

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 991 978**

51 Int. Cl.:

F16L 55/134 (2006.01)

F16L 55/16 (2006.01)

A61F 2/94 (2013.01)

F16L 55/165 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **29.04.2019** **PCT/GB2019/051179**

87 Fecha y número de publicación internacional: **31.10.2019** **WO19207323**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **29.04.2019** **E 19721368 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **16.10.2024** **EP 3784948**

54 Título: **Stent inflable**

30 Prioridad:

27.04.2018 GB 201806944

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
05.12.2024

73 Titular/es:

AIR BAG STOPPER HOLDINGS LIMITED (100.0%)
LindsaysCaledonian Exchange19A Canning
Street
Edinburgh EH3 8HE, GB

72 Inventor/es:

MENZIES, JOHN y
GRANT, DAVID

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 991 978 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

Stent inflable

5 Campo de la invención

La invención se refiere a stents inflables para su uso en la reparación y mantenimiento de tuberías, tales como tuberías de suministro de agua o gas. Los stents inflables también pueden encontrar uso como dispositivos médicos, por ejemplo, para permitir mantener el flujo de fluido en una luz dañada del cuerpo, tal como el esófago.

10 Antecedentes de la invención

Los dispositivos inflables tales como bolsas inflables se usan para detener el flujo en tuberías, tales como tuberías de gas o agua, para permitir que se lleven a cabo los procedimientos de reparación y mantenimiento.

Por ejemplo, dos dispositivos inflables de este tipo pueden permitir aislar una sección corta de tubería dañada con una bolsa inflable a cada lado de la sección dañada. Esto evita tener que despresurizar, aislar o incluso drenar una sección larga de tubería para permitir un acceso seguro para su reparación o reemplazo. A modo de ejemplo adicional, se pueden aislar secciones largas de tuberías, de 500 m o más, usando tales bolsas inflables. Esto se puede hacer cuando se está llevando a cabo el reemplazo o el abandono de un sistema extenso, tal como una tubería principal de gas.

En algunos procedimientos, se puede derivar una sección aislada de tubería para permitir que el flujo continúe a través de un bucle de derivación de tubería que se conecta a cualquier extremo de la sección aislada. La sección aislada de tubería puede despresurizarse y emprenderse el trabajo.

A modo de enfoque alternativo, se puede considerar el uso de un stent a la hora de reparar, mantener o corregir tuberías. Un stent generalmente tiene un paso para permitir que el flujo continúe, al tiempo que soporta o incluso aísla una sección de tubería que está dañada, debilitada o que incluso ha fallado, provocando fugas. Por lo tanto, un stent puede puentear una longitud dañada de una tubería (desde el interior); desde una sección no dañada, pasando el daño, hasta una sección no dañada en el otro lado; para proporcionar un paso seguro para un flujo de fluido, incluso un flujo de fluido presurizado.

Las operaciones de stent pueden incluir el aislamiento de tramos dañados o fallidos de un sistema de tuberías, el sellado de fugas en juntas de tubería o paredes de tubería dañadas, el mantenimiento, la reparación o el reemplazo de componentes de tubería tales como válvulas o secciones de tubería, y la reparación temporal o permanente de paredes de tubería dañadas.

Existe la necesidad de stents y de sistemas mejorados para su uso. En particular, para permitir el uso de un stent inflable en entornos relativamente duros, tales como sistemas de gas, aceite y agua, incluso a alta presión, por ejemplo, sistemas de tuberías de la red de agua.

De manera similar, existe la necesidad de stents mejorados y de sistemas de uso en aplicaciones médicas, donde la velocidad, la facilidad de uso y la confianza en un despliegue exitoso son de gran importancia.

El documento US5427153 divulga un dispositivo de tapón de drenaje mejorado. El dispositivo incluye un elemento tubular autoportante alargado, hueco, flexible, resistente, unitario, que tiene una vía de paso central que se extiende completamente a través del mismo hasta las salidas en los extremos opuestos del elemento. El elemento tiene una porción de entrada bulbosa trasera, una porción intermedia muy flexible para permitir que el elemento se doble alrededor de las curvas en las líneas de drenaje, y una porción de salida bulbosa frontal. Las porciones de entrada y salida tienen el mismo grosor de pared lateral, mientras que la porción intermedia es preferentemente algo más gruesa. Preferiblemente, la porción intermedia tiene un diámetro más estrecho que las otras porciones del elemento. La porción de salida tiene una dureza Shore más alta que la porción de entrada y, por lo tanto, se expande radialmente bajo la presión del fluido interno más lentamente que la porción de entrada, pero se aplasta, tras eliminar dicha presión, a una velocidad más rápida, asegurando así que el agua en el elemento tubular durante el uso del mismo no retroceda y salga por la salida de entrada. La entrada está equipada con un conector de manguera de presión y la salida con una válvula de alivio de presión. El método incluye moldear el elemento tubular después de suministrar un molde con dos composiciones moldeables diferentes de tipo caucho de modo que, una vez asentadas, las tres porciones del elemento exhiban propiedades características separadas. El método también incluye instalar en el elemento el conector y la válvula de alivio.

El documento US9179921 divulga un dispositivo médico que consiste en un catéter de doble luz con tres globos de conexión interior que comprende un stent de globo. La aproximación ajustable a los tejidos usa una presión negativa ejercida entre el dispositivo y la mucosa del estómago/esófago/colon, con aislamiento mejorado del sitio de la lesión, a través de un stent de balón ajustable, y una potencial aplicación adicional de presión negativa en el sitio de la lesión para un proceso de curación activo y un potencial de alimentación distal.

El documento US2002/033554 divulga un método y un aparato para instalar un material de revestimiento en un conducto anfitrión tal como, por ejemplo, una tubería de alcantarillado, una tubería de hidrocarburos, una línea de gas, una línea de agua, una tubería química industrial o una línea de agua salada. El material de revestimiento puede incluir un revestimiento de compresión y/o un revestimiento previo que se fija a la pared interior del conducto anfitrión para reparar o reforzar el conducto anfitrión, o para separar el conducto anfitrión de los materiales transportados por dentro del nuevo revestimiento formado a partir del material de revestimiento. Puede colocarse resina curable, lechada o cemento entre el material de revestimiento y el conducto anfitrión para fijar el material de revestimiento en su sitio. Antes del curado y durante el mismo, se puede usar un fluido tal como aire o agua para inflar hacia fuera el revestimiento de compresión, hacia el conducto anfitrión. Pueden usarse espaciadores colocados entre al menos una porción del material de revestimiento y el conducto anfitrión para (i) calibrar el espesor del material de revestimiento y el material curable que se cura para formar el nuevo revestimiento, y, (ii) formar canales de comunicación adaptados para alojar dispositivos tales como alambre, cable, cable de fibra óptica, líneas telefónicas, líneas eléctricas, etc. Los espaciadores y los canales pueden inflarse selectivamente a diversos tamaños para permitir calibrar el espesor del revestimiento y para formar canales de comunicación que tengan una anchura o altura seleccionada. Adicionalmente, el material de revestimiento puede estar formado como un elemento de revestimiento tubular, de una pieza, que tiene un recinto inflable definido entre una capa interior y una exterior del elemento de revestimiento. El recinto se puede inflar selectivamente para (i) calibrar el espesor resultante del material de revestimiento curado, y, (ii) formar canales de comunicación que se extienden a lo largo de la longitud del conducto anfitrión.

Descripción de la invención

La presente invención proporciona un stent inflable que comprende una porción inflable, que comprende:

una membrana interior de un material laminar flexible que define un primer extremo y un segundo extremo de la porción inflable, y un paso entre los mismos cuando se infla; y
una membrana exterior de un material laminar flexible dispuesta alrededor de la membrana interior, definiendo la membrana exterior un primer diámetro del stent cuando se infla;

en donde, cuando se infla, las membranas interior y exterior se separan radialmente para definir un espacio anular entre las mismas;
las membranas interior y exterior están conectadas por una pluralidad de elementos de conexión en el espacio anular, y por una primera y segunda tapas de extremo que conectan las membranas en los respectivos primer y segundo extremos de la membrana interior; y

en donde la porción inflable está provista además de al menos una porción inflable de acoplamiento a tubería o luz que define un segundo y mayor diámetro del stent, cuando la porción inflable se infla.

La porción de acoplamiento a tubería o luz puede ser una porción, por ejemplo, un anillo, de un material elásticamente flexible. Por ejemplo, de espuma, caucho o gel (que puede proporcionarse en una bolsa) o combinaciones de los mismos. Ventajosamente, las porciones de acoplamiento a tubería o luz son inflables. Por lo general, son inflables y de un material laminar flexible.

En la **Descripción de la invención** del presente documento, el término luz se emplea para el espacio interior de una estructura generalmente tubular dentro de un cuerpo humano o animal. El término tubería se refiere a cualquier otro tipo de conducto generalmente tubular.

La porción inflable puede estar provista de una pluralidad de las porciones inflables de acoplamiento a tubería o luz.

Las membranas interior y exterior están formadas por un material laminar flexible. Las tapas de extremo también son típicamente de un material laminar flexible para ayudar a proporcionar un stent que (en el estado plegado) puede ser compacto y fácilmente maniobrable a su posición a través de una ruta que puede ser contorneada. A continuación, el stent se puede inflar. En uso, el stent puede desplegarse a lo largo de una tubería que está bajo presión, por ejemplo, una tubería de red de agua. Tal despliegue puede llevarse a cabo usando equipos de los tipos conocidos para el despliegue de bolsas inflables convencionales en un sistema de tuberías bajo presión. Por lo tanto, el stent puede desplegarse en un sistema de tuberías a través de puntos de acceso existentes, tales como una ramificación que incluya una válvula, o por medio de un sistema diseñado específicamente para acceder (y típicamente también salir) a un sistema de tuberías bajo presión. Por ejemplo, un sistema mediante el cual se obtiene acceso a una tubería ajustando una montura y un accesorio de contención de presión a la tubería. La montura y el accesorio permiten cortar la tubería mientras se mantiene la presión. A continuación, el stent se despliega a través del accesorio de contención de presión.

El paso puede ser generalmente de forma cilíndrica, con una membrana interior generalmente cilíndrica que lo define cuando el stent está inflado. Se pueden proporcionar otras formas del paso, por ejemplo, generalmente troncocónica, con un diámetro más estrecho en uno de los extremos que en el otro. Típicamente, las membranas interior y exterior son ambas generalmente de forma cilíndrica cuando se inflan. Sin embargo, se pueden emplear otras formas de estructura de membrana interior y/o exterior. Por ejemplo, si una tubería tiene una sección transversal cuadrada,

entonces puede encontrar uso una membrana exterior que adopte una forma cuadrada o sustancialmente cuadrada cuando se infla. La membrana interior puede adoptar la misma forma general que la exterior o puede ser diferente. La porción inflable puede adoptar la forma de una curva (cuando está inflada) para algunas aplicaciones. Esto puede permitir un mejor sellado a las paredes interiores de una tubería o luz cuando el stent se despliega en una sección curva de tubería o luz.

La membrana interior define los extremos primero y segundo de la porción inflable. La membrana exterior está dispuesta alrededor de la membrana interior y, por lo tanto, puede tener un primer y segundo extremos correspondientes, es decir, puede tener la misma longitud, o sustancialmente la misma. Por ejemplo, cuando se inflan, las membranas interior y exterior y las tapas de extremo primera y segunda pueden adoptar la forma de una tubería cilíndrica o sustancialmente cilíndrica con caras de extremo definidas por las tapas de extremo. Las tapas de extremo pueden proporcionar caras de extremo planas o sustancialmente planas a la porción inflable. Como alternativa, las tapas de extremo pueden estar perfiladas, con una forma que se proyecta hacia fuera, generalmente en la dirección axial, desde los extremos primero y segundo. Por ejemplo, una tapa de extremo, vista en sección transversal, puede presentar una superficie curva que se proyecta hacia fuera hacia la dirección del flujo. Esta superficie puede ayudar a reducir la turbulencia y/o presión experimentada por la porción inflable en uso, evitando que el stent se desprenda debido a la presión del flujo de fluido a través del mismo.

Los elementos de conexión pueden ser una pluralidad de cordones o alambres que pueden extenderse cada uno hacia fuera desde la membrana interior hasta la membrana exterior cuando se infla el stent, (una disposición denominada "de hilo caído").

Los elementos de conexión pueden ser porciones de membrana (porciones de lámina), que puede ser de un material laminar flexible. Cada una de las porciones de membrana del elemento de conexión puede extenderse hacia fuera (típicamente radialmente hacia fuera) desde la membrana interior hasta la membrana exterior y discurrir a lo largo de la longitud axial de la porción inflable del stent, es decir, en dirección desde el primer hacia el segundo extremo. Las porciones de membrana de conexión pueden discurrir axialmente a lo largo de sustancialmente toda la longitud, o a lo largo de toda la longitud de la membrana interior. Opcionalmente, puede haber uno o varios espacios que dividen en subporciones una porción de elemento de conexión que se extiende axialmente a lo largo de sustancialmente toda la longitud, o a lo largo de toda la longitud de la membrana interior. Las membranas de conexión que se extienden a lo largo de la longitud de la membrana interior pueden ser continuas o pueden estar interrumpidas, por ejemplo, por una abertura que permite la comunicación fluida entre las mismas.

Tales porciones de membrana pueden dividir el espacio anular en una serie de celdas que se extienden axialmente alrededor de su circunferencia.

Como una alternativa, las porciones de membrana pueden extenderse hacia fuera (típicamente radialmente hacia fuera) desde la membrana interior hasta la membrana exterior, pero discurriendo circunferencialmente alrededor del espacio anular, entre la membrana interior y la exterior. Se puede proporcionar una pluralidad de tales membranas, una tras otra, a lo largo de la longitud axial de la porción inflable. Esto divide el espacio anular en una serie de celdas que se extienden circunferencialmente, una tras otra, a lo largo de la longitud axial.

Todas las celdas pueden estar en comunicación fluida entre sí. Como alternativa, un grupo seleccionado de celdas puede estar en comunicación fluida entre sí y otro grupo seleccionado de celdas puede estar, por separado, en comunicación entre sí. Una o más celdas o grupos de celdas pueden inflarse selectivamente.

Por ejemplo, donde las porciones de membrana dividen el espacio anular en una serie de celdas que se extienden axialmente alrededor de su circunferencia, cada segunda celda alrededor de la circunferencia del espacio anular puede estar en comunicación fluida con otra segunda celda, y las celdas restantes pueden estar en comunicación fluida entre sí pero no con las segundas celdas. Esto proporciona dos grupos de celdas. Entonces es posible inflar un grupo de celdas sin inflar el otro. Esto puede ser útil cuando se desea inflar parcialmente el stent para proporcionarle alguna forma y/o rigidez para ayudar al despliegue a lo largo de una trayectoria, antes de inflarlo completamente durante el uso.

Las celdas pueden sellarse entre sí, excepto allí donde se proporciona comunicación fluida.

La comunicación fluida entre celdas puede proporcionarse de varias maneras. En general, se pueden proporcionar aberturas o vías de paso entre las celdas. Al inflarse, las partes en comunicación del stent se inflarán mediante la misma acción de inflado.

Al menos una tapa de extremo puede definir un espacio circunferencial en un extremo del stent que está en comunicación fluida con todas las celdas. Esto puede permitir el inflado del espacio anular desde un puerto que suministra fluido de inflado (gas o líquido). El puerto para inflar puede estar en la tapa de extremo.

Cuando se emplean porciones de membrana para dividir el espacio anular en una serie de celdas que se extienden axialmente alrededor de su circunferencia, cada una puede ser una porción separada, típicamente rectangular, de

material laminar flexible, unida a las membranas interior y exterior. Como alternativa, un número de las porciones de membrana, o todas las porciones de membrana, pueden estar fabricadas a partir de una sola lámina de material laminar flexible que se conecta alternativamente a lo largo de la longitud axial de la membrana interior y luego a lo largo de la longitud axial de la membrana exterior en una disposición en zig-zag que divide el espacio anular en celdas que se extienden axialmente.

Con una disposición en zigzag de este tipo, las celdas, vistas desde un extremo del stent, pueden ser generalmente de forma triangular (sección transversal). Como alternativa, las celdas pueden formarse para tener una forma generalmente trapezoidal. Esto se puede lograr si la lámina única se une circunferencialmente a lo largo de una porción de la membrana interior antes de extenderse radialmente hasta la membrana exterior, donde nuevamente se une circunferencialmente a lo largo de una porción antes de regresar a la membrana interior, y así sucesivamente. Esto se ilustra a continuación con referencia a una realización particular.

El uso de una pluralidad de elementos de conexión entre las membranas interior y exterior puede proporcionar una rigidez relativa a la porción inflable inflada del stent ya que las membranas interior y exterior están restringidas en una relación fija, después del inflado, evitando o al menos reduciendo el abultamiento o "hinchamiento" del material laminar flexible de las membranas interior y exterior. Cuando los elementos de conexión son porciones de membrana que dividen el espacio anular en una serie de celdas que se extienden axialmente alrededor de su circunferencia, se puede proporcionar una disposición notablemente consistente. Por ejemplo, suficientemente rígida para hacer frente a las fuerzas aplicadas cuando un caudal sustancial de agua u otro fluido circula a través del paso en uso del stent. Cuando los elementos de conexión dividen el espacio anular en una serie de celdas que se extienden circunferencialmente, se pueden contemplar beneficios similares en consistencia.

La porción inflable del stent está provista además de al menos una o una pluralidad de porciones de acoplamiento a tubería o luz de material laminar flexible que definen un segundo y mayor diámetro del stent, cuando este está inflado. Típicamente, la porción o porciones de acoplamiento a tubería o luz proporcionan el segundo diámetro a lo largo de solo una o mas partes de la longitud de la porción inflable. Estas porciones inflables de acoplamiento a tubería o luz permiten que el stent se instale en tuberías o luces de diferente diámetro (mayor que el primer diámetro) y, sin embargo, aún se acoplan firmemente con las paredes de la tubería o luz. El acoplamiento puede proporcionar un sello con las paredes de la tubería o luz. Al mismo tiempo, la disposición de membrana interior y exterior se puede inflar completamente para lograr la estructura relativamente rígida de las membranas interior y exterior conectadas por las tapas de extremo y los elementos de conexión. El paso entre el primer extremo y el segundo extremo definido por la membrana interior es relativamente rígido y robusto para su uso, p. ej., donde se anticipa que lo atraviese un fluido de flujo turbulento y/o que contenga sólidos durante el uso del stent.

Una ventaja adicional más de la pluralidad de porciones de acoplamiento a tubería o luz es que, cuando el stent se emplea en una tubería o luz de mayor diámetro que el primer diámetro, se puede definir un espacio anular externo entre el interior de la tubería o luz, las porciones de acoplamiento a tubo o luz y la superficie exterior de la membrana exterior.

Se puede acceder a este espacio anular externo, por ejemplo, para obtener muestras, para permitir pruebas o control de presión in situ, para ver la superficie interior de la tubería o luz (por ejemplo, mediante una cámara o un cable de fibra óptica que dirige una iluminación hasta una cámara), o incluso para permitir la reparación de la tubería o luz (por ejemplo, mediante inyección de un material de relleno que frague). Para ese fin, el stent puede estar provisto de un puerto que proporciona comunicación fluida desde el paso a través del espacio anular y fuera de la membrana exterior, en una ubicación entre las porciones de acoplamiento a tubería o luz.

Además, cuando el stent se instala en una sección de tubería o luz que está dañada, se puede evitar el contacto entre la membrana exterior y la parte dañada de la pared de la tubería o luz, reduciendo el riesgo de que se produzcan daños adicionales al inflar el stent.

Las porciones de acoplamiento a tubería o luz pueden proporcionarse una en cada extremo de la porción inflable del stent (o cerca de este). Las porciones de acoplamiento a tubería o luz pueden proporcionarse en otras ubicaciones a lo largo de la longitud de la porción inflable del stent. Unas porciones adicionales, por ejemplo, una o varias, a intervalos a lo largo de la longitud del stent, pueden proporcionar un acoplamiento más seguro a las paredes de la tubería o luz. La disposición puede ayudar a agarrar la pared de la tubería o luz y/o proporcionar un sellado más eficaz para evitar que el fluido fluya más allá del stent (entre el stent y la pared de la tubería o luz).

Las porciones de acoplamiento a tubería o luz pueden proporcionarse de diversas maneras. Las porciones de acoplamiento a tubería o luz pueden ser partes de mayor diámetro (cuando están infladas) de la membrana exterior. Pueden ser partes de mayor diámetro de la membrana exterior que se conectan a la tapa de extremo respectiva.

Las porciones de acoplamiento a tubería o luz pueden formarse como cámaras separadas que pueden inflarse por separado o pueden estar en comunicación fluida con el espacio anular e inflarse cuando el espacio anular, o una parte del espacio anular, (tal como una celda formada por los elementos de conexión y las membranas interior y exterior), están inflados.

Más generalmente, el inflado de la porción inflable del stent se produce cuando el espacio anular se llena con un fluido de inflado y las porciones de acoplamiento a tubería o luz también se inflan con un fluido de inflado. El fluido de inflado puede ser un gas (por ejemplo, aire o un gas no inflamable como nitrógeno), un líquido (tal como agua), un fluido que frague como un sólido (tal como una composición de resina curable) o incluso una espuma, tal como una composición de espuma que frague como una espuma sólida. El fluido de inflado puede suministrarse a diferentes partes inflables del stent a través de puertos o colectores apropiados. Convenientemente y tal como se ha analizado anteriormente, diferentes partes de la porción inflable del stent están en comunicación fluida (tienen aberturas o vías de paso que se conectan entre sí) para reducir el número de ubicaciones donde se aplica fluido de inflado para inflar el stent en su conjunto.

Como el stent se despliega típicamente a lo largo de una tubería o luz antes del inflado, es conveniente que el stent se infle suministrando fluido de inflado por un solo extremo. Por ejemplo, teniendo uno o varios puertos de inflado, o uno o varios colectores de inflado, para alimentar fluido de inflado en la porción inflable de una de las tapas de extremo. Como alternativa, los puertos o colectores pueden estar ubicados en un extremo del stent o cerca del mismo.

El stent tiene una porción inflable. Para algunos usos habrá una única porción inflable, que puede constituir el cuerpo principal del stent. Sin embargo, como alternativa, el stent puede tener dos porciones inflables, típicamente de la misma forma que se ha analizado anteriormente. Cada una puede tener las mismas o diferentes características opcionales. Las dos porciones inflables pueden conectarse entre sí a través de una porción tubular de material laminar flexible, para proporcionar flujo a través del stent en su conjunto. La porción tubular de material laminar flexible puede ser, p. ej., cilíndrica, pero se contemplan otras formas. La porción tubular de material laminar puede proporcionar un acoplamiento de sellado entre las dos porciones inflables.

Por lo tanto, cuando se despliega e infla, con ambas porciones inflables en acoplamiento de sellado con las paredes de una tubería o luz, el stent proporciona un paso para el flujo circulante de fluido que se extiende a través de la primera porción inflable, la porción tubular de material laminar flexible y la segunda porción inflable.

La porción tubular de material laminar flexible puede ser del mismo tipo de material que las láminas de membrana de las porciones inflables. Sin embargo, para permitir la contención de la presión, la porción tubular de material laminar flexible puede ser de un material diferente y/o puede estar reforzada, por ejemplo, con un refuerzo trenzado o capas de refuerzo tales como las que se encuentran en las mangueras de presión y similares.

También se contempla un stent que incluye tres o incluso más porciones inflables, típicamente con una porción tubular de material laminar flexible entre cada par de porciones inflables, a lo largo de la longitud del stent.

Las disposiciones con dos o más porciones inflables pueden tener ventajas. La porción tubular de material laminar de membrana que conecta las porciones inflables relativamente consistentes o rígidas (cuando están infladas) puede acomodar más fácilmente imperfecciones y/o curvas o incluso desplazamiento radial entre extremos (después de una rotura) en una tubería o luz. Se emplea relativamente menos material cuando el stent no es inflable a lo largo de toda su longitud, lo que puede ayudar al despliegue a través de una abertura estrecha. El uso de porciones tubulares de material laminar de membrana puede facilitar el acceso al espacio anular externo, ya que puede proporcionarse el paso a través de una única membrana.

El fluido de inflado se puede suministrar por medio de uno o varios tubos adecuados, conectados ventajosamente en un extremo del stent. Se puede emplear un tubo de inflado adecuadamente consistente a modo de una varilla de despliegue que se conecta a un extremo del stent y permite que el stent desinflado se mueva a lo largo de una trayectoria hasta la ubicación donde se pueda inflar.

Más generalmente, el stent puede desplegarse usando una varilla de despliegue. Como alternativa, puede usarse el despliegue por un dispositivo robótico (atado o no atado a un conducto umbilical). La varilla de despliegue generalmente puede ser deformable elásticamente para permitir el control del stent pero también para permitir su curvatura alrededor de los contornos de una trayectoria de despliegue, tal como a través de válvulas y alrededor de curvas. Una varilla de despliegue es conveniente cuando el stent se despliega en un sistema de tuberías presurizado usando un equipo de despliegue bajo presión. La varilla puede pasar a través de un prensaestopas en el sistema de despliegue para introducir y/o retirar el stent de la misma manera que se emplea para introducir o retirar las bolsas inflables empleadas en los sistemas de sellado de tuberías de la técnica anterior.

Convenientemente, una varilla de despliegue para desplegar el stent puede pasar a través del paso y conectarse al stent en el extremo distal al de un usuario que despliegue el stent. Por lo tanto, el extremo de la varilla de despliegue que se conecta al stent tira del stent, en lugar de empujarlo, a lo largo de una trayectoria, p. ej., a lo largo del interior de una tubería o luz. Como alternativa o adicionalmente, la varilla de despliegue puede conectarse al extremo proximal del stent para permitir empujar el stent durante la inserción a lo largo de una tubería o luz. Cuando se retira el stent, una conexión proximal permite extraer el stent de la tubería o luz. La varilla de despliegue puede llevar, o puede ser, un tubo de inflado para el stent. La varilla de despliegue puede incluir otro aparato. Por ejemplo, la varilla de despliegue puede montar al menos una cámara y, opcionalmente, al menos una iluminación. Esto permite ver la trayectoria (por

ejemplo, tubería) a lo largo de la que se está desplegando el stent. Convenientemente, cuando se emplea una cámara, o una cámara e iluminación, estas se montan hacia o en un extremo de la varilla de despliegue, por delante del extremo del stent. Por lo tanto, la cámara puede proporcionar una vista de la trayectoria hacia delante para un operador que despliegue el stent. Otro equipo opcional, que puede estar provisto de stents y puede incluirse convenientemente en o sobre una varilla de despliegue, incluye uno o más de un micrófono, un hidrófono y un sensor de sonda u otro dispositivo para permitir la ubicación del stent desde la superficie/fuera de la tubería o luz. El extremo frontal de una varilla de despliegue puede incluir una formación tal como una forma de bola o cono para facilitar el guiado del aparato a lo largo de una tubería o luz.

Una varilla de despliegue puede ser desmontable y separable del stent. Por ejemplo, cuando la varilla incluye o es un tubo de inflado, la conexión a un puerto de inflado puede ser a través de una válvula antirretorno instalada en el puerto, para evitar que se desinfe al separar la varilla de despliegue. Por lo tanto, un tubo de inflado y/o una varilla de despliegue separables de forma remota, combinados con una válvula o válvulas de cierre automático, son convenientes cuando el stent se va a dejar en el sitio durante un período de tiempo prolongado.

Cuando se retira el stent, puede ser conveniente que la varilla de despliegue se conecte al extremo proximal del stent (es decir, el extremo del stent más cercano a un usuario que manipule la varilla de despliegue). Cuando el stent se está retirando de una ubicación (después del desinflado o desinflado parcial), esta conexión puede permitir que la varilla extraiga el stent de la tubería o luz donde haya sido desplegado. Convenientemente, (especialmente cuando se hace uso de una varilla de despliegue que se conecta al stent en el extremo distal al de un usuario) la conexión proximal puede hacerse mediante uno o más, (típicamente una pluralidad) de cordones o correas que se conectan desde la varilla de despliegue a una porción inflable del stent. Los cordones o correas pueden conectarse a la membrana exterior, por ejemplo.

Los cordones o correas pueden extenderse, cuando la porción inflable está inflada, desde uno o varios puntos de conexión en la varilla de despliegue hasta el extremo proximal del stent. El punto de conexión en la varilla de despliegue puede estar convenientemente en una ubicación más cercana al usuario que el extremo proximal del stent.

La membrana interior define un paso desde el primer extremo hasta el segundo extremo de la porción inflable. Normalmente, tales pasos a través de las porciones inflables y las porciones de membrana tubular de conexión (si se emplean) pueden proporcionar una comunicación fluida desde un extremo del stent al otro, permitiendo que continúe el flujo a través de una tubería o luz después de la instalación (e inflado). Esto es típico para un stent usado en aplicaciones médicas.

Como alternativa, el paso a través del stent puede bloquearse, p. ej., por una tapa de extremo, o una membrana de sellado a medio camino a lo largo del paso, si se va a evitar el flujo circulante en un uso particular.

Por ejemplo, el stent puede estar provisto de una o más membranas de sellado a medio camino a lo largo del paso. Esto puede permitir el flujo de fluido y/o la ventilación del paso por un extremo del stent, o por una porción intermedia del stent, para separarse del flujo de fluido y/o ventilación por el otro extremo del stent. La ventilación o el flujo de fluido pueden salir a través de un puerto adecuado en la pared del stent (membranas interior y exterior).

Convenientemente, para algunas aplicaciones, un extremo del stent puede estar provisto de un extremo que es tubular, tiene un acoplamiento de sellado al paso a través del stent y reduce su tamaño, para conectarse a, o ser conectable a, una estructura tubular. Por ejemplo, un extremo generalmente cónico puede conectarse, o ser conectable, a una tubería o manguera para el paso de fluido.

Al menos las membranas interior y exterior y las porciones de acoplamiento a tubería o luz son de un material laminar flexible. Pueden ser de materiales de tipo polimérico o de caucho y pueden reforzarse con fibras o tela tejida. Por ejemplo, puede emplearse caucho, poliuretano, tela (que puede estar recubierta de caucho o poliuretano). El material laminar flexible puede ser de diferentes espesores y el material laminar flexible puede incluir porciones que comprendan materiales laminares flexibles laminados entre sí. El material laminar flexible puede estar reforzado. Por ejemplo, por alambre metálico o por elementos plásticos de un material que sea relativamente más fuerte y/o más consistente que el material laminar flexible.

El stent puede fabricarse de diversas formas, por ejemplo por unión de piezas de material laminar de plástico entre sí, p. ej., uniéndolas con adhesivo o soldadura por RF. Se puede emplear costura para unir componentes entre sí. Como alternativa, se puede usar extrusión para extruir la membrana interior y exterior, y las porciones de membrana intermedias, como una unidad de una pieza. Las tapas de extremo y cualquier otra parte requerida se pueden agregar a la extrusión. También se contemplan métodos de fabricación de tipo conformación al vacío, moldeado, fundición o incluso impresión 3D.

La presente invención también proporciona un método para derivar una sección de tubería o luz, comprendiendo el método:

obtener acceso a una sección de tubería en dos ubicaciones, una corriente arriba y otra corriente abajo, a cada

lado de una sección de tubería a desviar;
 desplegar un stent inflable tal como se describe en el presente documento y disponer un paso a través de cada una de las ubicaciones;
 inflar los stents para obtener un acoplamiento de sellado sustancial con las paredes interiores de la tubería;
 5 proporcionar una tubería de derivación que se extienda exteriormente de la tubería desde la ubicación corriente arriba hasta la ubicación corriente abajo; y
 proporcionar una ruta de comunicación fluida de corriente arriba a corriente abajo a través de los pasos de los stents inflables y a través de la tubería de derivación para desviar dicha sección de tubería.

10 Las ubicaciones de acceso pueden ser conexiones a la tubería existentes, tales como un ramal que incluya una válvula, o por medio de un sistema diseñado específicamente para acceder a un sistema de tuberías bajo presión (y típicamente también para salir del mismo).

15 El método puede incluir además proporcionar un tercer stent inflable y desplegarlo a través de una de las ubicaciones de acceso en la dirección de la sección de tubería desviada. Esto puede permitir la ventilación y/o inspección de la sección desviada a través de una comunicación fluida, tal como una tubería que puede ventilar, por ejemplo, a través de la tubería de acceso correspondiente. Como alternativa, se pueden proporcionar un tercer y cuarto stents inflables, uno desplegado a través de cada ubicación de acceso, permitiendo la ventilación o la inspección a través de uno o ambos stents y ubicaciones de acceso.

20 La ruta de comunicación de fluido de corriente arriba a corriente abajo generalmente está sustancialmente sellada para evitar la pérdida de fluido, como es habitual para el trabajo de derivación. Por ejemplo, un extremo de cada stent puede estar provisto de un extremo que es tubular, tiene un acoplamiento de sellado al paso a través del stent y reduce su tamaño; y está conectado a la tubería de derivación.

25 **Breve descripción de los dibujos**

Las figuras 1a a 1d muestran un stent inflable y diversos detalles de su estructura;
 las figuras 2a, 2b muestran una estructura de stent alternativa;
 30 las figuras 3a a 3f muestran un stent inflable equipado con porciones inflables de acoplamiento a tubería o luz;
 las figuras 4a a 4c muestran características opcionales para un stent inflable;
 la figura 5 muestra un stent inflable con dos porciones inflables;
 la figura 6a muestra un sistema de derivación de tuberías de la técnica anterior; y
 la figura 6b muestra un sistema de derivación de tubería que hace uso de stents inflables.

35 **Descripción de algunas realizaciones con referencia a los dibujos**

La figura 1 muestra en una vista en perspectiva esquemática un stent inflable 1, sin las porciones de acoplamiento a tubería o luz de un stent de la invención (véanse las figuras 3, 4 y 5 y la descripción a continuación para estas).

40 El stent 1 se muestra en su estado inflado y es cilíndrico. El stent 1 tiene una membrana interior 2 que define los extremos primero y segundo 4, 6 y un paso 8 que permite el flujo de fluido. En las figuras 1 a 4, a continuación, el stent tiene solo una porción inflable 9. La figura 5 (analizada a continuación) muestra una disposición alternativa con dos porciones inflables. La membrana exterior 10 está separada de la membrana interior 2 y define un primer diámetro D1 del stent (figura 1b). También es visible en la figura 1a un puerto o válvula 14 ubicado en una de las tapas de extremo 16, 18 proporcionadas en ambos extremos del stent. El puerto 14 se ha utilizado para inflar el stent llenándolo con fluido de inflado.

50 La vista en sección transversal de la figura 1b (en la línea discontinua A) muestra el espacio anular 20 entre las membranas 2 y 10. El espacio anular 20 se divide conectando los elementos 22 en una serie de celdas 24 que se extienden axialmente (es decir, discurren en la dirección desde el primer al segundo extremos). Estos pueden verse más claramente en la vista ampliada (figura 1c) de la parte B de la figura 1b y además en la figura 1d como se analiza a continuación.

55 Los elementos de conexión 22 adoptan la forma de porciones de lámina de membrana ("porciones de membrana"). Las porciones de membrana 26 se extienden desde el primer extremo 4 hasta o hacia el segundo extremo 6. Conectan las membranas interior y exterior 2, 10 y se unen en acoplamiento de sellado con las mismas. La figura 1d muestra la misma vista en perspectiva que la figura 1a pero con la membrana interior ausente para poder ver los elementos de conexión 22 (porciones de membrana 26) que adoptan la forma de porciones rectangulares de lámina de membrana flexible que discurren separadas y paralelas entre los extremos 4, 6 en este ejemplo. Los extremos finales 28 de las porciones de membrana 26 no se extienden para encontrarse y sellarse con la tapa de extremo 16. Por lo tanto, cuando se infla el dispositivo a través del puerto de inflado 14, todas las celdas 24 están en comunicación fluida a través del espacio entre los extremos finales 28 y la tapa de extremo 16. Se puede proporcionar una disposición similar en el otro extremo 6 del stent 1, lo que puede ayudar a un inflado uniforme y reproducible desde un estado desinflado.

65 La figura 2a muestra, en una vista en sección transversal como la de la figura 1b, una disposición alternativa de los

elementos de conexión 22. En esta disposición, los elementos de conexión 22 también adoptan la forma de porciones de membrana 26 que se extienden y se conectan entre las membranas interior y exterior 2, 10. Al contrario que en la figura 1c, las porciones de membrana 26 no se extienden cada una a lo largo de un radio. En la figura 2a, las celdas 24 son generalmente trapezoidales en sección transversal, pero alternan en la ubicación de la base 30 de cada trapezoide alrededor de la circunferencia del stent (véase la vista ampliada de la parte B en la figura 2b). La disposición en las figuras 2 puede formarse mediante el uso de una única lámina de material de membrana que se extiende circunferencialmente en forma de zigzag en el espacio anular 20 con unión alternada a la membrana interior 2 y luego a la exterior 10.

La figura 3a muestra en perspectiva esquemática un stent 1 de la misma construcción general que los de las figuras 1 o 2 con partes similares numeradas de la misma manera. El stent de la figura 3a también incluye dos porciones de acoplamiento a tubería o luz inflables 32. Las porciones de acoplamiento a tubería o luz 32 están separadas entre sí y unidas a la membrana exterior 10, y definen un segundo y mayor diámetro D2 del stent, como se indica en la vista de extremo de la figura 3b. En este ejemplo, ambas porciones 32 definen el mismo diámetro D2. En otros ejemplos en los que el stent puede no ser un cilindro regular y/o las porciones de acoplamiento a tubería o luz pueden tener diferentes tamaños, el segundo diámetro D2 puede definirse como el mayor proporcionado.

La figura 3c muestra el stent 1 de las figuras 3a, 3b en alzado. Como se puede ver en esta vista, las porciones de acoplamiento a tubería o luz 32 tienen cada una un diámetro más grande en la parte media (indicada en la figura por la línea central 34) y unos bordes relativamente anchos 36 donde las piezas de material laminar se unen entre sí. Los círculos discontinuos indican la ubicación de los pasos 38 que se comunican con el espacio anular para permitir el inflado. La estructura también se muestra en la figura 3d en sección transversal esquemática tomada a través de la línea X - X de la figura 3c.

Como puede verse en la figura 3d, la porción de acoplamiento a tubería o luz 32, inflada, está unida a la membrana exterior 10 en dos regiones 40 de unión (por ejemplo, soldaduras por RF). Las dos regiones de unión 40 discurren circunferencialmente alrededor del diámetro de la membrana exterior 10. En este ejemplo, el hueco 42 entre los bordes 44 de las subporciones de elemento de conexión 46, 48 de la porción de membrana de elemento de conexión 22 permite el acceso para realizar las uniones circunferenciales en las regiones de unión 40 durante el proceso de fabricación. El hueco 42 también proporciona una comunicación fluida entre las celdas 24 (véase la figura 1c) definidas por los elementos de conexión 22. En este ejemplo, la porción de acoplamiento a tubería o luz 32 está por otra parte libre de sujeción al resto del stent y, por lo tanto, puede inflarse fácilmente radialmente hacia fuera en la dirección Y. Esto puede ayudar a hacer un acoplamiento más positivo (por ejemplo, sellado) con la pared de una tubería o luz en uso, por ejemplo, si la tubería o la luz tienen alguna variación en diámetro o son ovaladas, en lugar de un círculo perfecto, en cuanto a diámetro.

La figura 3e muestra el mismo stent 1 que se muestra en las otras figuras 3, pero con solo una de las dos porciones de acoplamiento a tubería o luz 32 mostradas. Esto permite ver los pasos 38 que se comunican con el espacio anular para permitir el inflado de la porción de acoplamiento a tubería o luz. En este ejemplo, los pasos 38 están espaciados circunferencialmente alrededor de la membrana exterior 10 y alineados con la parte de mayor diámetro (indicada en la figura por la línea central 34) de las porciones de acoplamiento a tubería o luz 32.

La figura 3f muestra, en un detalle similar a las figuras 1c y 2b, un método para unir porciones de membrana 26 a las membranas interior y exterior 2, 10. En este ejemplo, las partes de extremo 41 de la membrana 26 ilustrada se fusionan mediante soldadura por RF a las membranas interior y exterior.

Las figuras 4a, 4b y 4c muestran esquemáticamente algunas disposiciones alternativas que pueden emplearse en stents inflables.

En la figura 4a, se muestra una parte de una porción inflable 9 de un stent 1 en una vista en alzado parcial con la membrana exterior 10 retirada (posición sugerida por las líneas discontinuas 10a) para permitir la visualización de las porciones de membrana 26. En este ejemplo, se extienden circunferencialmente en alineación con la tapa de extremo 16 para dividir el espacio anular 20 en celdas 24, cada una de las cuales se extiende circunferencialmente, con una celda 24 tras otra, a lo largo de la longitud de la porción inflable.

En la figura 4b, se muestra una porción inflable 9 de un stent 1 en una vista en alzado en sección transversal parcial. La tapa de extremo 18 tiene un perfil que se proyecta desde el extremo 6 de la membrana interior 2. Esto puede servir para reducir la presión de un flujo de fluido, sugerido por la flecha F, que actúa para desplazar la porción inflable de su ubicación seleccionada en una tubería o luz.

En la figura 4c, se muestra en alzado un stent 1 que tiene una porción inflable 9. En este ejemplo, el stent 1 está equipado con una varilla de despliegue 50 que se extiende a través del paso 8 de la porción inflable 9. La varilla de despliegue 50 incluye en su interior un tubo de inflado 52 que emerge de la varilla 50 y se conecta a la válvula 14 en el extremo distal (18 en este ejemplo) del stent 1. Cuando el stent 1 (típicamente en un estado desinflado en lugar de inflado como se muestra en la figura) se inserta a lo largo de una tubería o luz empujando la varilla 50 en la dirección de la flecha I, entonces la conexión del tubo de inflado 52 a la válvula 14 da como resultado que el stent sea arrastrado

a su posición por la varilla 50.

En el extremo proximal 16 del stent, un número de cordones 54 se unen a la circunferencia de la membrana exterior 10 y a un punto de conexión 56 más proximal (a un usuario) en la varilla de conexión. Después de su uso, cuando un usuario retira el stent tirando en la dirección W (típicamente después del desinflado o del desinflado parcial), entonces los cordones 54 permiten que la porción de inflado 9 se extraiga del extremo 16 de la tubería o luz.

También se incluye en este ejemplo un conjunto de cámara e iluminación 58, que también puede incluir otros componentes tales como sensores de gas. El conjunto 58 permite ver una tubería o luz por delante del stent 1.

La figura 5 muestra un stent 1 que incluye dos porciones de inflado 9 que están conectadas por un tubo de material laminar flexible reforzado 60. Las porciones de inflado tienen la misma forma general que las mostradas en las figuras 3, pero solo se proporciona una porción inflable de acoplamiento a tubería o luz 32 en cada porción 9. Un puerto 62 puede proporcionar acceso al paso 8, a través del extremo 16 o del extremo 18, si es necesario. Por ejemplo, para un sensor o cámara de inspección; para un tubo de suministro de material de relleno para reforzar o reparar una tubería, o para permitir la purga y/o ventilación y/o supervisión del espacio externo entre las porciones inflables 9.

La figura 6a muestra esquemáticamente una disposición de la técnica anterior para derivar una tubería 64, tal como una tubería de gas o de agua. En este ejemplo, el acceso a la tubería 64 se ha realizado a través de conexiones en "T" 68, con bridas, que conducen a las válvulas de hidrante 70, sobre las que se ha instalado una carcasa 72 del sistema de suministro a presión para bolsas de tapón inflables 74. En la figura 6a se muestra el sistema de derivación en uso. Las bolsas inflables 74 se han insertado con la ayuda de un tubo de suministro 76 que incluye un 'morro' o tope 78 en su extremo inferior. Este morro 78 ayuda al suministro de las bolsas 74, y también, en la posición mostrada, puede ayudar a evitar que las bolsas inflables 74 se desplacen por la presión y el flujo de fluido en la tubería 64.

Las bolsas inflables 74 se han inflado mediante el fluido de inflado suministrado a través de los puertos 80 y los tubos de inflado apropiados (los tubos de inflado y otros pequeños detalles no se muestran en esta vista esquemática). En algunos sistemas de la técnica anterior, el fluido de inflado para las bolsas 74 puede ser el fluido de la tubería 64, normalmente extraído por los puertos 82 y alimentado a través de una bomba por los puertos 80.

Las bolsas 74 están provistas de tuberías 84 que se conectan a través de la carcasa 72 a la tubería de derivación 86. Por lo tanto, el flujo a lo largo de la tubería 64 se desvía a través de la tubería de derivación 86, como se indica por las flechas F, para permitir que se lleve a cabo el trabajo en la sección de tubería desviada 88. Se entenderá que la dirección del flujo puede invertirse de la mostrada o puede no haber flujo, dependiendo del uso del fluido en la tubería.

La figura 6b muestra una derivación alternativa que hace uso de stents inflables de la invención, mostrados en sección transversal y generalmente de la forma mostrada en la figura 3a. Dos stents inflables 90 permiten el flujo de derivación F y cada uno tiene un extremo 92 que se conecta desde el paso 8 para proporcionar una comunicación de fluido sellada al tubo 94, y, por lo tanto, a la tubería de derivación 86. En este ejemplo, los extremos 92 se reducen en tamaño desde el diámetro mayor del paso 8 al diámetro menor del tubo 94. Por lo tanto, la sección 88 de la tubería 64, entre las conexiones en "T" 88 queda derivada. Esta disposición permite la colocación segura de los stents 90 en la tubería 64. Los pasos 8 y los extremos 92 pueden ayudar a proporcionar un buen flujo en la derivación a través de los tubos 94. Además, los stents 90 son dispositivos de volumen relativamente bajo (inflados) que pueden inflarse fácilmente a presiones más altas, tal como se requiere para sistemas de tuberías de mayor presión.

La figura 6b también muestra unos stents inflables 96 opcionales, mostrados en sección transversal y generalmente de la forma mostrada en la figura 3a. Cada uno se coloca mediante el sistema de suministro respectivo a través de las conexiones 68 como se usa para los stents 90, pero en la dirección de la sección desviada (aislada) 88 de la tubería 64. Estos stents 96 incluyen un extremo 92 que se conecta desde el paso 8 para permitir la ventilación a lo largo de un tubo que se conecta a través y fuera de la carcasa 72 como sugieren las flechas V (los tubos de ventilación y otros pequeños detalles no se muestran en esta vista esquemática). En este ejemplo, los extremos 92 se reducen en tamaño desde el diámetro más grande del paso 8 hasta el diámetro más pequeño de un tubo de ventilación. Por lo tanto, la sección 88 puede ventilarse si se desea. También se puede contemplar la inspección por cámara u otros sensores a través de los stents 96. En una disposición alternativa, se puede emplear un solo stent 96, con ventilación y/o inspección disponibles desde el lado respectivo de la sección 88.

Si es necesario, el espacio entre un stent 90 y un stent 96 también puede ventilarse. Por ejemplo, a través de un tubo que se conecta a un puerto de la carcasa 72.

REIVINDICACIONES

1. Un stent inflable (1) que comprende una porción inflable (9) que comprende:

5 una membrana interior (2) de un material laminar flexible que define un primer extremo (4) y un segundo extremo (6) de la porción inflable (9), y un paso (8) entre los mismos cuando se infla; y una membrana exterior (10) de un material laminar flexible dispuesta alrededor de la membrana interior (2), definiendo la membrana exterior (10) un primer diámetro (D1) del stent (1) cuando se infla;

10 en donde, cuando se infla, las membranas interior (2) y exterior (10) están separadas radialmente para definir un espacio anular (20) entre ellas; las membranas interior (2) y exterior (10) están conectadas por una pluralidad de elementos de conexión (22) en el espacio anular (20), y por tapas de extremo primera (16) y segunda (18) que conectan las membranas (2, 10) en los respectivos extremos primero y segundo (4, 6) de la membrana interior (2); y
15 en donde la porción inflable (9) está provista además de al menos una porción de acoplamiento a tubería o luz (32), inflable, que define un segundo y mayor diámetro (D2) del stent (1), cuando la porción inflable (9) está inflada.

2. El stent inflable (1) de la reivindicación 1, en donde la porción inflable (9) del stent (1) está provista de una pluralidad de porciones de acoplamiento a tubería o luz (32) inflables; y/o en donde se proporciona una porción de acoplamiento a tubería o luz (32), inflable, en o cerca de cada extremo (4, 6) de la porción inflable (9) del stent (1), en donde
20 opcionalmente se proporciona al menos una porción de acoplamiento a tubería o luz (32), inflable, adicional en otra ubicación a lo largo de la longitud del stent (1).

3. El stent inflable (1) de cualquier reivindicación anterior provisto adicionalmente de un puerto (62) que proporciona comunicación fluida desde el paso (8) a través del espacio anular (20) y hasta fuera de la membrana exterior (10), en una ubicación entre las porciones de acoplamiento a tubería o luz (32) inflables; y/o en donde las porciones de
25 acoplamiento a tubería o luz (32), inflables, son partes de la membrana exterior (10) que pueden inflarse y tienen un mayor diámetro cuando están infladas.

4. El stent inflable (1) de una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en donde las porciones de acoplamiento a tubería o luz (32), inflables, pueden inflarse y están formadas como cámaras separadas; opcionalmente en donde las porciones de acoplamiento a tubería o luz (32), inflables, pueden inflarse al estar en comunicación fluida con el espacio
30 anular (20) y se inflan cuando el espacio anular (20), o una parte del espacio anular (20), son inflados.

5. El stent inflable (1) de cualquier reivindicación anterior, provisto adicionalmente de una varilla de despliegue (50) para desplegar el stent (1) a lo largo de una trayectoria de despliegue; opcionalmente en donde la varilla de despliegue (50) incluye un tubo de inflado (52) para el paso de un fluido de inflado al interior del espacio anular (20);
35 opcionalmente, en donde la varilla de despliegue (50) para desplegar el stent (1) atraviesa el paso (8) y se conecta al stent (1) en un extremo distal o en un extremo proximal al de un usuario que despliega el stent (1).

6. El stent inflable (1) de cualquier reivindicación anterior provisto adicionalmente de un tubo de inflado (52) para el paso de un fluido de inflado al interior del espacio anular (20); y/o provisto de una membrana de sellado para bloquear
40 el flujo a través del paso (8) o redirigir el flujo a través de un puerto lateral o un extremo seleccionado del stent (1).

7. El stent inflable (1) de cualquier reivindicación anterior, en donde tanto la membrana interior (2) como la membrana exterior (10) de la porción inflable (9) son generalmente de forma cilíndrica cuando se inflan.

8. El stent inflable (1) de cualquier reivindicación anterior, en donde los elementos de conexión (22) son una pluralidad de porciones de membrana (26), cada una de las cuales se extiende desde la membrana interior (2) hasta la membrana exterior (10); opcionalmente en donde las porciones de membrana (26) se extienden hacia fuera desde la membrana interior (2) hasta la membrana exterior (10) y discurren a lo largo de una longitud axial del stent (1); u opcionalmente
50 en donde las porciones de membrana (26) discurren sustancialmente a lo largo de toda la longitud de la membrana interior (2).

9. El stent inflable (1) de la reivindicación 8, en donde las porciones de membrana (26) dividen el espacio anular (20) en una serie de celdas extendidas axialmente (24) alrededor de su circunferencia; opcionalmente en donde las celdas extendidas axialmente (24) están todas en comunicación fluida entre sí.

10. El stent inflable (1) de la reivindicación 8, en donde las porciones de membrana (26) dividen el espacio anular (20) en una serie de celdas extendidas axialmente (24) alrededor de su circunferencia; en donde las celdas extendidas axialmente (24) están todas en comunicación fluida entre sí; y en donde al menos una tapa de extremo (16) define un espacio circunferencial en un extremo del stent (1) que está en comunicación fluida con todas las celdas (24) o con una o varias celdas (24) seleccionadas.
60

11. El stent inflable (1) de una cualquiera de las reivindicaciones 9 a 10, en donde una pluralidad de porciones de
65

membrana (26), o todas las porciones de membrana (26), están fabricadas a partir de una única lámina de material laminar flexible que se conecta alternativamente a lo largo de la longitud axial de la membrana interior (2) y luego a lo largo de la longitud axial de la membrana exterior (10) en una disposición en zig-zag para dividir el espacio anular (20) en celdas (24).

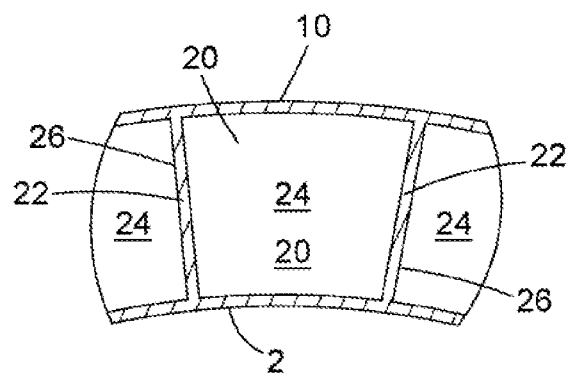
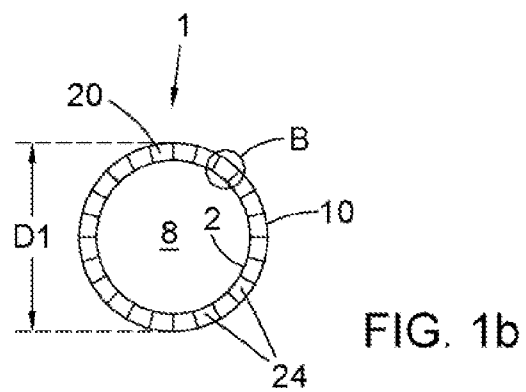
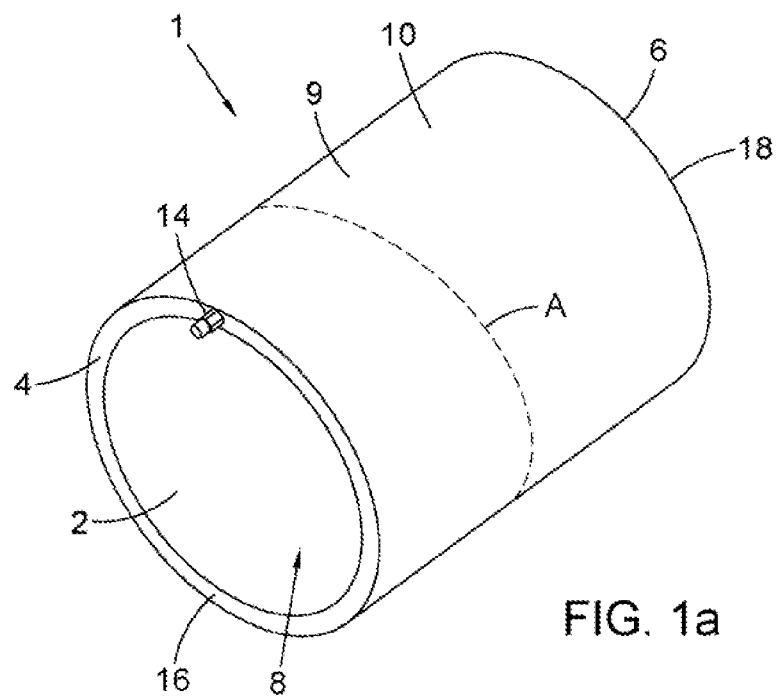
5 12. El stent inflable (1) de una cualquiera de las reivindicaciones 9 a 10, en donde una pluralidad de porciones de membrana (26), o todas las porciones de membrana (26), están fabricadas a partir de una única lámina de material laminar flexible que se une circunferencialmente a lo largo de una porción de la membrana interior (2) antes de extenderse radialmente hasta la membrana exterior (10) donde se une circunferencialmente a lo largo de una porción
10 antes de regresar a la membrana interior (2), y así sucesivamente, para proporcionar celdas extendidas axialmente (24) que tienen una sección transversal generalmente trapezoidal.

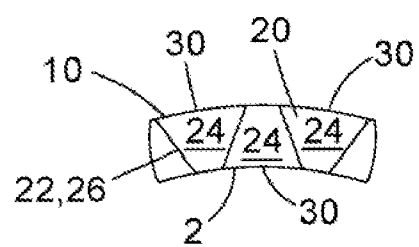
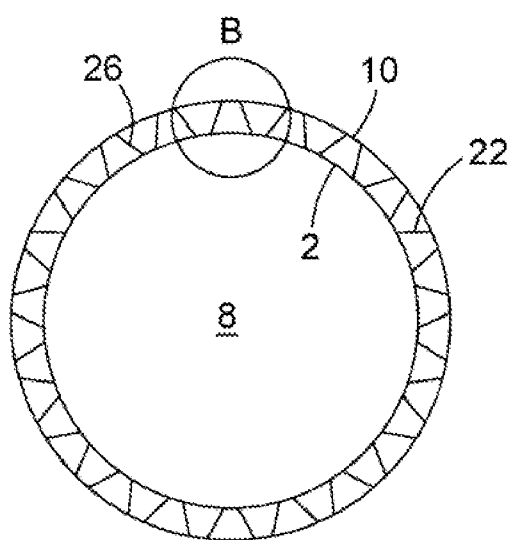
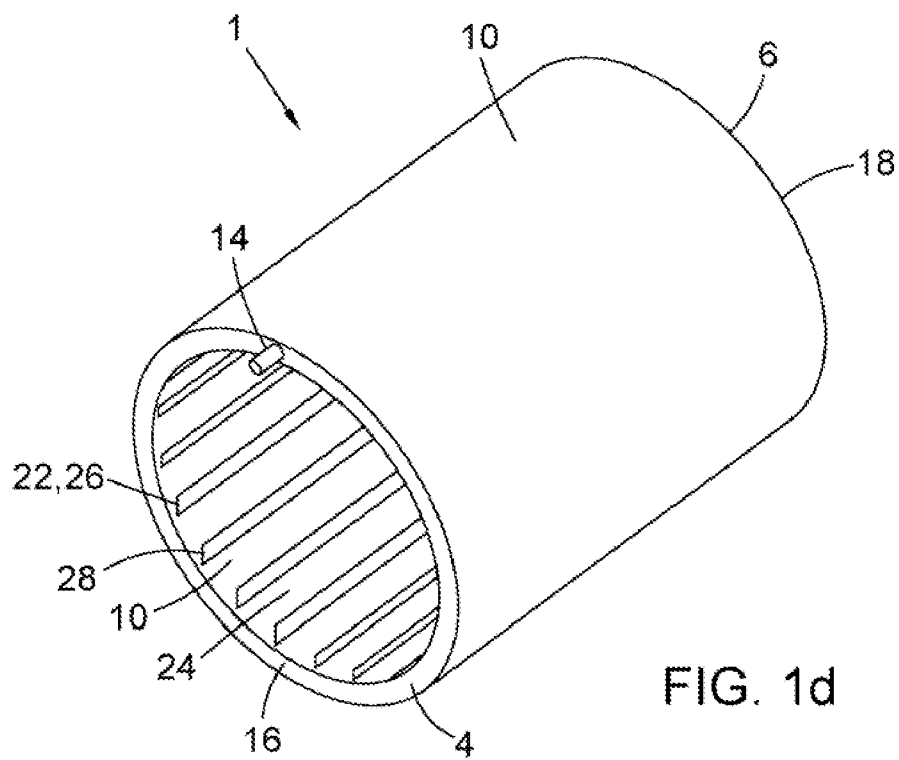
13. El stent inflable (1) de cualquier reivindicación anterior que comprende además una segunda porción inflable (9) con un paso a través de la misma,
15 en donde la porción inflable (9) y la segunda porción inflable (9) están conectadas entre sí a través de una porción tubular de material laminar flexible, para proporcionar flujo a través del stent (1) como un conjunto.

14. Un método para derivar una sección de tubería o luz (64), comprendiendo el método:

20 obtener acceso a una sección de tubería (64) en dos ubicaciones, una corriente arriba y otra corriente abajo, a cada lado de una sección de tubería (64) que se va a derivar;
desplegar un stent inflable (1), de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 13, y que tiene un paso (8) a través del mismo, en cada una de las dos ubicaciones;
25 inflar los stents (1) para obtener un acoplamiento de sellado sustancial con las paredes interiores de la tubería (64);
proporcionar una tubería de derivación (86) que se extiende exteriormente de la tubería (64) desde la ubicación corriente arriba hasta la ubicación corriente abajo; y
proporcionar una ruta de comunicación de fluido de corriente arriba a corriente abajo a través de los pasos (8) de los stents inflables (1) y a través de la tubería de derivación (86) para desviar dicha sección de tubería (64).

30 15. El método de la reivindicación 14, en donde, adicionalmente:
se proporciona un tercer stent inflable (1) y se despliega a través de una de las ubicaciones de acceso, en la dirección de la sección de tubería (64) desviada, para permitir la ventilación y/o la inspección de la sección desviada por medio de una comunicación fluida.





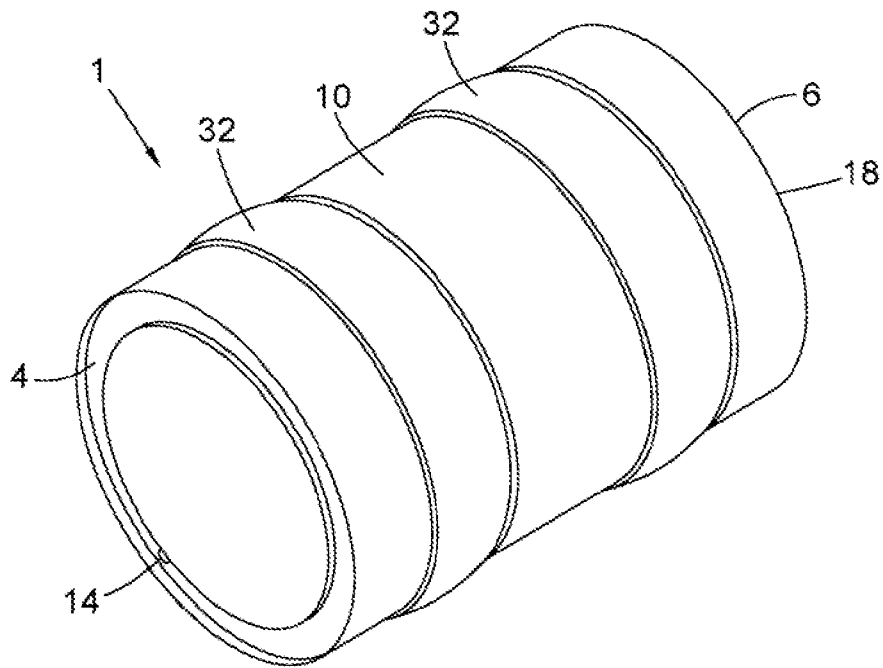


FIG. 3a

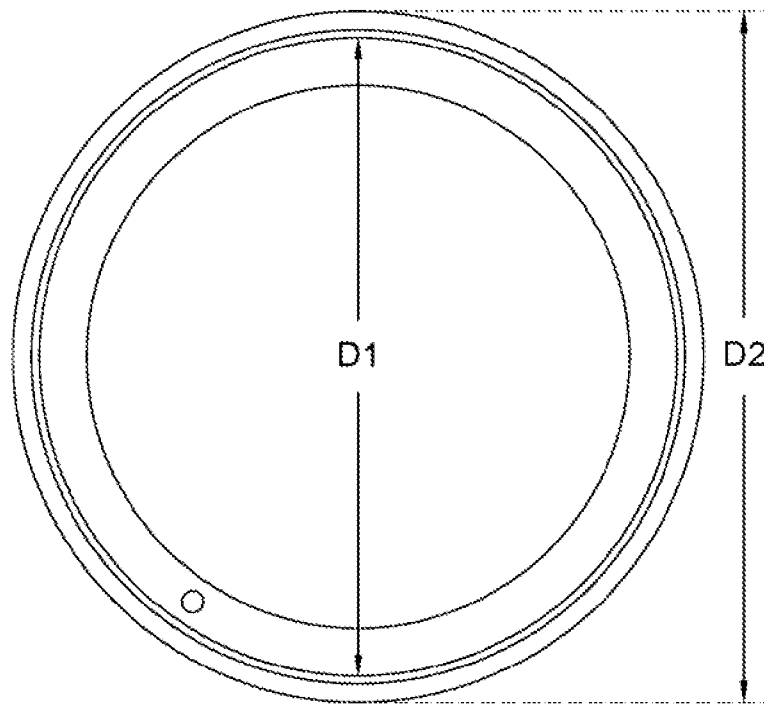


FIG. 3b

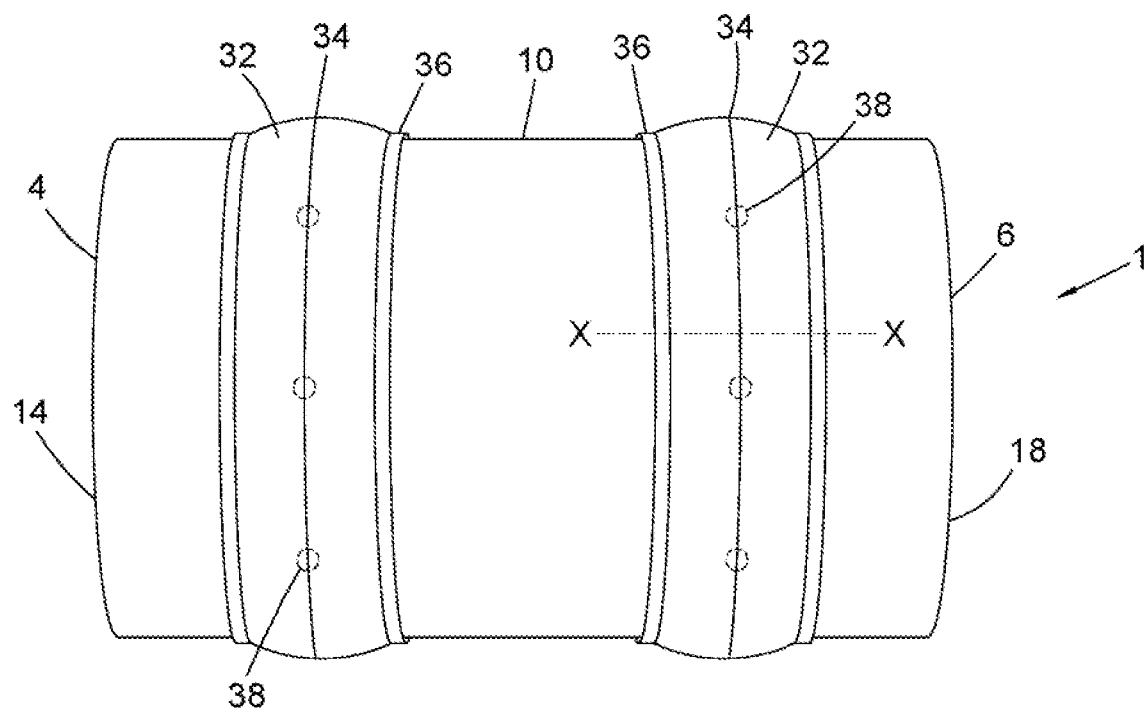


FIG. 3c

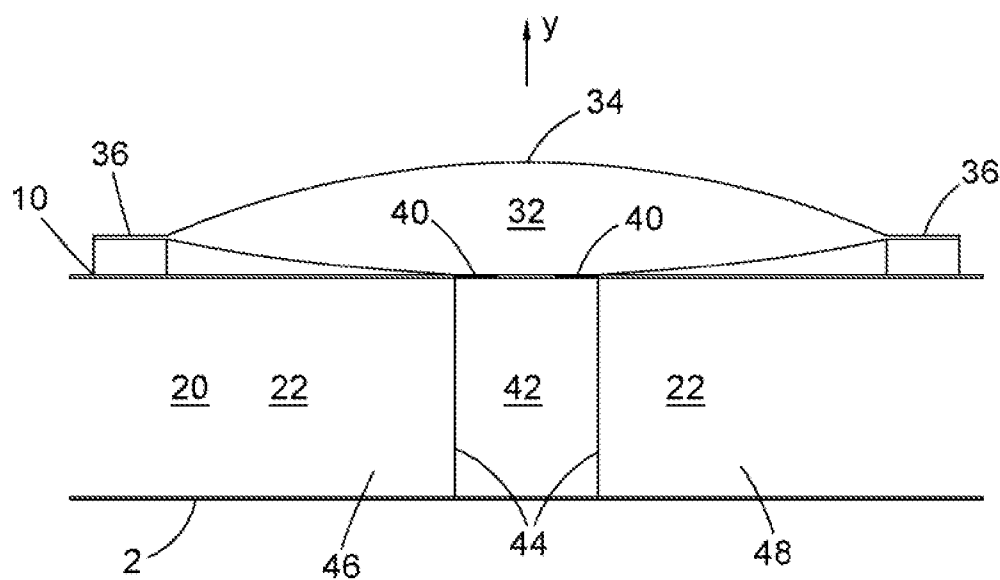


FIG. 3d

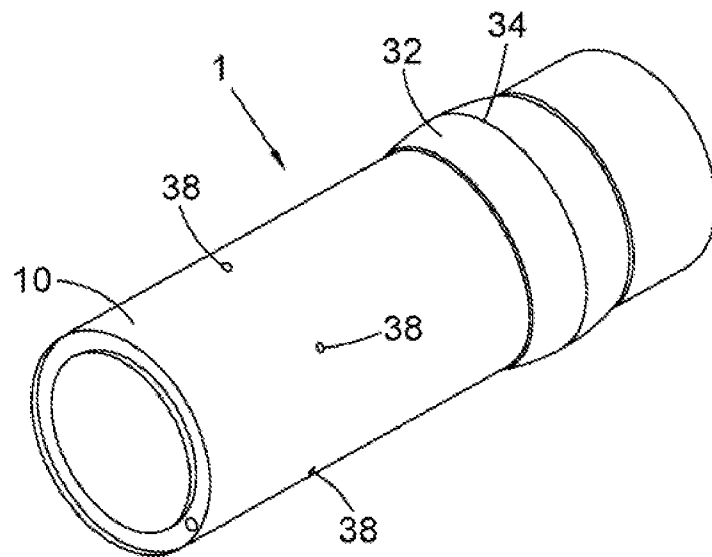


FIG. 3e

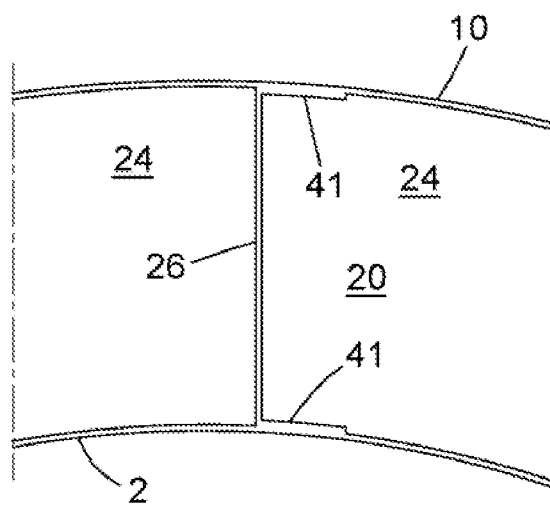


FIG. 3f

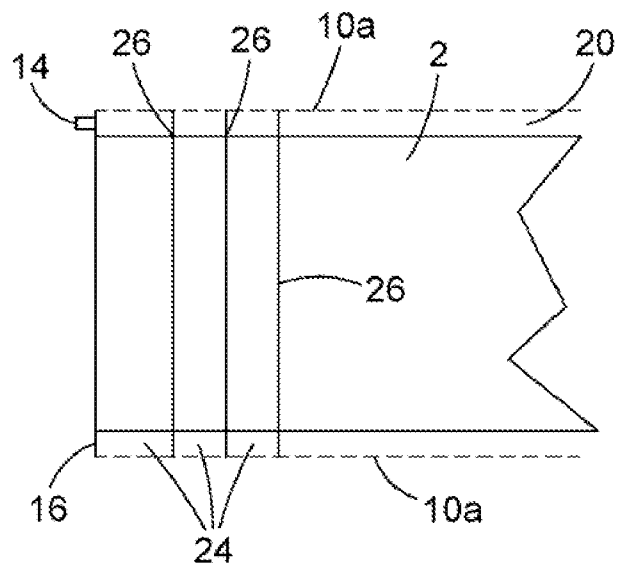


FIG. 4a

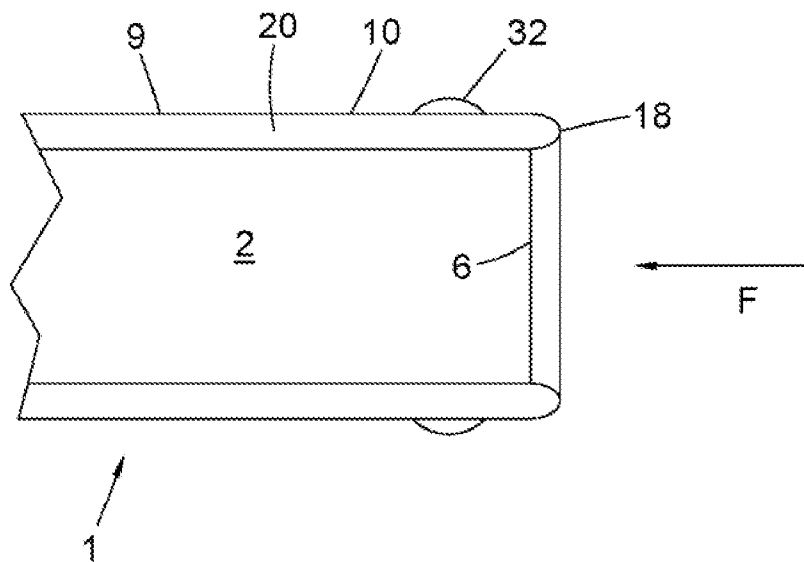


FIG. 4b

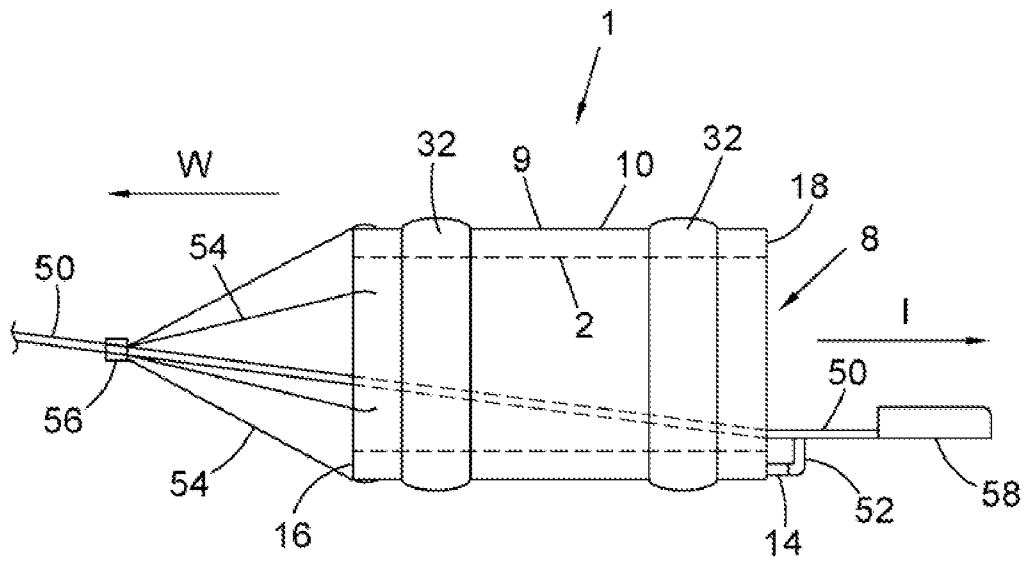


FIG. 4c

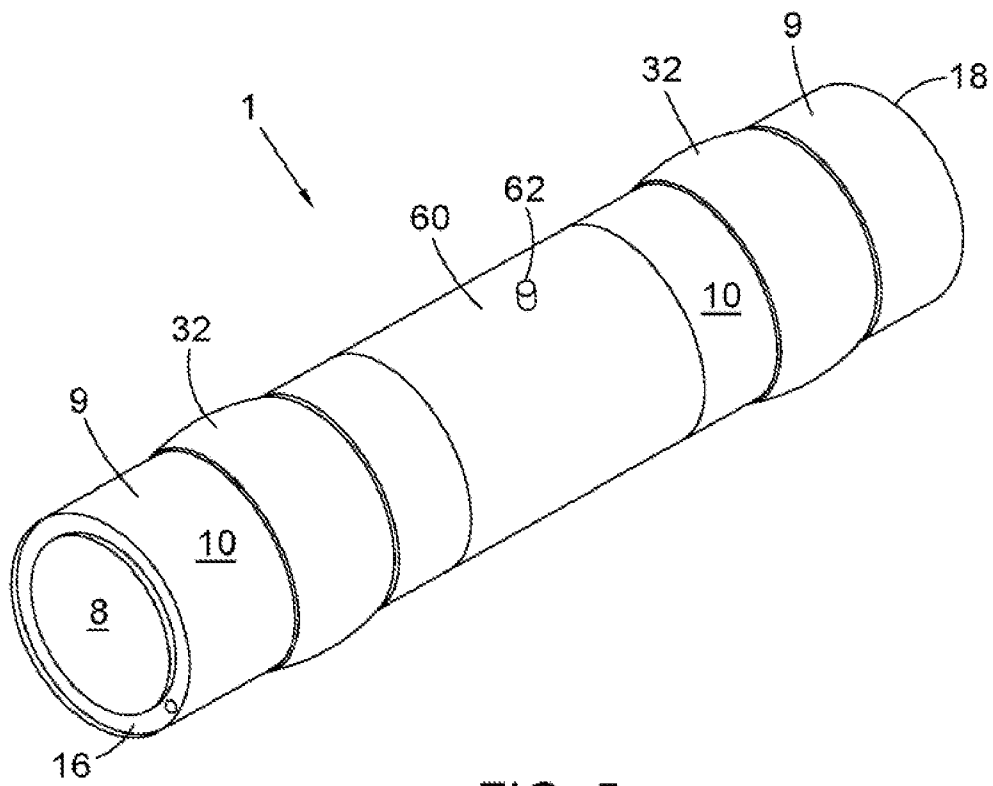


FIG. 5

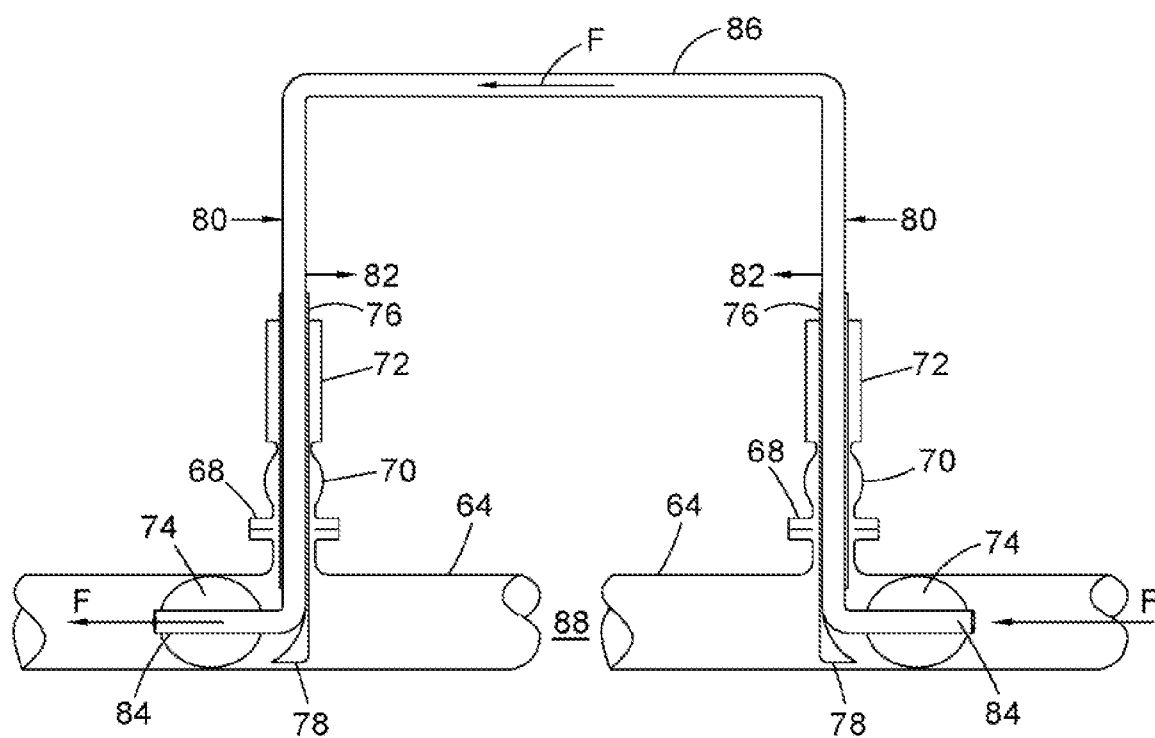


FIG. 6a
(TÉCNICA ANTERIOR)

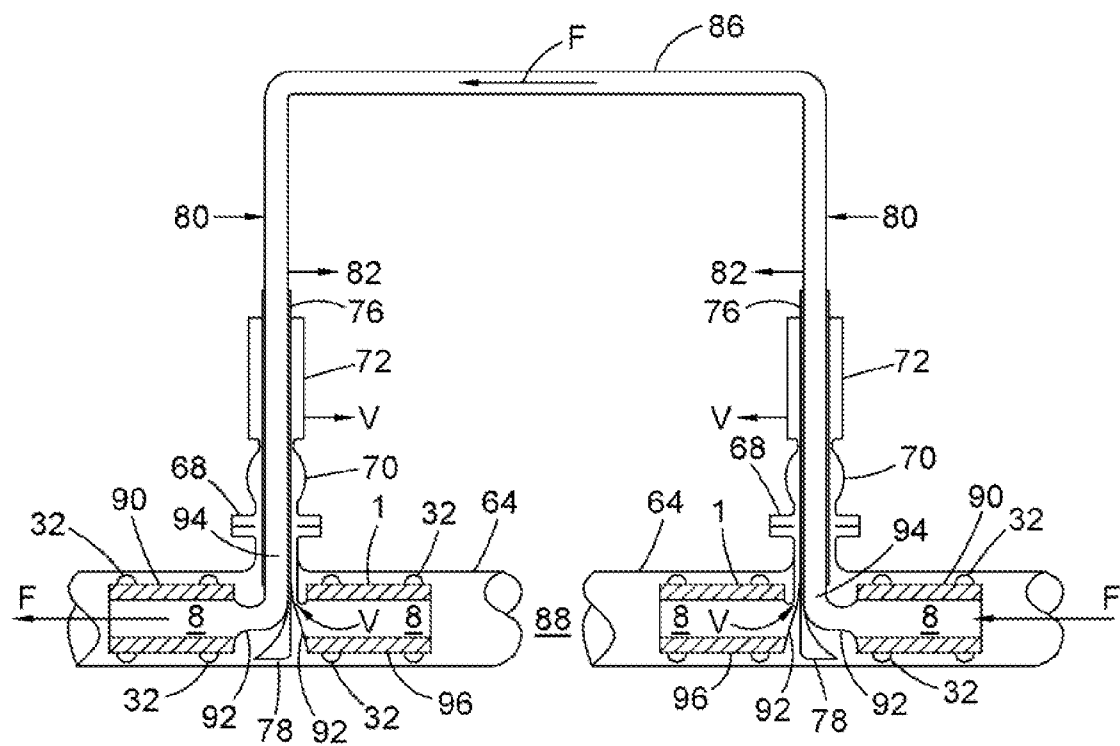


FIG. 6b