre, colaborando el primer medio de arrastre con la sección de movimiento del tubo flexible exterior y colaborando el segundo medio de arrastre con la sección de movimiento del tubo flexible central. De esta manera, se puede proporcionar una unidad de accionamiento con una estructura especialmente sencilla. El movimiento del tubo flexible central y del tubo flexible exterior puede proporcionarse a través de un movimiento de deslizamiento del elemento de deslizamiento. Además, una persona que maneja la unidad de accionamiento puede controlar con gran precisión la liberación del stent moviendo el elemento de deslizamiento manualmente o de forma automatizada. Los medios de arrastre pueden ser lengüetas de engrane. Estas introducen una fuerza indirectamente o directamente en la sección de movimiento del tubo flexible central o del tubo flexible exterior.

Alternativamente, es posible que la unidad de accionamiento comprenda una rueda giratoria, presentando la rueda giratoria una primera sección de arrastre que engrana en el tubo flexible exterior, y presentando la rueda giratoria una segunda sección de arrastre que engrana en el tubo flexible central. De esta manera, girando la rueda giratoria se consigue un movimiento del tubo flexible exterior y del tubo flexible central. Por otra parte, también es posible que la unidad de accionamiento comprenda una primera rueda giratoria para accionar el tubo flexible exterior y una segunda rueda giratoria para accionar el tubo flexible central.

De manera ventajosa, la unidad de accionamiento comprende una carcasa. El elemento de deslizamiento puede estar dispuesto sobre una guía lineal de la carcasa. Además, es posible que el catéter esté introducido en la carcasa, colaborando el elemento de deslizamiento en una primera sección de carcasa con la sección de movimiento del tubo flexible exterior, y colaborando el elemento de deslizamiento en una segunda sección de carcasa con la sección de movimiento del tubo flexible central. Por consiguiente, la primera sección de carcasa y la segunda sección de carcasa pueden estar dispuestas una al lado de otra transversalmente con respecto al sentido de movimiento del elemento de deslizamiento, colaborando el primer medio de arrastre con la sección de movimiento del tubo flexible exterior en la zona de la primera sección de carcasa, mientras que el segundo medio de arrastre colabora en la zona de la segunda sección de carcasa con la sección de movimiento del tubo flexible central.

El extremo proximal del tubo flexible exterior puede estar situado entre la primera sección de carcasa y la segunda sección de carcasa. Por otra parte, también es posible que el extremo proximal del tubo flexible exterior esté situado en la zona de la primera sección de carcasa. Por consiguiente, es posible que el catéter esté introducido en la carcasa, pasando por la primera sección de carcasa, hasta la segunda sección de carcasa, estando situado el extremo proximal del tubo flexible exterior en el sentido distal delante de la segunda sección de carcasa, de manera que el segundo medio de arrastre del elemento de deslizamiento puede colaborar en la zona de la segunda sección de carcasa con la sección de movimiento del tubo flexible central.

Preferentemente, la sección de movimiento del tubo flexible exterior y/o del tubo flexible central presenta un elemento de espiral o un elemento de cremallera. Especialmente, es posible que el elemento de espiral esté dispuesto extendiéndose radialmente alrededor del tubo flexible exterior o del tubo flexible central. De esta manera, se puede proporcionar un mejor acoplamiento de movimiento entre el elemento de deslizamiento y el tubo flexible exterior o el tubo flexible central, haciendo posible una introducción óptima de fuerza lineal.

Ha resultado ser especialmente ventajoso si un tubo flexible termorretráctil está aplicado por contracción extendiéndose alrededor de la sección de movimiento del tubo flexible exterior y/o de la sección de movimiento del tubo flexible central, pudiendo estar dispuesto un elemento de espiral entre el tubo flexible termorretráctil y la sección de movimiento del tubo flexible central o la sección de movimiento del tubo flexible exterior. Especialmente, si un elemento de espiral está dispuesto extendiéndose alrededor de la sección de movimiento, se puede conseguir un acoplamiento de movimiento aún mejor, ya que a causa del tubo flexible termorretráctil aplicado por contracción el elemento de espiral no es o solo es poco flexible elásticamente en el sentido longitudinal.

Según una forma de realización especialmente preferible de la invención, el sistema presenta un primer medio de retención y un segundo medio de retención, el primer medio de retención en con la sección de movimiento del tubo flexible exterior y colaborando el segundo medio de retención con la sección de movimiento del tubo flexible central. Los medios de retención pueden estar dispuestos dentro de la carcasa de la unidad de accionamiento. La fuerza de retención que el primer medio de retención ejerce sobre la sección de movimiento del tubo flexible exterior es, en un sentido de movimiento de elemento de deslizamiento, mayor que la fuerza de arrastre que el primer elemento de arrastre ejerce sobre la sección de movimiento del tubo flexible exterior. Además, la fuerza de retención que el segundo medio de retención ejerce sobre la sección de movimiento del tubo flexible central es, en un sentido de movimiento de elemento de deslizamiento, mayor que la fuerza de arrastre que el segundo elemento de arrastre ejerce sobre la sección de movimiento del tubo flexible central. De esta manera, se consigue que solo un sentido de movimiento del elemento de deslizamiento constituye un sentido de arrastre de tubo flexible exterior en el que existe un acoplamiento de movimiento entre la sección de movimiento del tubo flexible exterior y el elemento de deslizamiento y que solo un sentido de movimiento del elemento de deslizamiento constituye un sentido de arrastre de tubo flexible central en el que existe un acoplamiento de movimiento entre la sección de movimiento del tubo flexible central y el elemento de deslizamiento. De esta manera, el stent autoexpandible puede liberarse poco a poco de forma controlada, moviendo el elemento de deslizamiento de un lado a otro y, por tanto, moviendo paulatinamente el tubo flexible exterior en el sentido proximal y el tubo flexible central en el sentido distal.

El sentido de arrastre de tubo flexible exterior puede corresponder al sentido de arrastre de tubo flexible central, de manera que el movimiento del elemento de deslizamiento cause un movimiento síncrono del tubo flexible exterior en el sentido proximal y del tubo flexible central en el sentido distal. Por otra parte, también es posible que el sentido de arrastre de tubo flexible exterior esté opuesto al sentido de arrastre de tubo flexible central, de manera que por medio del elemento de deslizamiento pueden deslizarse alternando el tubo flexible exterior en el sentido proximal y el tubo flexible central en el sentido distal. En el sentido contrario al sentido de arrastre de tubo flexible exterior (sentido de ralenti de tubo flexible exterior), el primer medio de arrastre del elemento de deslizamiento, que colabora con la sección de movimiento del tubo flexible exterior, se mueve en ralenti sobre la sección de movimiento, y especialmente si los medios de arrastre son lengüetas de engrane, las lengüetas de engrane se hacen pasar "por tracción" sobre la sección de movimiento. Lo mismo es válido para el segundo medio de arrastre, si el elemento de deslizamiento se mueve en el sentido contrario al sentido de arrastre de tubo flexible central (sentido de ralenti de tubo flexible central). Los medios de retención pueden ser especialmente lengüetas de fijación. Las lengüetas de fijación pueden ser especialmente piezas de chapa y extenderse transversalmente con respecto al sentido de movimiento axial del elemento de deslizamiento. Entonces, el extremo libre de las lengüetas de fijación colabora con la sección de movimiento del tubo flexible central o del tubo flexible exterior, especialmente a través de los elementos de espiral. En sentido contrario al sentido de arrastre de tubo flexible central o de tubo flexible exterior, las lengüetas de fijación sustancialmente no pueden doblarse elásticamente y por consiguiente bloquean un movimiento del tubo flexible exterior o del tubo flexible central. Sin embargo, cuando a través de la sección de movimiento del tubo flexible exterior o del tubo flexible central, o a través de los elementos de espiral dispuestos en estos, actúan fuerzas transversales en el sentido de arrastre de tubo flexible exterior o de tubo flexible central en las lengüetas de fijación, estas se doblan elásticamente liberando el movimiento del tubo flexible exterior o del tubo flexible central.

Para conseguir un efecto de bloqueo en sentido contrario al sentido de arrastre de tubo flexible exterior o al sentido de arrastre de tubo flexible central, especialmente si los medios de retención son lengüetas de fijación, es posible que estén previstos un primer medio de contacto para el primer medio de retención y un segundo medio de contacto

para el segundo medio de retención, de tal forma que el primer medio de retención es en el sentido de arrastre de tubo flexible exterior más flexible elásticamente que en el sentido contrario a este, y de tal forma que el segundo medio de retención es en el sentido de arrastre de tubo flexible central más flexible elásticamente que en el sentido contrario a este. Esto se consigue de tal forma que el primer medio de retención o el segundo medio de retención están en contacto con el primer medio de contacto o con el segundo medio de contacto y solo pueden apartarse doblándose elásticamente de los medios de contacto. Especialmente si la primera o la segunda sección de movimiento presentan un elemento de espiral o un elemento de cremallera se puede conseguir un efecto de bloqueo especialmente efectivo, ya que los medios de retención pueden engranar directamente en los resortes helicoidales o en los elementos de cremallera y producir de esta manera eficazmente un bloqueo de las secciones de movimiento.

Además, ha resultado ser deseable que el sentido de arrastre de tubo flexible exterior y el sentido de arrastre de tubo flexible central puedan invertirse. Por consiguiente, es posible que el primer medio de contacto presente un primer nervio de contacto y un segundo nervio de contacto para el primer medio de retención, y que el segundo medio de contacto presente un primer nervio de contacto y un segundo nervio de contacto para el segundo medio de retención. En una primera posición de conmutación, el primer y el segundo medio de retención están en contacto respectivamente con uno de los dos nervios de contacto, mientras que, en la segunda posición de conmutación, el primer medio de retención y el segundo medio de retención están en contacto respectivamente con el otro de los dos nervios de contacto. El primer y el segundo medio de retención pueden ser conmutables, uno en función de otro o independientemente entre sí, entre la primera y la segunda posición de conmutación. Especialmente, es posible que los medios de retención estén dispuestos en un elemento de deslizamiento de medio de retención. El elemento de deslizamiento de medio de retención puede estar dispuesto en una guía lineal en la carcasa de la unidad de accionamiento, de manera que por un movimiento del elemento de deslizamiento de medio de retención es posible una conmutación síncrona de los medios de retención de la primera posición de conmutación a la segunda posición de conmutación. Para la liberación del stent se adopta la posición de conmutación en la que el tubo flexible exterior se mueve en el sentido proximal y el tubo flexible central se mueve en el sentido distal.

Asimismo, es posible que en el elemento de deslizamiento estén dispuestos un primer medio de contacto para el contacto del primer medio de arrastre y un segundo medio de contacto para el contacto del segundo medio de arrastre. Por consiguiente, el primer medio de arrastre puede ponerse en contacto con el primer medio de contacto y, por tanto, es más flexible elásticamente en el sentido contrario al sentido de arrastre de tubo flexible exterior que en el sentido de arrastre de tubo flexible exterior. Lo mismo es válido para el segundo medio de arrastre, de manera que este es más flexible elásticamente en el sentido contrario al sentido de arrastre de tubo flexible central que en este.

Por una parte, es posible que estén previstos medios de contacto tanto para los medios de arrastre como para los medios de retención. Por otra parte, también es posible que los medios de retención proporcionen en ambos sentidos de movimiento del elemento de deslizamiento una fuerza de retención constante, mientras que la previsión de los medios de contacto en el elemento de deslizamiento hace que la fuerza de arrastre del primer medio de arrastre o del segundo medio de arrastre sea mayor en un sentido de movimiento del elemento de deslizamiento que en el otro.

Asimismo, también es posible que una inversión del sentido de arrastre de tubo flexible exterior o el sentido de arrastre de tubo flexible central se consiga porque el primer medio de contacto o el segundo medio de contacto del elemento de deslizamiento presentan un primer y un segundo nervio de contacto, pudiendo conmutarse el primer medio de arrastre y el segundo medio de arrastre entre una primera y una segunda posición de conmutación, estando el primer y el segundo medio de arrastre, en una primera posición de conmutación, respectivamente en contacto con uno de los dos nervios de contacto, y estando el primer y el segundo medio de arrastre, en una segunda posición de conmutación, respectivamente en contacto con el otro de los dos nervios de contacto. El primer y el segundo medio de arrastre pueden ser conmutables, uno en función de otro o independientemente entre sí, entre la primera y la segunda posición de conmutación. Especialmente, es posible que los medios de arrastre estén dispuestos en un elemento de deslizamiento de medio de arrastre deslizable y que puedan ser desplazados independientemente entre sí, de forma síncrona, por el elemento de deslizamiento de medio de arrastre entre la primera posición de conmutación y la segunda posición de conmutación. Para la liberación del stent se adopta la posición de conmutación en la que el tubo flexible exterior se mueve en el sentido proximal y el tubo flexible central se mueve en el sentido distal.

Según otra forma de realización especialmente ventajosa de la invención, el elemento de deslizamiento presenta un primer medio de sujeción y/o un segundo medio de sujeción, estando dispuesto el primer medio de arrastre en el primer medio de sujeción y/o estando dispuesto el segundo medio de arrastre en el segundo medio de sujeción. El elemento de deslizamiento presenta un par de nervios de arrastre, estando dispuestos el primer medio de sujeción o el segundo medio de sujeción de forma móvil axialmente de un lado otro entre los nervios de arrastre, de tal forma que se diferencia el trayecto de deslizamiento del tubo flexible central en el sentido distal y del tubo flexible exterior en el sentido proximal después de un movimiento de vaivén axial completo del elemento de deslizamiento entre una primera posición de fin de carrera y una segunda posición de fin de carrera del elemento de deslizamiento. Por consiguiente, se puede realizar una multiplicación, lo que significa que se pueden realizar diferentes trayectos de deslizamiento del tubo flexible exterior y del tubo flexible central. De esta manera, se puede realizar una liberación

especialmente precisa del stent. La relación del trayecto de deslizamiento del tubo flexible exterior con respecto al trayecto de deslizamiento del tubo flexible central que representa la transmisión se puede cambiar en función de los parámetros del stent mediante la variación de la distancia axial de los nervios de arrastre. Es posible que la distancia pueda ajustarse o que se proporcionen elemento de deslizamientos con diferentes distancias.

5 Alternativamente, es posible que el primer medio de sujeción o el segundo medio de sujeción presenten un par de nervios de arrastre y que el elemento de deslizamiento presente un elemento de engrane de medio de sujeción, de manera que el elemento de deslizamiento pueda moverse axialmente de un lado a otro entre los nervios de arrastre. También en este caso se puede conseguir una multiplicación mediante la variación de la distancia de los nervios de arrastre.

10 Según otra forma de realización de la invención, el primer medio de retención y el segundo medio de retención pueden presentar respectivamente una primera sección de medio de retención y una segunda sección de medio de retención. La primera sección de medio de retención y la segunda sección de medio de retención están respectivamente en contacto, de forma desplazable, con el primer medio de contacto o con el segundo medio de contacto. El primer medio de retención y el segundo medio de retención pueden conmutarse entre una primera posición de conmutación y una segunda posición de conmutación. En la primera posición de conmutación, respectivamente una de las dos secciones de medio de retención del medio de retención o del segundo medio de retención está en engrane con la sección de movimiento del tubo flexible exterior o con la sección de movimiento del tubo flexible central. En una segunda posición de conmutación, respectivamente la otra de las dos secciones de movimiento de retención está en engrane con la sección de movimiento del tubo flexible exterior o con la sección de movimiento del tubo flexible central. Es posible que el primer medio de retención y el segundo medio de retención estén dispuestos en un elemento de ajuste de medio de retención y, por consiguiente, se puedan conmutar de forma sincrónica entre la primera posición de conmutación y la segunda posición de conmutación. De esta manera, se puede proporcionar una inversión del sentido de arrastre del tubo flexible exterior y del sentido de arrastre del tubo flexible central.

20 Por otra parte, también es posible que el primer medio de arrastre y el segundo medio de arrastre presenten respectivamente una primera sección de medio de arrastre y una segunda sección de medio de arrastre, estando la primera sección de medio de arrastre y la sección de medio de arrastre en contacto, de forma desplazable, con el primer medio de contacto o con el segundo medio de contacto. Entonces, los medios de arrastre pueden conmutarse entre una primera posición de conmutación y una segunda posición de conmutación. Además, respectivamente una de las dos secciones de medio de arrastre del primer medio de arrastre o del segundo medio de arrastre está en engrane con la sección de movimiento del tubo flexible exterior o con la sección de movimiento del tubo flexible central. En una segunda posición de conmutación, respectivamente la otra de las dos secciones de medio de arrastre está en engrane con la sección de movimiento del tubo flexible exterior o con la sección de movimiento del tubo flexible central.

30 De manera ventajosa, tanto los medios de retención como los medios de arrastre pueden moverse por medio de un elemento de ajuste, de tal forma que accionando el elemento de ajuste pueden variarse de forma sincrónica la posición de conmutación de las secciones de medio de retención y la posición de conmutación de las secciones de medio de arrastre. Las secciones de medio de retención pueden flexionarse entonces respectivamente en el sentido de arrastre de tubo flexible exterior o en el sentido de arrastre de tubo flexible central, apartándose de los medios de contacto, mientras que las secciones de medio de arrastre pueden flexionarse respectivamente en el sentido contrario al sentido de arrastre de tubo flexible exterior o al sentido de arrastre de tubo flexible central, apartándose de los medios de contacto.

40 Alternativamente, también es posible que por un movimiento del elemento de ajuste no se aparte doblando ninguna sección de medio de arrastre o sección de medio de retención levantándose de los medios de contacto. En lugar de ello, mediante un movimiento del elemento de ajuste se pueden mover medios de movimiento de medio de retención así como medios de movimiento de medio de arrastre, de tal forma que los medios de retención y el medio de arrastre se hacen girar alrededor de ejes de giro, de tal forma que, según la posición de conmutación, o bien la primera sección de medio de retención y la primera sección de medio de arrastre, o bien, la segunda sección de medio de retención y la segunda sección de medio de arrastre estén en engrane con el resorte helicoidal o el tubo flexible central en la zona de la sección de movimiento. Los ejes de giro se extienden de manera ventajosa perpendicularmente con respecto al sentido de movimiento axial del elemento de deslizamiento.

50 Según otra forma de realización de la invención, el catéter está guiado desde la segunda sección de carcasa hasta una conexión de enjuague situada en el lado de la carcasa, finalizando el tubo flexible central delante de la conexión de enjuague, de manera que el extremo proximal del tubo flexible interior puede unirse a la conexión de enjuague de forma estanca al fluido. Por otra parte, igualmente es posible que el extremo proximal del tubo flexible interior presente la conexión de enjuague. En este caso, en particular es posible que el extremo distal del tubo flexible interior presente una punta de tal forma que se pueda conducir líquido a través del tubo flexible interior al extremo distal del tubo flexible interior pudiendo retornar entre el tubo flexible exterior y el tubo flexible interior hacia el extremo proximal del tubo flexible exterior. El flujo de retorno se puede ver por tanto por la salida de líquido en el extremo proximal del tubo flexible exterior. Cuando el catéter está introducido en la carcasa, igualmente es posible

que antes de la entrada a la carcasa esté prevista una abertura en el tubo flexible exterior, de tal forma que por dicha abertura pueda salir líquido.

5 Según una forma de realización especialmente preferible de la invención, el catéter se guía entre la primera y la segunda sección de carcasa dentro de un tubo flexible de guía. Especialmente, el tubo flexible de guía puede extenderse de forma arqueada desde la primera sección de carcasa hasta la segunda sección de carcasa, para que se eviten eficazmente un ladeo del catéter dentro del tubo flexible de guía o entre la primera y la segunda sección de carcasa. Además, el catéter puede estar guiado desde la segunda sección de carcasa hasta una conexión de enjuague dentro de un tubo flexible de guiado arqueado. Los tubos flexibles de guía pueden estar guiados dentro de la carcasa. Alternativamente, es posible que el catéter o los distintos tubos flexibles estén guiados en canales dentro de la carcasa, de manera que no se requieran tubos flexibles de guía.

15 Según otra forma de realización de la invención, la unidad de accionamiento puede estar realizada como engranaje de ruedas dentadas. Entonces, una primera rueda dentada colabora con la sección de movimiento del tubo flexible exterior y una segunda rueda dentada colabora con la sección de movimiento del tubo flexible central. Por medio de una rueda giratoria se puede conseguir un movimiento del engranaje, de tal forma que el tubo flexible central se mueve en el sentido distal y el tubo flexible exterior se mueve en el sentido proximal. A través de un engranaje realizado de manera correspondiente también se puede conseguir que se diferencien el trayecto de deslizamiento del tubo flexible central en el sentido distal y del tubo flexible exterior en el sentido proximal después de un giro completo de la rueda dentada. Especialmente, es posible que los elementos de cremallera o los resortes helicoidales estén dispuestos en las secciones de movimiento del tubo flexible central o del tubo flexible exterior y que las ruedas dentadas estén en engrane con los elementos de cremallera o los resortes helicoidales.

25 Asimismo, también es posible que una primera y/o una segunda rueda giratoria se extiendan radialmente alrededor de la primera o la segunda sección de movimiento, pudiendo estar circundada la sección de movimiento especialmente por un elemento de espiral. De esta manera, se puede proporcionar un engranaje a modo de engranaje de tuerca y husillo, colaborando la primera y/o la segunda ruedas giratorias con los elementos de espiral de la primera y/o de la segunda sección de movimiento, de tal forma que un giro de la primera o de la segunda rueda giratoria resulte en un movimiento del tubo flexible exterior o central.

30 El objetivo mencionado al principio se consigue también mediante un catéter para un sistema según la invención. Dicho catéter se caracteriza por consiguiente especialmente por que están previstos un tubo flexible interior, un tubo flexible central y un tubo flexible exterior, extendiéndose el tubo flexible central por el tubo flexible exterior y extendiéndose el tubo flexible interior por el tubo flexible central. Un stent comprimido puede disponerse de forma radialmente comprimida en una sección final distal del catéter entre el tubo flexible interior y el tubo flexible exterior, extendiéndose radialmente y alrededor del tubo flexible interior, finalizando el tubo flexible central distalmente en el extremo proximal de un stent dispuesto en el catéter.

40 Finalmente, es posible que en la sección final distal del tubo flexible central esté dispuesto un elemento de engrane de stent. El elemento de engrane de stent puede extenderse en sentido distal partiendo del extremo distal del tubo flexible central entre el tubo flexible interior y el stent comprimido, estando situado el extremo distal del elemento de engrane de stent entre el extremo proximal y el extremo distal del stent comprimido. Además, el elemento de engrane de stent puede presentar una sección final especialmente distal, pudiendo estar previsto en la sección final un elemento de engrane que se extiende transversalmente con respecto al sentido distal o al sentido proximal. El elemento de engrane puede estar especialmente en engrane con el stent. Especialmente, el elemento de engrane de stent puede estar realizado como manguito o tubito, especialmente como tubito de materia sintética o como tubito metálico. El elemento de engrane puede estar realizado como gancho o como talón de engrane a modo de reborde anular que sobresale del tubito en el sentido radial. El gancho o el talón pueden extenderse alrededor del contorno completo o alrededor de un tramo del contorno. El tubito puede presentar una zona estrechada en la que esté dispuesto o conformado el elemento de engrane. El elemento de engrane también puede estar realizado como elemento de manguito colocado sobre el tubito.

55 De esta manera, se puede conseguir una introducción ventajosa de fuerza durante el deslizamiento especialmente distal del stent, por el hecho de que tanto el extremo distal del tubo flexible central como el elemento de engrane están en engrane con el stent y un movimiento en el sentido distal y/o en el sentido proximal del tubo flexible central se transmite al stent y, por tanto, el stent se mueve en el sentido distal y/o en el sentido proximal y, por tanto, también puede ser liberado. Preferentemente, el stent puede moverse en ambos sentidos mediante la conmutación del sentido de movimiento. Un movimiento puede realizarse de tal forma que el stent sea liberado completamente. Adicionalmente, el tubo flexible interior puede estabilizarse y protegerse contra el pandeo, de tal forma que el tubo flexible interior pueda retirarse del vaso sanguíneo pasando por el interior del stent.

60 Además, el objetivo mencionado al principio se consigue mediante una unidad de accionamiento para un sistema según la invención. Una unidad de accionamiento de este tipo se caracteriza por consiguiente especialmente por que un elemento de deslizamiento puede estar dispuesto en una guía lineal de la carcasa de la unidad de accionamiento pudiendo moverse axialmente de un lado a otro.

Más detalles y realizaciones ventajosas de la invención figuran en la siguiente descripción, con cuya ayuda se describe en detalle y se explica la invención. Muestran:

- 5 la figura 1 una representación esquemática del proceso de liberación de un stent autoexpandible en el extremo distal de un catéter;
 la figura 2 una vista oblicua de un sistema con un catéter y una unidad de accionamiento;
 la figura 3 una representación de despiece ordenado del sistema según la figura 2;
 la figura 4a una vista en planta desde arriba del sistema;
 10 la figura 4b una sección esquemática de una sección transversal a lo largo de la línea A-A del sistema según la figura 4a;
 la figura 4c una sección esquemática de una sección transversal a lo largo de la línea B-B del sistema según la figura 4a;
 la figura 5 una vista oblicua esquemática de una parte del sistema;
 la figura 6a una vista oblicua esquemática de otra parte del sistema;
 15 la figura 6b una vista oblicua esquemática según la figura 6a, sin carcasa;
 la figura 7a una vista oblicua esquemática de un detalle de otra forma de realización de la unidad de accionamiento;
 la figura 7b una vista oblicua esquemática como en la figura 7a, pero sin elemento de ajuste;
 la figura 8 un alzado lateral esquemático de la segunda sección de carcasa de otra forma de realización de la
 20 unidad de accionamiento;
 la figura 9 un alzado lateral esquemático de otra forma de realización de la unidad de accionamiento;
 la figura 10 un alzado lateral esquemático en sección de la zona final distal de un catéter según otra forma de realización.
- 25 La figura 1 muestra un stent 2 trenzado autoexpandido (figura 1a) y este mismo stent 2 (figura 1b) en su forma comprimida autoexpandible. Por consiguiente, el stent en su forma comprimida está estrechado radialmente y es claramente más largo en comparación con la forma autoexpandida. Como se puede ver en la figura 1, la longitud a del stent 2 autoexpandido es claramente menor que la longitud b del stent comprimido 2. La figura 1c muestra un catéter 4 con un tubo flexible interior 6, un tubo flexible central 8 y un tubo flexible exterior 10, extendiéndose el tubo flexible central 8 por el tubo flexible exterior 10 y extendiéndose el tubo flexible interior 6 por el tubo flexible central 8.
 30 En la figura 1d se puede ver que el stent comprimido 2 está dispuesto de forma radialmente comprimida en una sección final distal del catéter 4 extendiéndose radialmente alrededor del tubo flexible interior 6 entre el tubo flexible interior 6 y el tubo flexible exterior 10 y que el tubo flexible central 8 finaliza distalmente en el extremo proximal 12 del stent comprimido 2. El extremo distal 14 del stent comprimido 2 se encuentra en su posición de destino 16 distal. Esta posición de destino 16 distal es especialmente aquella posición dentro de un vaso sanguíneo en la que debe liberarse el stent 2 autoexpandible. Como se puede ver además, el tubo flexible interior 6 está sujeto fijamente por su extremo proximal 18.
- 40 En la figura 1e está representado el proceso de liberación del stent autoexpandible. El tubo flexible exterior se ha deslizado en el sentido proximal por una distancia c con respecto al tubo flexible interior 6 y al extremo distal del catéter 4 o del stent 2 en el sentido proximal, y el tubo flexible central 8 por una distancia d con respecto al tubo flexible interior 6 y al extremo distal del catéter 4 o del stent 2. Una primera sección 2' del stent 2 ya se ha liberado, mientras que una segunda sección 2'' del stent 2 está dispuesta de forma comprimida entre el tubo flexible exterior 10 y el tubo flexible interior 6 del catéter 4. La distancia d es mayor que la distancia c. En la figura 1f se puede ver el stent 2 liberado. Aquí, el tubo flexible exterior 10 se ha deslizado en el sentido proximal por la distancia a que corresponde a la longitud del stent 2 autoexpandido, mientras que el tubo flexible central 8 se ha deslizado en el sentido distal por la distancia e. La longitud a puede ser por ejemplo de 200 mm, mientras que la longitud e puede ser de 400 mm, de manera que el stent comprimido adopta dentro del catéter una longitud de 600 mm. Como se puede ver claramente en la figura 1, tras la liberación se mantiene la posición de destino 16 del extremo distal 16 del stent 2.
- 50 Como está representado en la figura 2, en la zona proximal del catéter está prevista una unidad de accionamiento 20, por medio de la que el tubo flexible exterior 10 puede deslizarse en el sentido proximal 24 y el tubo flexible central 8 puede deslizarse en el sentido distal 22 de forma síncrona o sucesivamente en el tiempo. La unidad de accionamiento 20 comprende aquí un elemento de deslizamiento 26 que se puede ver de forma especialmente clara en las figuras 2 a 4a. El elemento de deslizamiento 26 puede deslizarse axialmente de un lado a otro en un primer sentido de movimiento de elemento de deslizamiento 28 y en un segundo sentido de movimiento de elemento de deslizamiento 30.
- 60 Como se puede ver en las figuras 3 a 5, el elemento de deslizamiento 26 presenta un primer medio de sujeción 32 y un segundo medio de sujeción 34, estando dispuestos en el primer medio de sujeción 32 el primer medio de arrastre 36 y en el segundo medio de sujeción 34 el segundo medio de arrastre 38. Los medios de arrastre 36, 38 están realizados como lengüetas de engrane. Como se puede ver especialmente en las figuras 2 y 4a, el elemento de deslizamiento 26 está dispuesto dentro de una guía lineal 40, presentando la carcasa 42 de la unidad de accionamiento 20 la guía lineal 40.
- 65

Como además se puede ver en las figuras 2 y 4a, el catéter 4 se introduce en la carcasa 42 de la unidad de accionamiento 20. Dentro de la carcasa 42, el catéter 4 se conduce entonces primero a una primera sección de carcasa 44 que está representada en la figura 4b. El extremo proximal 46 del tubo flexible exterior 10 se encuentra en la zona de la primera sección de carcasa 44.

5 Como se puede ver en las figura 2 y 6 (los tubos flexibles en parte no están representados o están representados solo por secciones en las figuras), el catéter 4 se guía, partiendo de la primera sección de carcasa 44, pasando por un tubo flexible de guía 48, de forma arqueada hasta la segunda sección de carcasa 50. Partiendo de la segunda sección de carcasa 50, el tubo flexible interior 6 se guía, pasando por un segundo tubo flexible de guía 53 arqueado, hasta una conexión de enjuague 54, estando el extremo proximal del tubo flexible interior 6 unido a la conexión de enjuague 54 de forma estanca al fluido.

15 A través de la conexión de enjuague 54 se puede suministrar líquido a la zona final distal del catéter 4. El tubo flexible interior 6 presenta una punta 60, de modo que el tubo flexible exterior 10 se puede unir fluidicamente al tubo flexible interior 6, de tal forma que por el tubo flexible interior 6 se puede suministrar fluido al extremo distal del catéter 4 y se puede evacuar del catéter 4 entre el tubo flexible exterior 10 y el tubo flexible central 8 y/o entre el tubo flexible central 8 y el tubo flexible interior 6.

20 El tubo flexible exterior 10 presenta en la zona de la primera sección de carcasa 44 una sección de movimiento 56, estando dispuesto un elemento de espiral 58 extendiéndose radialmente alrededor de la sección de movimiento 56 del tubo flexible exterior 10. El elemento de espiral 58 sobresale en sentido proximal del extremo proximal 46 del tubo flexible exterior 10.

25 Como en la figura 4c está representado solo aproximadamente, el tubo flexible central 8 (los tubos flexibles no están representados en la figura) presenta en la zona de la segunda sección de carcasa 50 una sección de movimiento 59, estando dispuesto alrededor de dicha sección de movimiento 59 a su vez un elemento de espiral 57 extendiéndose radialmente.

30 El tubo flexible central 8 puede finalizar, de forma similar al tubo flexible exterior 10, en la zona de la segunda sección de carcasa 50. Por otra parte, es posible que el tubo flexible central 8 finalice solo en una zona entre la segunda sección de carcasa 50 y la conexión de enjuague 54 del tubo flexible interior 6.

35 Como se puede ver de forma especialmente clara en las figuras 4b y 4c, durante un movimiento de vaivén axial del elemento de deslizamiento 26, los medios de arrastre 36, 38 colaboran con los elementos de espiral 57, 58 y por tano, a causa de la disposición de los elementos de espiral 57, 58 en el tubo flexible exterior 10 o en el tubo flexible central 8, colaboran con el tubo flexible exterior 10 y el tubo flexible central 8.

40 Para ello, la carcasa 42 de la unidad de accionamiento 20 presenta un primer medio de retención 62 en forma de una lengüeta de fijación y un segundo medio de retención 64 en forma de una lengüeta de fijación. El medio de retención 62 colabora a través del resorte helicoidal 58 con el tubo flexible exterior 10, mientras que el segundo medio de retención 64 colabora a través del resorte helicoidal 57 con el tubo flexible central 8. Además, la carcasa 42 presenta en la zona de la primera sección de carcasa 44 un primer medio de contacto 66 con un primer nervio de contacto 68 y con un segundo nervio de contacto 70. En la zona de la segunda sección de carcasa 50, la carcasa 42 presenta un segundo medio de contacto 72 con un primer nervio de contacto 74 y un segundo nervio de contacto 78. Los primeros nervios de contacto 68, 74 están dispuestos en el sentido distal con respecto a los segundos nervios de contacto 70, 78 de la primera sección de carcasa 44 y de la segunda sección de carcasa 50.

45 Además, los medios de retención 62, 64 están dispuestos en un elemento de deslizamiento de medio de retención 78 que se puede ver de forma especialmente clara en la figura 5. El elemento de deslizamiento de medio de retención 78 puede desplazarse, a través de un elemento de ajuste de sentido 80 que está representado en la figura 3, entre una primera posición de conmutación y una segunda posición de conmutación. En las figuras 4b y 4c está representada una de las dos posiciones de conmutación. En la primera sección de carcasa 44, el primer medio de retención 62 está en contacto con el segundo nervio de contacto 70. Por consiguiente, el primer medio de retención 62 es flexible elásticamente en el primer sentido de movimiento de elemento de deslizamiento 28 al poder doblarse apartándose del segundo nervio de contacto 70, mientras que en el segundo sentido de movimiento de elemento de deslizamiento 30, a causa del contacto con el segundo nervio de contacto 70, no existe ninguna o existe solo una ligera flexibilidad elástica del medio de retención 62. Esto hace que la fuerza de retención que el primer medio de retención 62 ejerce sobre la sección de movimiento 56 del tubo flexible exterior 10 a través del elemento de espiral 58 es en el segundo sentido de movimiento de elemento de deslizamiento 30 mayor que la fuerza de arrastre que el primer elemento de arrastre 36 ejerce sobre la sección de movimiento 56 del tubo flexible exterior 10 a través del resorte helicoidal 58. En el primer sentido de movimiento de elemento de deslizamiento 28, a causa de la flexibilidad elástica, la fuerza de retención que ejerce el primer medio de retención 62 es menor que la fuerza de arrastre que el primer elemento de arrastre 36 ejerce sobre la sección de movimiento 56 del tubo flexible exterior 10 a través del resorte helicoidal 58. De esta manera, tan solo en un sentido de movimiento del elemento de deslizamiento 26 existe un acoplamiento de movimiento entre la sección de movimiento 56 del tubo flexible exterior 10 y el elemento de deslizamiento 26. En la segunda sección de carcasa, el segundo medio de retención 64 está en contacto con el

primer nervio de contacto 74, de manera que existe un acoplamiento de movimiento en el segundo sentido de movimiento de elemento de deslizamiento 30.

5 Cuando a través del elemento de ajuste de sentido 80 se desplaza el elemento de deslizamiento de retención 78 de tal forma que el primer elemento de retención 62 y el segundo elemento de retención 64 se encuentren en la segunda posición de conmutación en la que el primer elemento de retención 62 está en contacto con el primer nervio de contacto 68 y el segundo elemento de retención 64 está en contacto con el segundo nervio de contacto 76, se invierte el sentido del acoplamiento de movimiento. De esta manera, en la segunda posición de conmutación existe un acoplamiento de movimiento entre el primer elemento de arrastre 36 y el tubo flexible exterior 10 en el segundo sentido de movimiento de elemento de deslizamiento 30, mientras que entre el segundo elemento de arrastre 38 y el tubo flexible central 8 existe un acoplamiento de movimiento en el primer sentido de movimiento de elemento de deslizamiento 28.

15 Como además se puede ver en las figuras 4b y 4c, el elemento de deslizamiento 26 presenta en la zona de la primera sección de carcasa 44 un primer nervio de arrastre 82 y un segundo nervio de arrastre 84. Además, el elemento de deslizamiento 26 presenta en la zona de la segunda sección de carcasa 50 un primer nervio de arrastre 86 y un segundo nervio de arrastre 88. Como se puede ver especialmente en la figura 5, el primer medio de sujeción 32 y el segundo medio de sujeción 34 están dispuestos respectivamente sobre una guía lineal 90, 92 de forma móvil axialmente de un lado a otro. Mientras el segundo medio de sujeción 34 queda sujeto sin juego por los nervios de arrastre 86, 88, entre el primer medio de sujeción 32 y los nervios de arrastre 82, 83 existe un juego axial. Esto significa que se diferencia el trayecto de deslizamiento del tubo flexible central 8 en la primera posición de conmutación en el sentido distal y del tubo flexible exterior 10 en el sentido proximal después de un movimiento de vaivén completo del elemento de deslizamiento 26 entre una primera posición de fin de carrera y una segunda posición de fin de carrera. Especialmente, es posible que el trayecto en el que se mueve el tubo flexible central 8 en el sentido distal sea el doble del trayecto que el tubo flexible exterior 10 ha recorrido en el sentido proximal después de un movimiento de vaivén completo del elemento de deslizamiento.

30 Alternativamente, como se muestra en la figura 9, el primer y/o el segundo medio de sujeción pueden presentar un primer nervio de arrastre 132 y un segundo nervio de arrastre 134. En este caso, el elemento de deslizamiento 26 presenta un elemento de engrane de medio de sujeción 130. También de esta manera se puede proporcionar una multiplicación, ya que el elemento de engrane de medio de sujeción 130 y por tanto también el elemento de deslizamiento 26 pueden moverse axialmente entre los nervios de arrastre 132, 134. Por lo tanto, el medio de sujeción 34 solo se mueve cuando el elemento de engrane de medio de sujeción 130 ha alcanzado el primer nervio de arrastre 132 o el segundo nervio de arrastre 134.

35 Para la liberación del stent 2, según la forma de realización que está representada en las figura 1 a 6b, en primer lugar debe cambiarse la posición de conmutación de los medios de retención 62, 65. Esto significa que para la liberación, en primer lugar, el elemento de deslizamiento de medio de retención 78 debe moverse a la otra posición de conmutación por medio del elemento de ajuste de sentido 80. Después, el medio de retención 62 está en contacto con el primer nervio de contacto 68, mientras que el medio de retención 64 está en contacto con el segundo nervio de contacto 76. Entonces, para la liberación, el elemento de deslizamiento 26 se mueve de un lado a otro axialmente entre el primer sentido de movimiento de elemento de deslizamiento 28 y el segundo sentido de movimiento de elemento de deslizamiento 30. Durante ello, el tubo flexible exterior 10 se mueve en el sentido proximal, mientras que el tubo flexible central 8 se mueve en el sentido distal. De esta manera, como se muestra en la figura 1f, el stent 2 se libera paulatinamente. El movimiento del tubo flexible exterior 10 y del tubo flexible central 8 se producen alternando sucesivamente en el tiempo.

50 Las figuras 7a y 7b presentan otra forma de realización de la unidad de accionamiento 20. Aquí, el primer medio de retención 62 y el segundo medio de retención 64 presentan respectivamente una primera sección de medio de retención 94, 96 y una segunda sección de medio de retención 98, 100. Además, el primer medio de arrastre 36 y el segundo medio de arrastre 38 presentan respectivamente una primera sección de medio de arrastre 102, 104 y una segunda sección de medio de arrastre 106, 108. Las primeras secciones de medio de retención 94, 96 se encuentran en el sentido distal delante de las segundas secciones de medio de retención 98, 100. Durante ello, las primeras secciones de medio de retención 94, 96 están en contacto con el primer medio de contacto 66 o con el segundo medio de contacto 72, de tal forma que se pueden mover apartándose de forma elásticamente flexible del medio de contacto 72 en la dirección del primer sentido de movimiento de elemento de deslizamiento 28. Viceversa, las segundas secciones de medio de retención 98, 100 están en contacto con el primer medio de contacto 66 o con el segundo medio de contacto 72, de tal forma que se pueden mover apartándose de forma elásticamente flexible en el segundo sentido de movimiento de elemento de deslizamiento 30. El primer medio de arrastre 36 y el segundo medio de arrastre 38 así como los medios de contacto 110, 112 pertenecientes presentan una estructura correspondiente. En una primera posición de conmutación, la primera sección de medio de retención 94 del primer medio de retención 62 está en engrane con la sección de movimiento 56 del tubo flexible exterior 10 a través del resorte helicoidal 58, mientras que la segunda sección de medio de retención 100 del segundo medio de retención 64 está en engrane con la sección de movimiento 59 del tubo flexible central 8 a través del resorte helicoidal 57. Además, la primera sección de arrastre 102 del primer medio de arrastre 36 está en engrane con la sección de movimiento 56 del tubo flexible exterior 10, mientras que la segunda sección de arrastre 108 del segundo medio de

arrastre 38 está en engrane con la sección de movimiento 59 del tubo flexible central 8 a través del resorte helicoidal 57.

5 La primera sección de sujeción 32 está realizada como medio de contacto 112 sobre una guía lineal 114 de forma axialmente móvil con un juego axial entre dos nervios de arrastre 82, 84, mientras que la segunda sección de sujeción 34 está realizada como medio de contacto 110 y unida fijamente al elemento de deslizamiento 26. Además, los medios de retención 62, 64 y los medios de arrastre 36, 38 pueden desplazarse por medio de un elemento de ajuste 116 entre la primera y la segunda posición de conmutación. Además, por medio del elemento de ajuste 116 se puede adoptar una tercera posición de conmutación, la posición neutra, en la que tanto las primeras secciones de medio de retención 94, 96 como las segundas secciones de medio de retención 98, 100 así como las primeras secciones de medio de arrastre 102, 104 y las segundas secciones de medio de arrastre 106, 108 están en engrane con la sección de movimiento 56 del tubo flexible exterior 10 o con la sección de movimiento 59 del tubo flexible central 8, a través de los resortes helicoidales 57, 58, de manera que en ningún sentido de movimiento de elemento de deslizamiento 28, 30 existe un acoplamiento de movimiento entre el elemento de deslizamiento 26 y el tubo flexible exterior 10 así como el tubo flexible central 8.

20 Para liberar el stent 2 según la forma de realización que está representada en las figuras 7a y 7b, en primer lugar, por medio del elemento de ajuste 116 se adopta la posición de conmutación adecuada. En esta posición de conmutación, la segunda sección de medio de retención 98 del primer medio de retención 62 y la segunda sección de medio de arrastre 106 del primer medio de arrastre 32 están en engrane con la sección de movimiento del tubo flexible exterior 10. Además, en esta posición de conmutación, la primera sección de medio de retención 96 del segundo medio de retención 64 y la primera sección de medio de arrastre 104 del segundo medio de arrastre 38 están en engrane con la sección de movimiento del tubo flexible central 8.

25 Para la liberación, el elemento de deslizamiento 26 se mueve entonces de un lado a otro axialmente entre el primer sentido de movimiento de elemento de deslizamiento 28 y el segundo sentido de movimiento de elemento de deslizamiento 30. Durante ello, el tubo flexible exterior 10 se mueve en el sentido proximal, mientras que el tubo flexible central 8 se mueve en el sentido distal. El movimiento del tubo flexible exterior 10 y del tubo flexible central se produce alternando sucesivamente en el tiempo.

30 Al contrario de la forma de realización representada en las figuras 7a y 7b, según la figura 8, por un movimiento del elemento de ajuste 116 ninguna sección de medio de arrastre 102, 104, 106, 108 o ninguna sección de medio de retención 94, 96, 98, 100 se aparta doblando levantándose de los medios de contacto 66, 72, 110, 112. En lugar de ello, por un movimiento del elemento de ajuste 116 los medios de movimiento de medio de retención 118, 120 así como los medios de movimiento de medio de arrastre 122, 124 se mueven de tal forma que el medios de retención 64 y el medio de arrastre 38 se hacen girar alrededor de los ejes de giro 126, 128, de tal forma que según la posición de conmutación, o bien la primera sección de medio de retención 96 así como la primera sección de medio de arrastre 104 o la segunda sección de medio de retención 100 así como la segunda sección de medio de arrastre 108 están en engrane con el resorte helicoidal 57 o con el tubo flexible central 8 en la zona de la sección de movimiento 59. Los ejes de giro 126 o 128 se extienden entonces perpendicularmente con respecto al sentido de movimiento axial del elemento de deslizamiento 26.

45 La figura 10 muestra otra variante del catéter 4. En la sección final 142 distal del tubo flexible central está dispuesto un elemento de engrane de stent 140. Partiendo del extremo distal del tubo flexible central 8, el elemento de engrane de stent 140 se extiende en el sentido distal 24 entre el tubo flexible interior 6 y el stent comprimido 2. El extremo distal 144 del elemento de engrane de stent se encuentra entre el extremo proximal 12 y el extremo distal 14 del stent comprimido 2. En la sección final distal del elemento de engrane de stent 140, en la zona del extremo libre 144, se extiende transversalmente con respecto al sentido distal 22 o al sentido proximal 24 un elemento de engrane 146. El elemento de engrane de stent 140 está realizado como tubito de acero, mientras que el elemento de engrane 146 está realizado como talón de engrane que se extiende a través del contorno exterior completo del tubito de acero sobresaliendo del contorno exterior en el sentido radial. El elemento de engrane está en engrane con el stent 2.

50 Por consiguiente, el elemento de engrane 140 contribuye a la introducción de fuerza, cuando el tubo flexible central 8 se desliza en el sentido distal 22. De esta manera, se puede reducir la fuerza radial durante la compresión del stent por el movimiento del tubo flexible exterior. Además, se apoya el tubo flexible interior 6, de manera que tras la liberación del stent 2 se puede evitar eficazmente un pandeo del tubo flexible interior 6.

60 También es posible que el elemento de engrane 146 esté en engrane con el stent 2 de tal forma que durante el deslizamiento del elemento de engrane 140, el stent 2 pueda moverse tanto en el sentido distal como en el sentido proximal.

REIVINDICACIONES

1. Sistema para introducir un stent autoexpandible comprimido (2) especialmente en un vaso sanguíneo y liberar el stent (2) especialmente en un vaso sanguíneo, el cual comprende un catéter (4) con un tubo flexible interior (6), con un tubo flexible central (8) y con un tubo flexible exterior (10), extendiéndose el tubo flexible central (8) por el tubo flexible exterior (10) y extendiéndose el tubo flexible interior (6) por el tubo flexible central (8), en donde el stent comprimido (2) está dispuesto de forma radialmente comprimida en una sección final distal del catéter (4) entre el tubo flexible interior (6) y el tubo flexible exterior (10), extendiéndose radialmente alrededor del tubo flexible interior (6), y el tubo flexible central (8) finaliza distalmente en el extremo proximal (14) del stent (2), y para liberar el stent (2), el tubo flexible exterior (10) se puede deslizar en el sentido proximal (24) y el tubo flexible central (8) se puede deslizar en el sentido distal (22), de tal forma que el extremo distal (14) del stent (2) mantiene durante la liberación su posición de destino (16), **caracterizado por que** en la zona proximal del catéter (4) está prevista una unidad de accionamiento (20), por medio de la cual el tubo flexible exterior (10) puede deslizarse en el sentido proximal (24) y el tubo flexible central (8) puede deslizarse en el sentido distal (22) de forma sincrónica o alternando, colaborando la unidad de accionamiento (20) con una sección de movimiento (56) del tubo flexible exterior (10) y con una sección de movimiento (60) del tubo flexible central (8), comprendiendo la unidad de accionamiento (20) un elemento de deslizamiento (26), pudiendo moverse el elemento de deslizamiento (26) axialmente de un lado a otro en un primer sentido de movimiento del elemento de deslizamiento (28) y en un segundo sentido de movimiento del elemento de deslizamiento (30), y estando dispuestos en el elemento de deslizamiento (26) un primer medio de arrastre (36) y un segundo medio de arrastre (38), colaborando el primer medio de arrastre (36) con la sección de movimiento (56) del tubo flexible exterior (10), y colaborando el segundo medio de arrastre (38) con la sección de movimiento (59) del tubo flexible central (8), y estando dispuesto un elemento de espiral (57, 58) o un elemento de cremallera extendiéndose alrededor de la sección de movimiento (56) del tubo flexible exterior (10) y/o de la sección de movimiento (59) del tubo flexible central (8).
2. Sistema según la reivindicación 1, **caracterizado por que** la unidad de accionamiento (20) comprende una carcasa (42), estando introducido el catéter (4) en la carcasa (42), colaborando el elemento de deslizamiento en una primera sección de carcasa (44) con la sección de movimiento (56) del tubo flexible exterior (10), y colaborando el elemento de deslizamiento (26) en una segunda sección de carcasa (50) con la sección de movimiento (59) del tubo flexible central (8).
3. Sistema según la reivindicación 1, **caracterizado por que** un tubo flexible termorretractil está aplicado por contracción extendiéndose alrededor de la sección de movimiento (56) del tubo flexible exterior (10) y/o alrededor de la sección de movimiento (59) del tubo flexible central (8), pudiendo estar dispuesto el elemento de espiral (57, 58) entre el tubo flexible termorretractil y la sección de movimiento (56) del tubo flexible exterior (10) y/o la sección de movimiento (59) del tubo flexible central (8).
4. Sistema según una de las reivindicaciones 1 a 3, **caracterizado por que** están previstos un primer medio de retención (62) y un segundo medio de retención (64), colaborando el primer medio de retención (62) con la sección de movimiento (56) del tubo flexible exterior (10) y colaborando el segundo medio de retención (64) con la sección de movimiento (59) del tubo flexible central (8), siendo a fuerza de retención que el primer medio de retención (62) ejerce sobre la sección de movimiento (56) del tubo flexible exterior (10), en un sentido de movimiento de elemento de deslizamiento (28, 30), mayor que la fuerza de arrastre que el primer medio de arrastre (36) ejerce sobre la sección de movimiento (56) del tubo flexible exterior (10), y/o siendo la fuerza de retención que el segundo medio de retención (64) ejerce sobre la sección de movimiento (59) del tubo flexible central (8), en un sentido de movimiento de elemento de deslizamiento (28, 30), mayor que la fuerza de arrastre que el segundo elemento de arrastre (38) ejerce sobre la sección de movimiento (59) del tubo flexible central (8).
5. Sistema según la reivindicación 4, **caracterizado por que** están previstos un primer medio de contacto (66) para el primer medio de retención (62) y un segundo medio de contacto (72) para el segundo medio de retención (64), de tal forma que el primer medio de retención (62) es en el sentido de arrastre del tubo flexible exterior más flexible elásticamente que en el sentido contrario al sentido de arrastre del tubo flexible exterior, y de tal forma que el segundo medio de retención (64) es en el sentido de arrastre de tubo flexible central más flexible elásticamente que en el sentido contrario al sentido de arrastre de tubo flexible central.
6. Sistema según las reivindicaciones 4 o 5, **caracterizado por que**, para invertir el sentido de arrastre del tubo flexible exterior, el primer medio de contacto (66) presenta un primer nervio de contacto (68) y un segundo nervio de contacto (70) para el primer medio de retención (62), y por que, para invertir el sentido de arrastre del tubo flexible central, el segundo medio de contacto (72) presenta un primer nervio de contacto (74) y un segundo nervio de contacto (76) para el segundo medio de retención (64), y en una primera posición de conmutación, el primer medio de retención (62) y el segundo medio de retención (64) están en contacto cada uno con uno de los dos nervios de contacto (68, 70; 74, 76), y en la segunda posición de conmutación, el primer medio de retención (62) y el segundo medio de retención (64) están en contacto cada uno con el otro de los dos nervios de contacto (68, 70; 74, 76).
7. Sistema según una de las reivindicaciones 1 a 6, **caracterizado por que** en el elemento de deslizamiento (26)

5 está o están dispuesto/s un primer medio de sujeción (32) y/o un segundo medio de sujeción (34), estando dispuesto en el primer medio de sujeción (32) el primer medio de arrastre (36) y estando dispuesto en el segundo medio de sujeción (34) el segundo medio de arrastre (38), presentando el elemento de deslizamiento (26) un par de nervios de arrastre (82, 84), y estando dispuestos el primer medio de sujeción (32) o el segundo medio de sujeción (34) de forma móvil axialmente de un lado otro entre los nervios de arrastre (82, 84).

10 8. Sistema según una de las reivindicaciones 1 a 6, **caracterizado por que** en el elemento de deslizamiento (26) está o están dispuesto/s de forma axialmente móvil un primer medio de sujeción (32) y/o un segundo medio de sujeción (34), estando dispuesto en el primer medio de sujeción (32) el primer medio de arrastre (36) y estando dispuesto en el segundo medio de sujeción (34) el segundo medio de arrastre (38), presentando el primer medio de sujeción (32) o el segundo medio de sujeción (34) un par de nervios de arrastre (132, 134), presentando el elemento de deslizamiento un elemento de engrane de medio de sujeción (130), y en donde el elemento de engrane de medio de sujeción (130) y por tanto el elemento de deslizamiento (26) pueden moverse axialmente de un lado a otro entre los nervios de arrastre (132, 134).

15 9. Sistema según la reivindicación 5, **caracterizado por que** el primer medio de retención (62) y el segundo medio de retención (64) presentan cada uno una primera sección de medio de retención (94, 96) y una segunda sección de medio de retención (98, 100), en donde la primera sección de medio de retención (94, 96) y la segunda sección de medio de retención (98, 100) están cada una en contacto, de forma desplazable, con el primer medio de contacto o con el segundo medio de contacto, en donde en una primera posición de conmutación, cada una de las dos secciones de medio de retención (94, 96; 98, 100) del primer medio de retención (62) o del segundo medio de retención (64) está en engrane con la sección de movimiento (56) del tubo flexible exterior (10) o con la sección de movimiento (59) del tubo flexible central (8), y en una segunda posición de conmutación, cada una de la otra de las dos secciones de medio de retención (94, 96; 98, 100) del primer medio de retención (62) o del segundo medio de retención (64) está en engrane con la sección de movimiento (56) del tubo flexible exterior (10) o con la sección de movimiento (59) del tubo flexible central (8).

30 10. Sistema según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por que** el tubo flexible interior (6) presenta en su extremo proximal una conexión de enjuague (54) y por que el extremo distal del tubo flexible interior (6) puede unirse fluídicamente al extremo distal del tubo flexible exterior (10) de tal forma que se puede suministrar fluido por el tubo flexible interior (6) al extremo distal del catéter (4) y se puede evacuar del catéter (4) entre el tubo flexible exterior (10) y el tubo flexible central (8) y/o entre el tubo flexible central (8) y el tubo flexible interior (6).

35 11. Sistema según una de las reivindicaciones 2 a 10, **caracterizado por que** el catéter (4) está guiado entre la primera sección de carcasa (44) y la segunda sección de carcasa (50) dentro de un tubo flexible de guía (48).

40 12. Sistema según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por que** en la sección final (142) distal del tubo flexible central (8) esté dispuesto un elemento de engrane de stent (140), extendiéndose el elemento de engrane de stent (140) en el sentido distal (24), partiendo del extremo distal del tubo flexible central (8), entre el tubo flexible interior (6) y el stent comprimido (2), estando situado el extremo distal (144) del elemento de engrane de stent (140) entre el extremo proximal (12) y el extremo distal (14) del stent comprimido (2), y presentando una sección final distal del elemento de engrane de stent (140) un elemento de engrane (146) que se extiende transversalmente con respecto al sentido distal (22) o al sentido proximal (24) y que está en engrane con el stent (2).

45

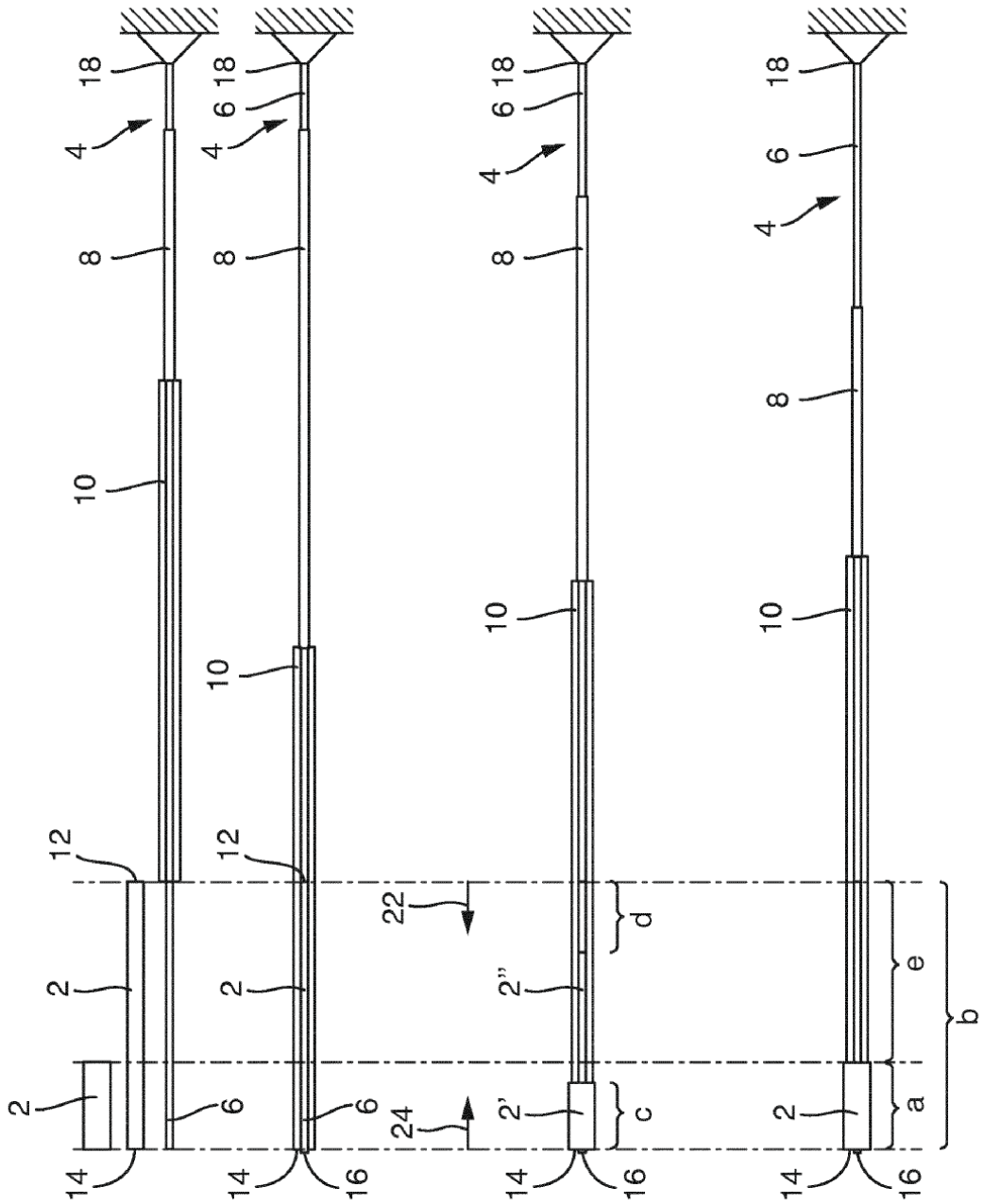


Fig. 1a

Fig. 1b

Fig. 1c

Fig. 1d

Fig. 1e

Fig. 1f

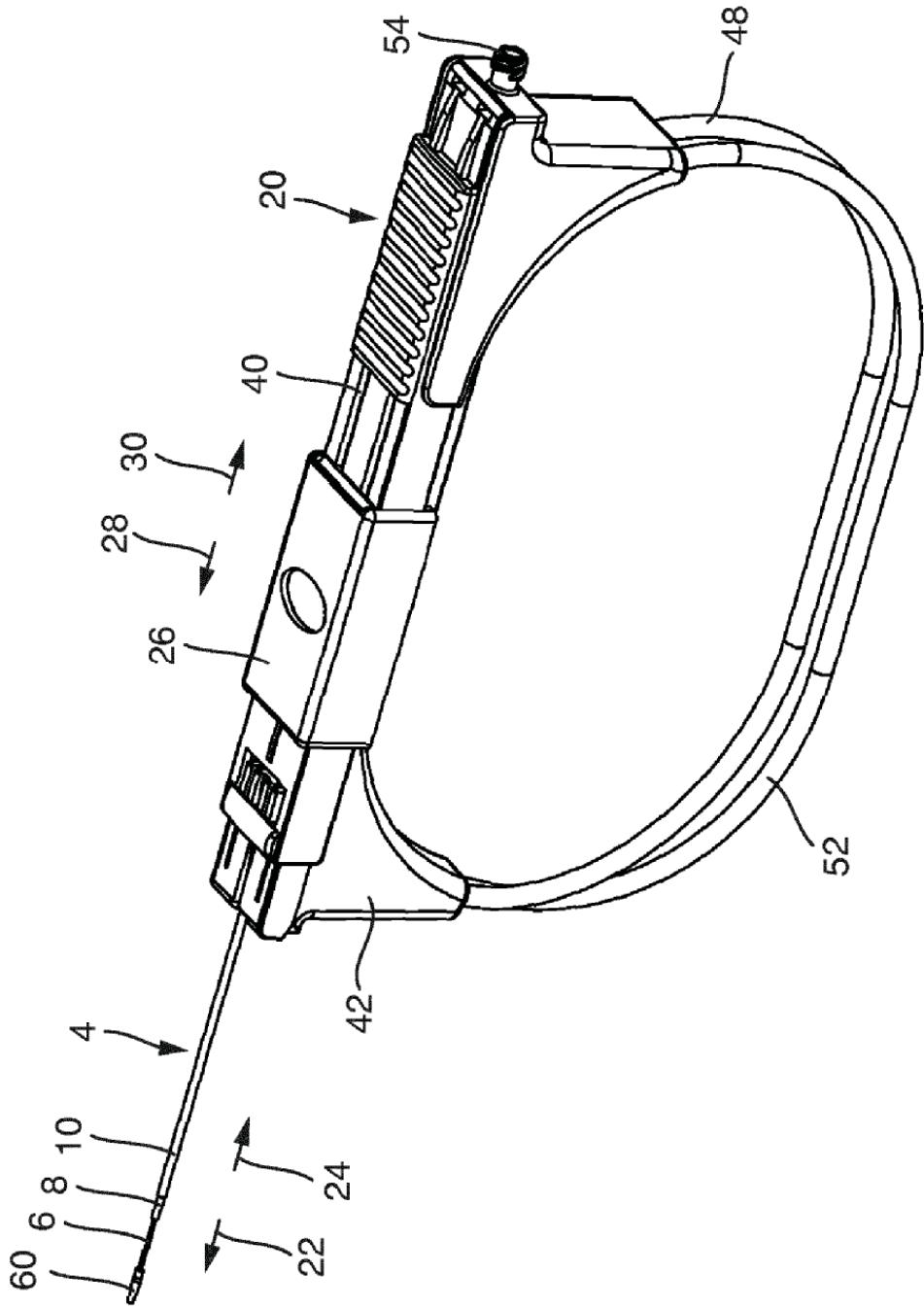


Fig. 2

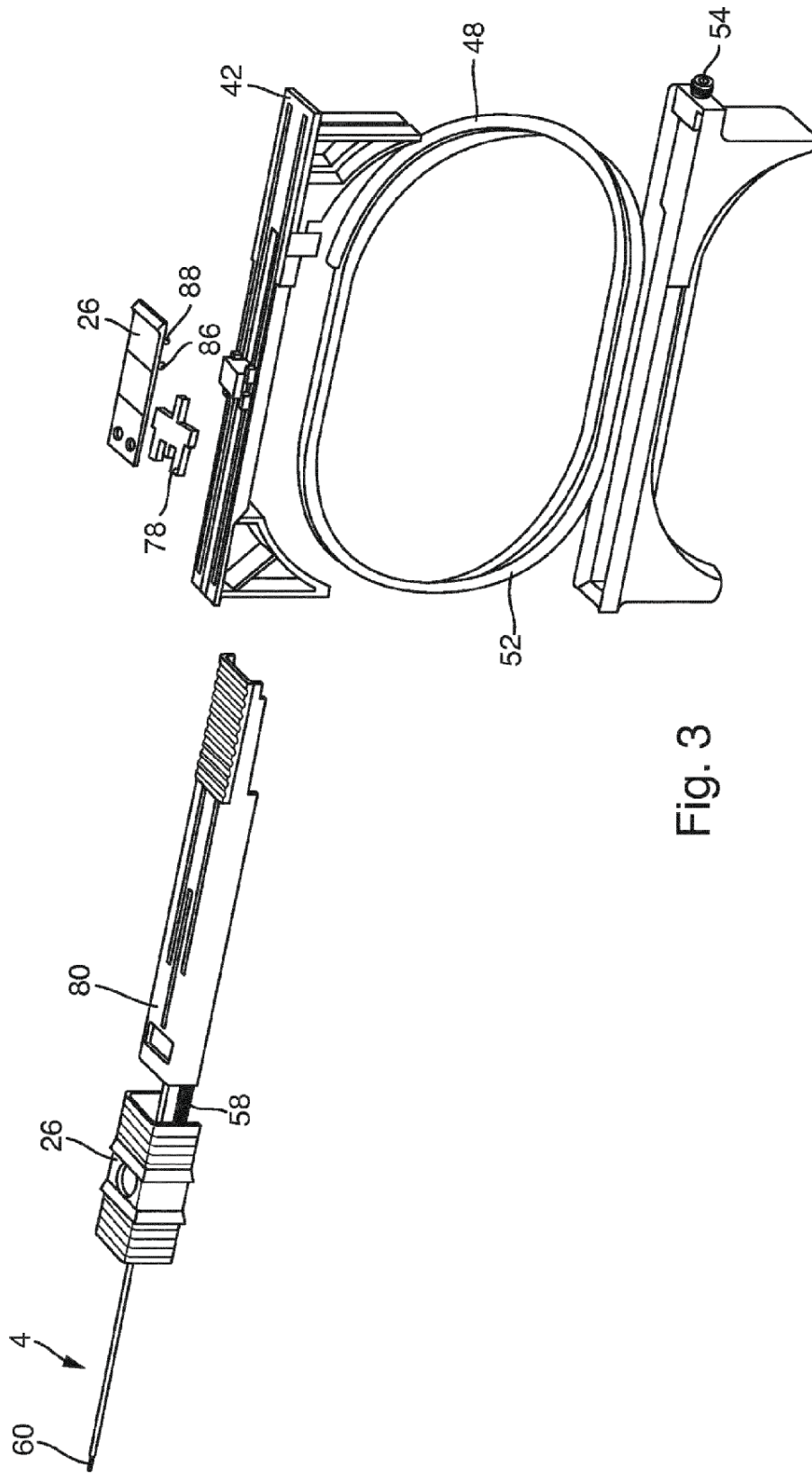


Fig. 3

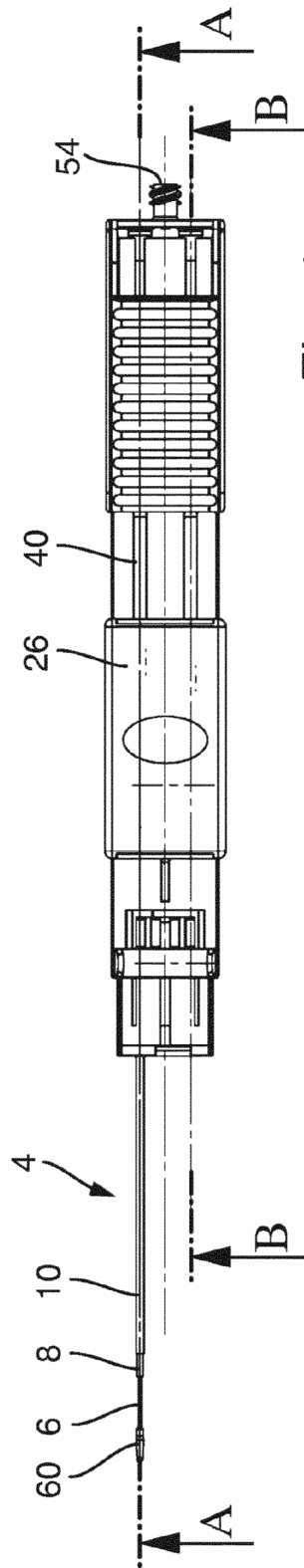


Fig. 4a

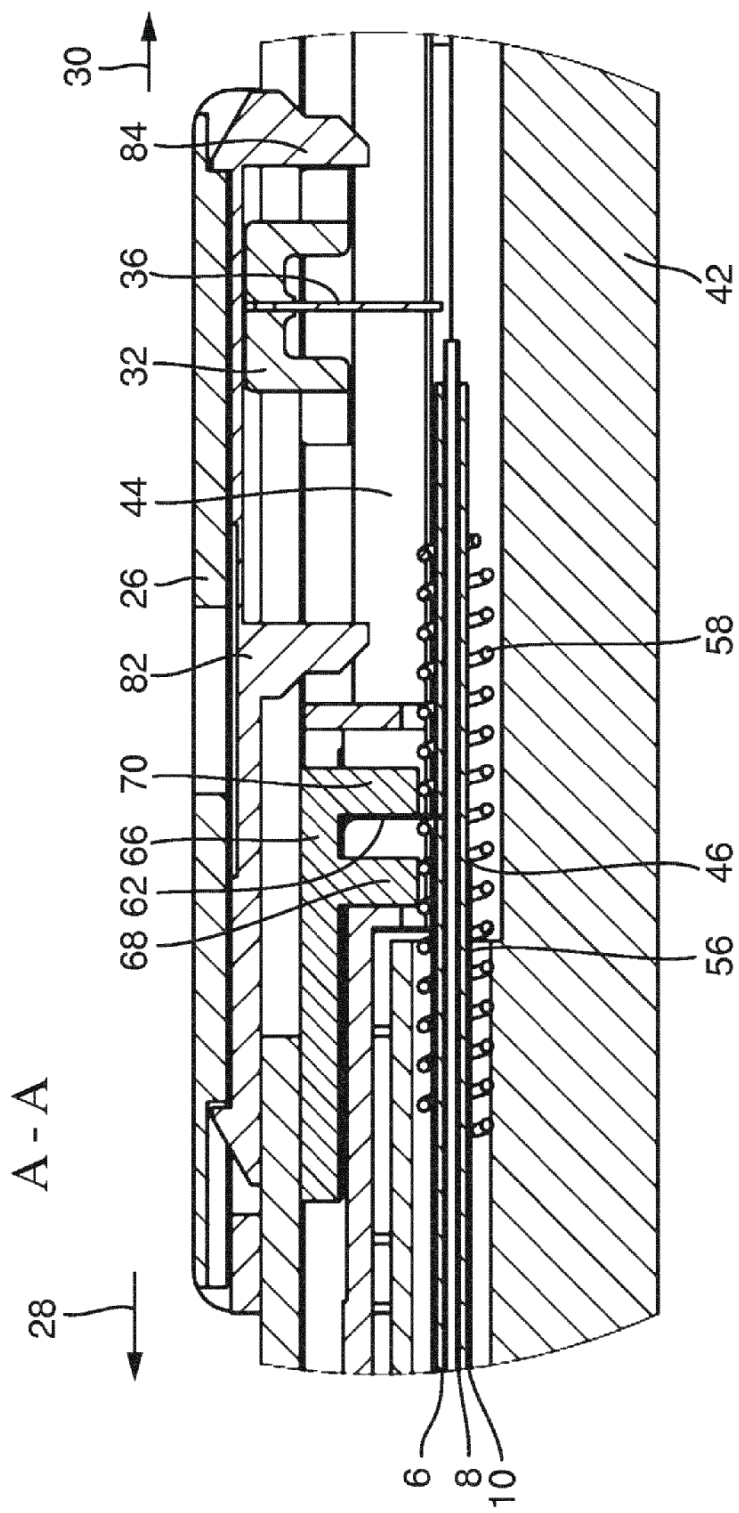


Fig. 4b

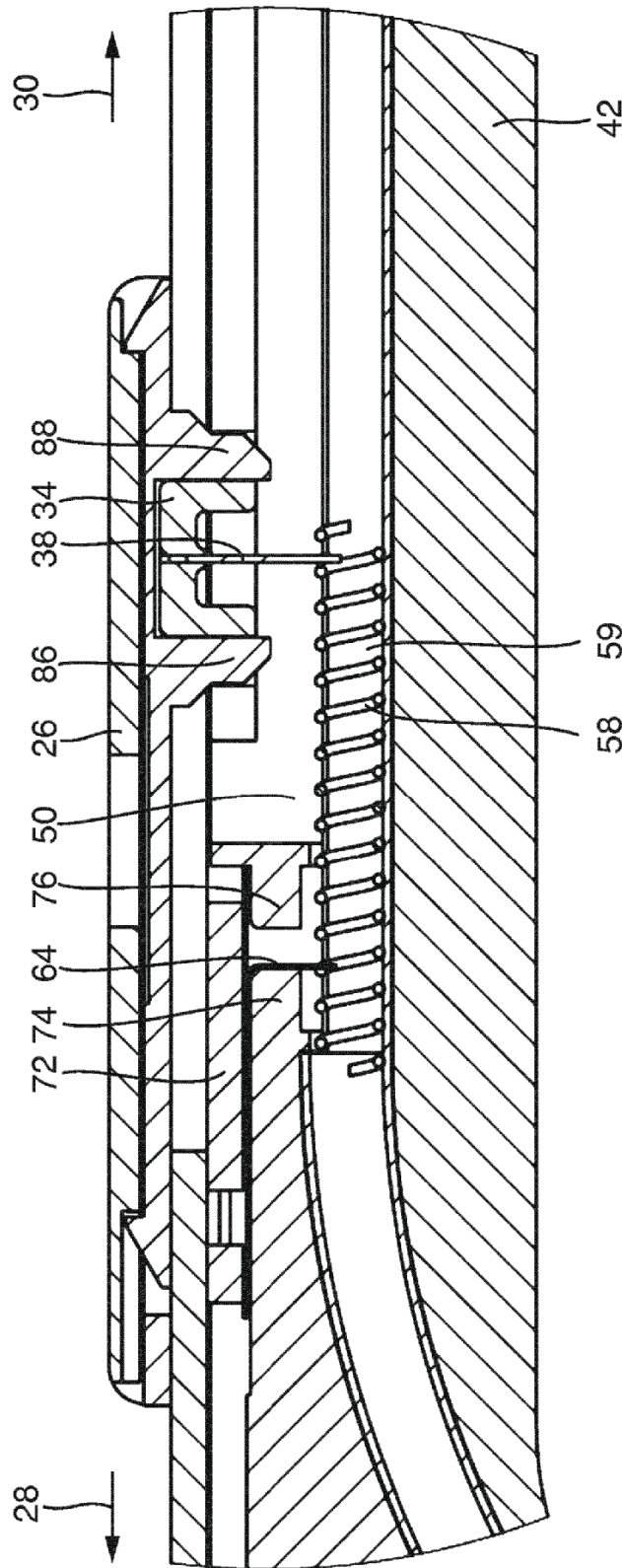


Fig. 4C

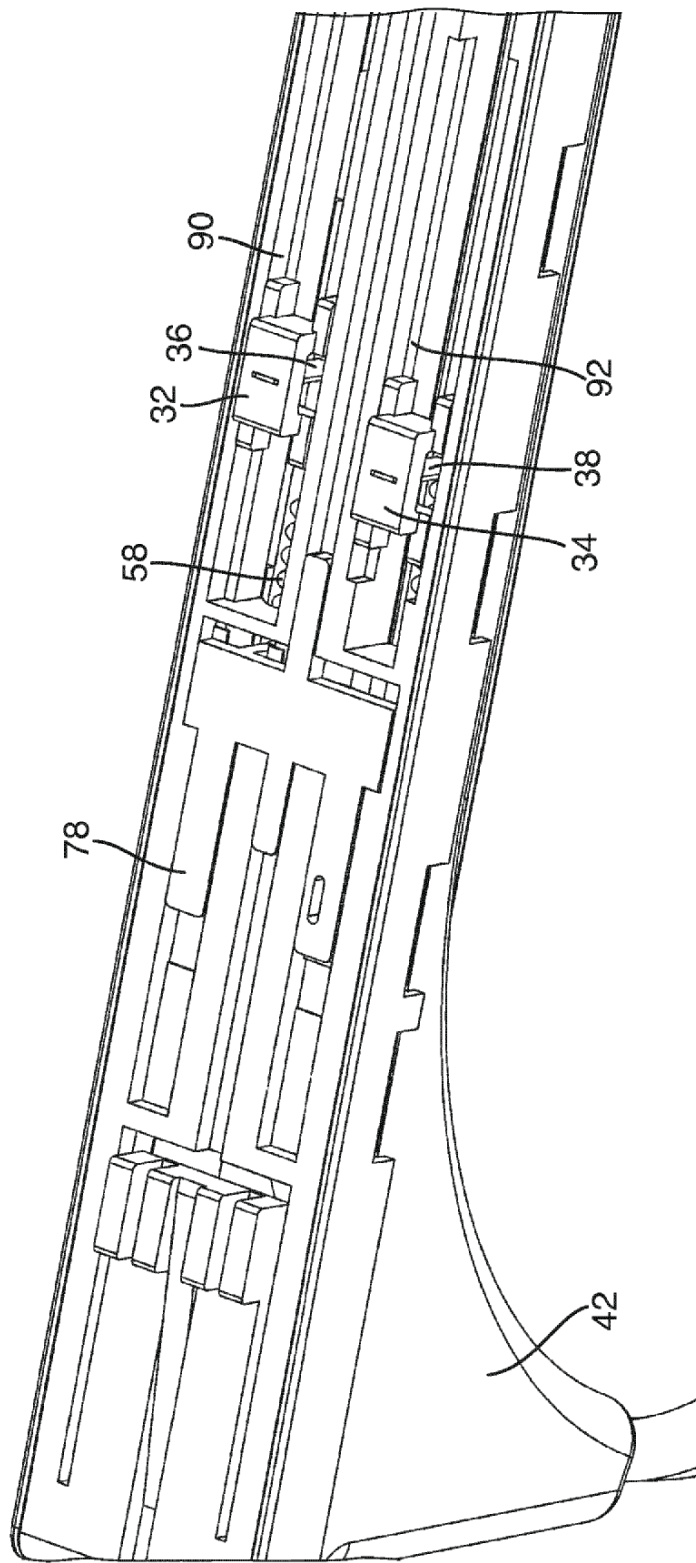
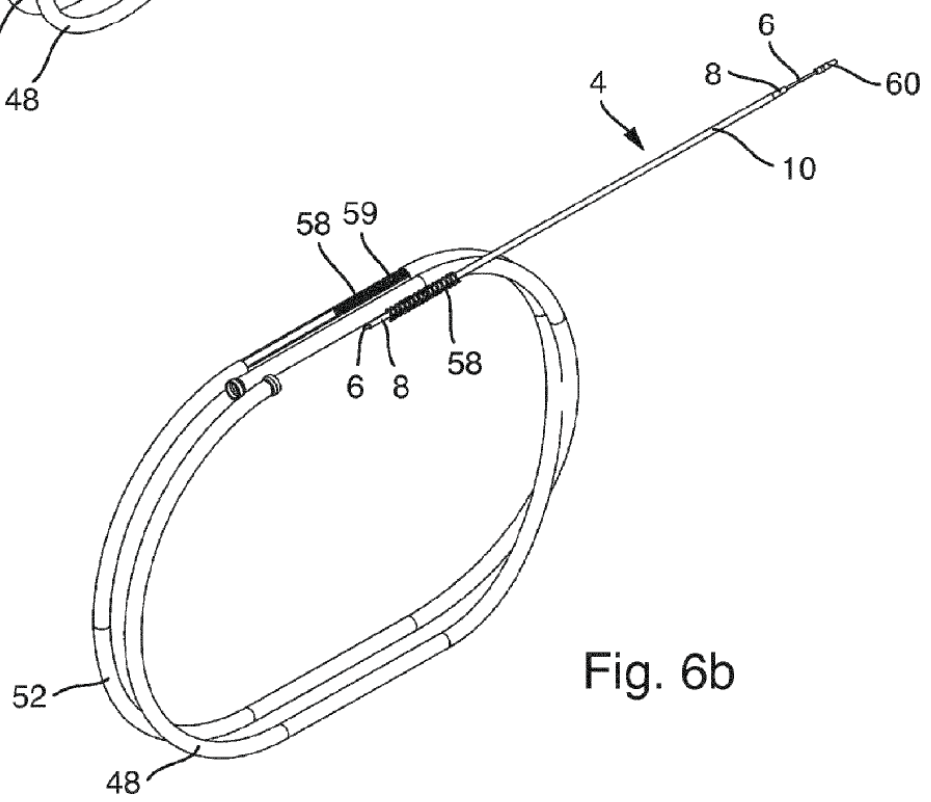
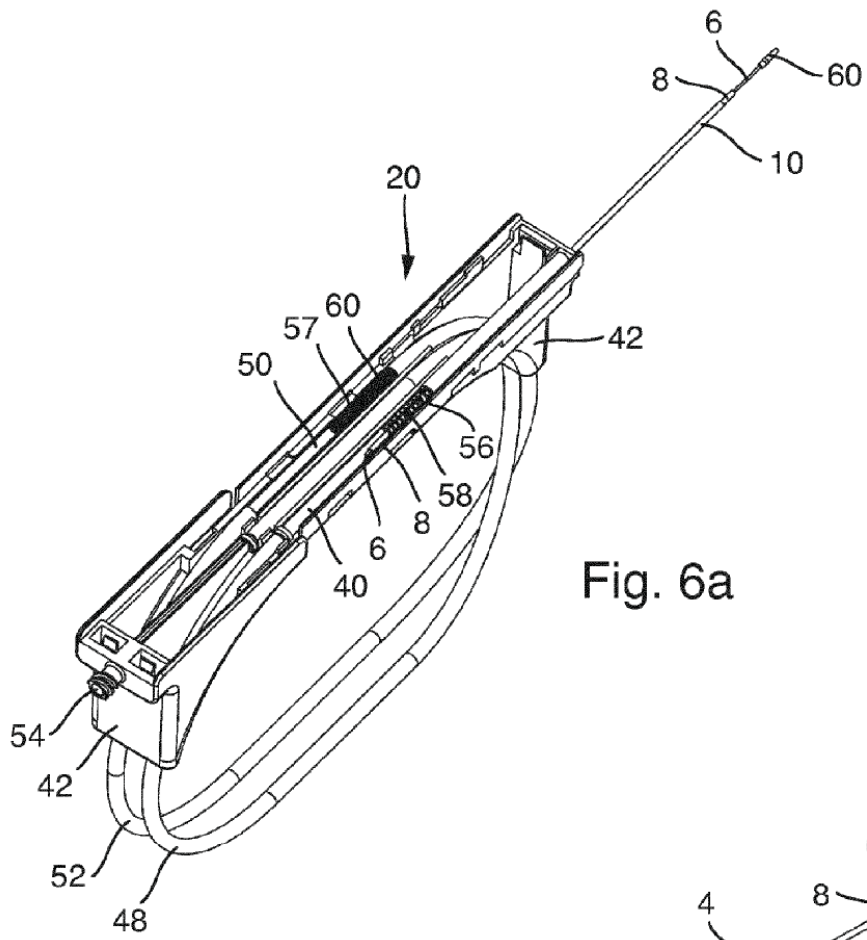


Fig. 5



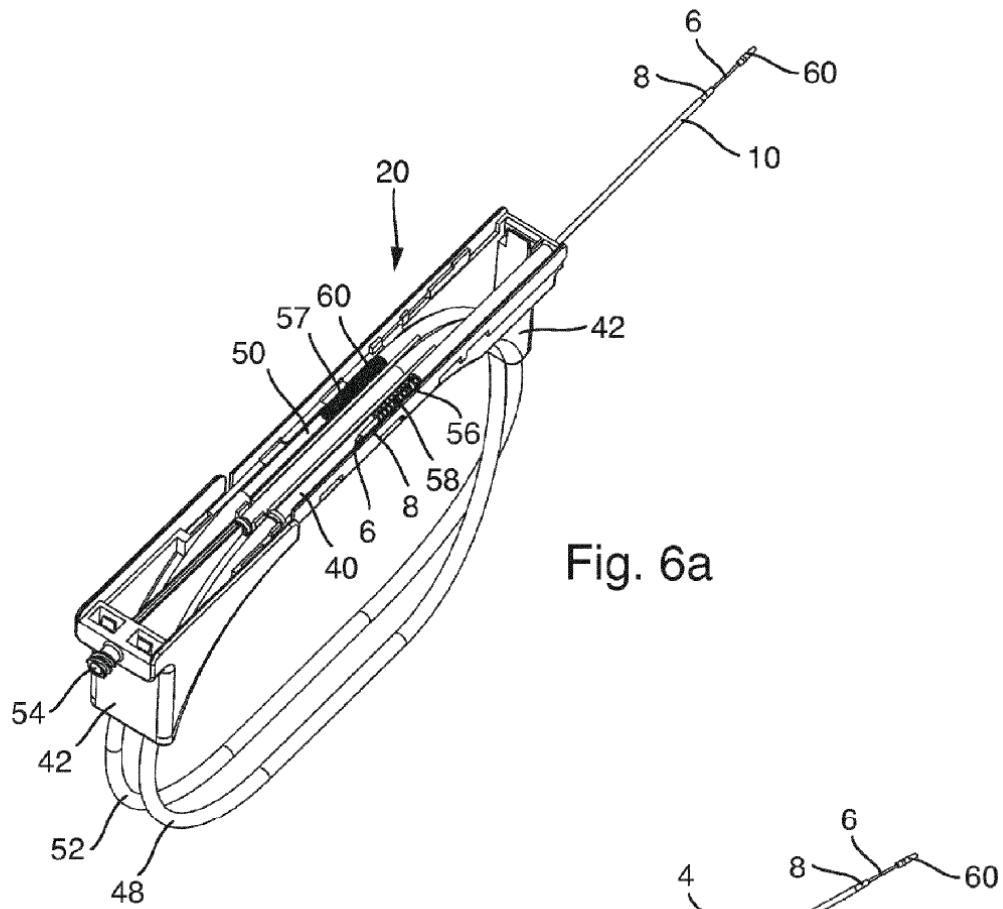


Fig. 6a

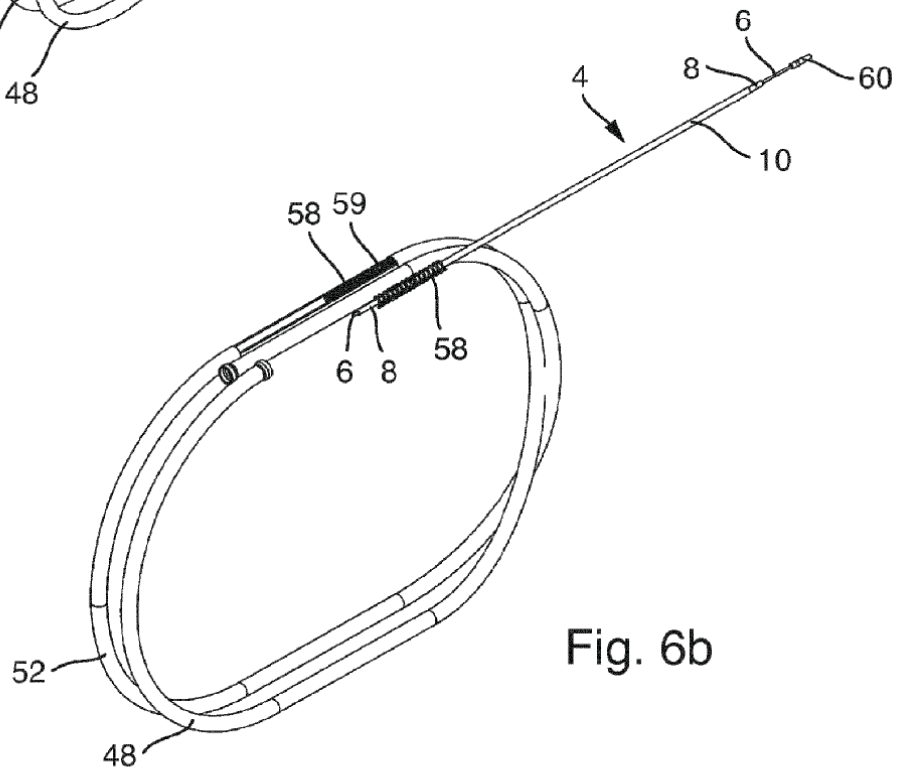


Fig. 6b

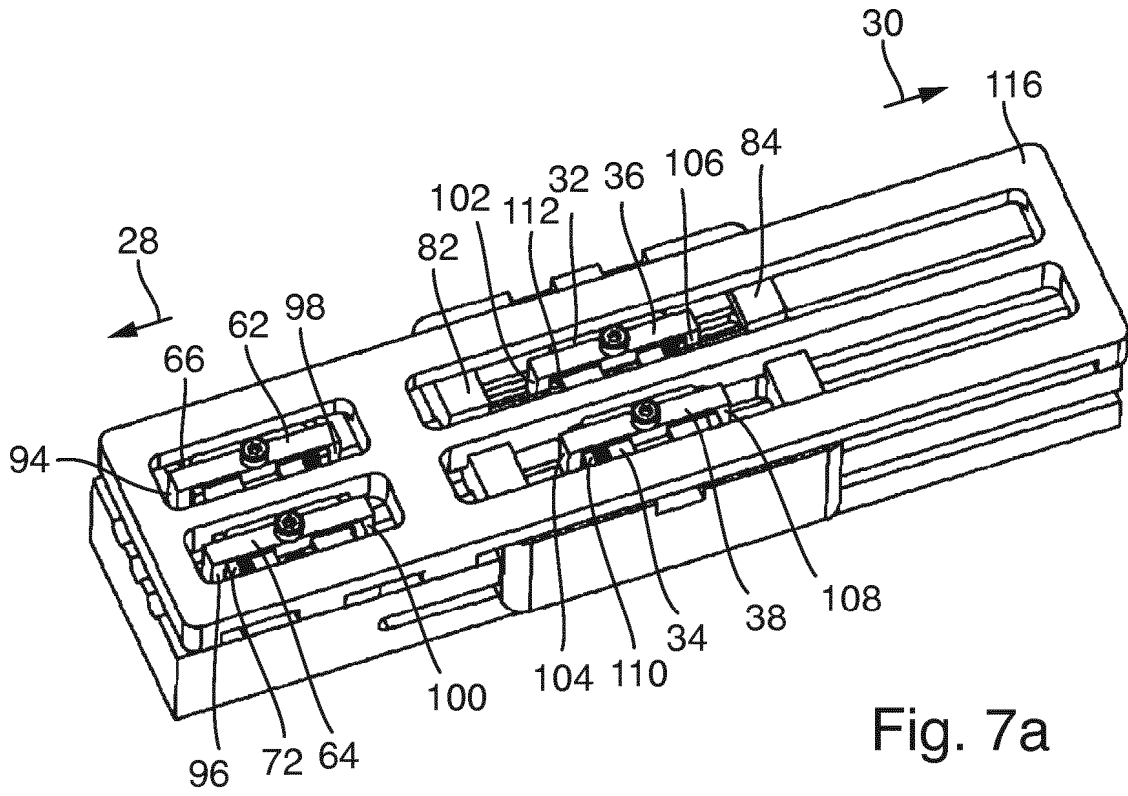


Fig. 7a

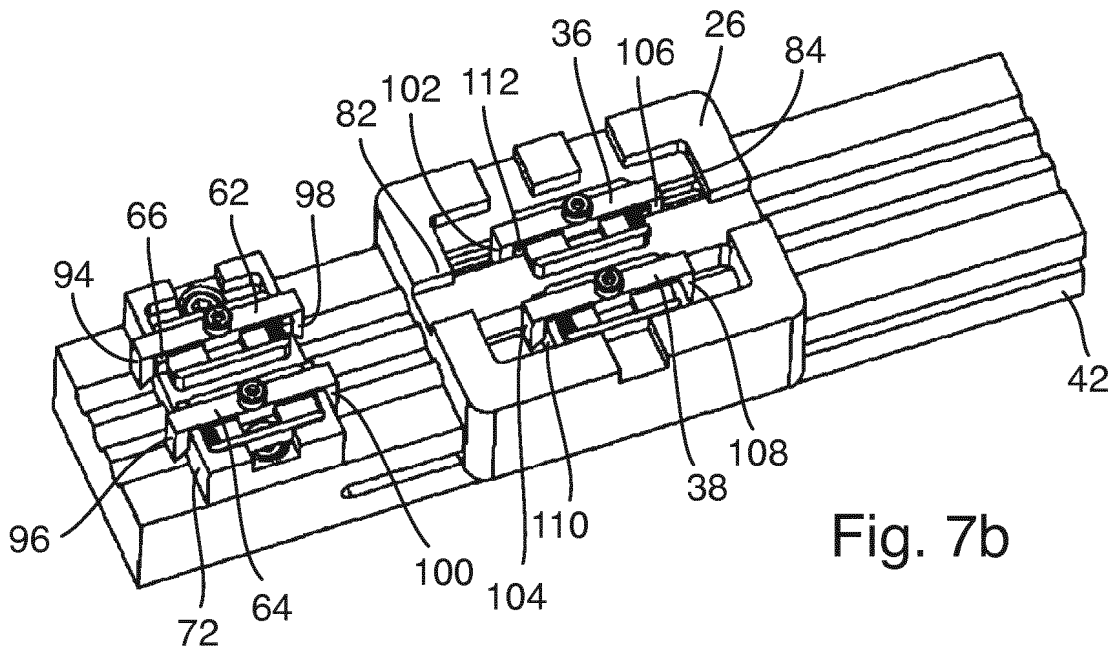


Fig. 7b

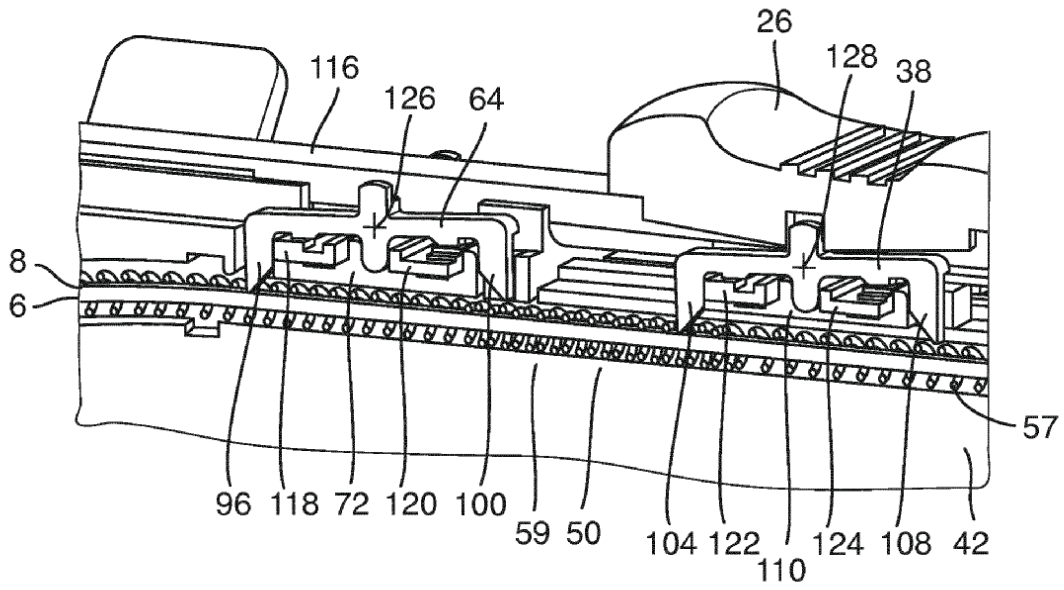


Fig. 8

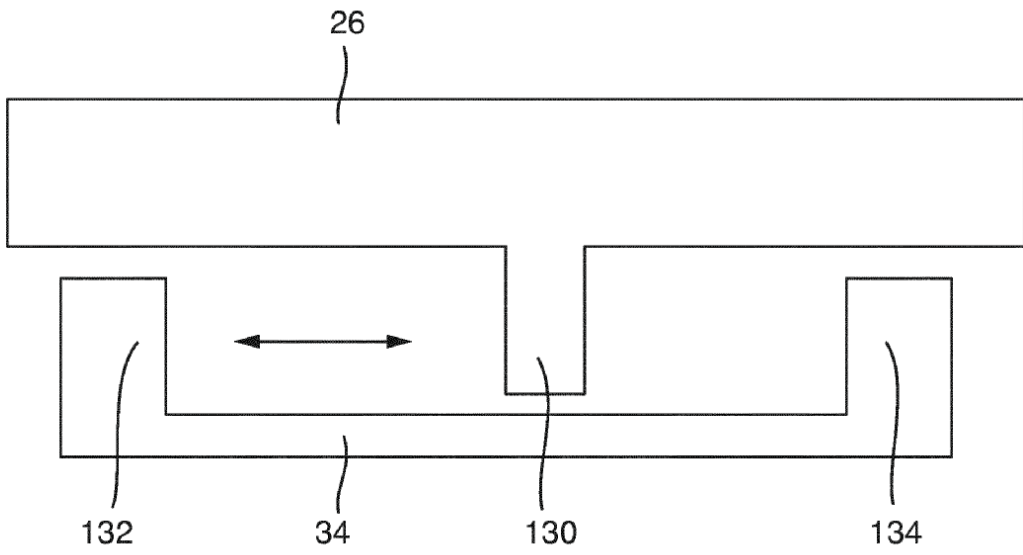


Fig. 9

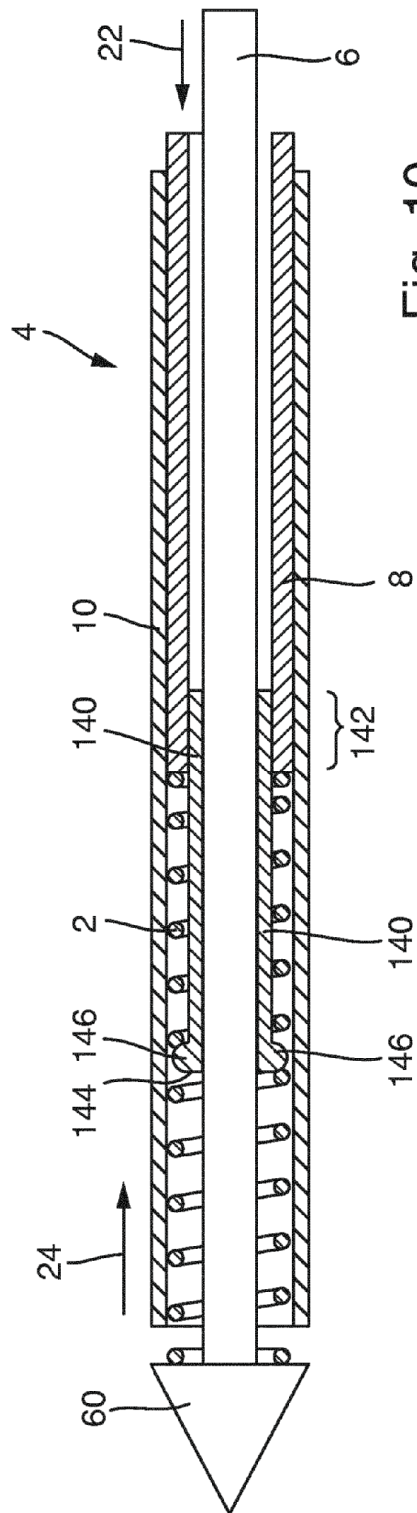


Fig. 10