



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 330 556**

51 Int. Cl.:
A61F 2/84 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **06255142 .9**

96 Fecha de presentación : **05.10.2006**

97 Número de publicación de la solicitud: **1772116**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **11.04.2007**

54 Título: **Sistema de suministro de un stent utilizando un hilo guía orientable.**

30 Prioridad: **06.10.2005 US 244777**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
11.12.2009

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
11.12.2009

73 Titular/es: **Cordis Corporation**
14201 NW 60th Avenue
Miami Lakes, Florida 33014, US

72 Inventor/es: **Fischell, David R.;**
Fischell, Robert E.;
Fischell, Tim A. y
Fischell, Scott J.S.

74 Agente: **Carpintero López, Mario**

ES 2 330 556 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 de suministro de un stent utilizando un hilo guía orientable.

5 **Campo de utilización**

La presente invención pertenece al campo de los dispositivos para la inserción percutánea en un vaso del cuerpo humano y colocar un stent en la ubicación de una obstrucción.

10 **Antecedentes de la invención**

Los stents son dispositivos bien conocidos para su colocación en vasos del cuerpo humano para obtener y mantener la permeabilidad de ese vaso. El mayor uso para los stents ha sido la colocación en una estenosis en una arteria coronaria. Cuando se utiliza un stent para tratar una estenosis de una arteria coronaria, siempre ha sido necesario colocar en primer lugar un hilo guía a través de la estenosis. El siguiente paso en el procedimiento de la implantación de stents es normalmente dilatar previamente la estenosis con un catéter de angioplastia con balón que es hecho avanzar por ese hilo guía. Entonces, se extrae el catéter de angioplastia con balón y se avanza el sistema de suministro de stents, que incluye el stent, por el hilo guía y luego se despliega el stent en la ubicación de la estenosis dilatada.

Mejoras recientes en el diseño de los sistemas de suministro de stents han hecho posible eliminar el paso de dilatación previa para el tratamiento de muchas clases de estenosis. El suministro de un stent a la ubicación de una estenosis sin dilatación previa ha sido denominada "implantación directa de stents". Sin embargo, incluso con implantación directa de stents, aún se requiere un hilo guía como un precursor para hacer avanzar el sistema de suministro de stents por ese hilo guía para colocar el stent en la ubicación de una estenosis. La colocación del hilo guía requiere un tiempo adicional de procedimiento y un coste adicional para el procedimiento.

En la patente US número 6.375.660, Fischell *et al.* describen un sistema de suministro de stents con un hilo guía fijo que no es orientable. Este sistema de hilo guía fijo, no orientable, no será capaz de un suministro rápido del stent a través de las arterias coronarias tortuosas como los sistemas de suministro de stents que son hechos avanzar por un hilo guía orientable.

El documento EP-A2-1525897 desvela un sistema de suministro de stents del tipo expuesto en el preámbulo de la reivindicación 1 adjunta.

35 **Resumen de la invención**

Conforme a la invención, se proporciona un sistema de suministro de stents como se expone en la reivindicación 1 adjunta. En las reivindicaciones dependientes adjuntas se exponen aspectos adicionales.

La presente invención es un sistema de suministro de stents que utiliza un hilo guía orientable que está encerrado de manera coaxial en la mayoría de su longitud en un tubo del hilo guía. Hay fijado de forma firme y sellable un tubo de pared delgada del hilo guía tanto a la sección proximal como a la sección distal de un catéter de angioplastia con balón. Hay montado de manera coaxial un stent sobre el balón inflable del catéter de angioplastia con balón. Debido a que el tubo del hilo guía forma un revestimiento interno para el catéter de angioplastia con balón, el lumen de inflado con fluido del catéter está sellado de forma que el líquido de inflado que presuriza el balón no tendrá fugas como las tendría si no hubiese un "revestimiento interno" y estuviese fijado el catéter de angioplastia con balón al propio hilo guía. Al no tener un cuerpo interno tradicional a través del cual se deslizaría un hilo guía convencional, el balón desinflado sobre el que está montado el stent puede tener un diámetro reducido. Por lo tanto, el diámetro externo del stent montado antes de ser desplegado sobre ese balón también está minimizado. Esto proporciona un perfil mínimo, es decir, un diámetro externo mínimo, para el stent.

Es muy ventajoso un perfil mínimo de la sección distal del sistema de suministro de stents para mejorar el porcentaje de casos que pueden ser tratados por medio de implantación directa de stents; es decir, que no se requiere una dilatación previa de una estenosis.

Otra ventaja de la presente invención es que se elimina un hilo guía aparte, ahorrando de esta manera el coste de dicho hilo guía. De forma adicional, se reduce el tiempo para llevar a cabo un procedimiento de suministro de un stent porque no tiene que colocarse un hilo guía aparte antes de utilizar el sistema de suministro de stents para colocar el stent en la ubicación de una estenosis.

La presente invención utiliza un hilo guía orientable que se extiende la longitud completa del sistema de suministro de stents. Puede hacerse que una porción distal del hilo guía orientable cambie de forma después de haber sido colocado en el sistema vascular del paciente mediante la manipulación de la porción proximal del hilo guía orientable. Por lo tanto, la forma de la porción distal del hilo guía puede ser recta o muy curvada o cualquier curvatura intermedia. Esta es una gran ventaja para introducir el extremo distal del hilo guía orientable dentro del vaso que va a ser objeto de implantación de un stent de manera más eficaz en comparación con el uso de un hilo guía convencional.

Una característica importante de la presente invención es un tubo de pared delgada del hilo guía que se extiende esencialmente la longitud completa del catéter de angioplastia con balón. El tubo del hilo guía está fijado de forma firme y sellable a su extremo proximal y su extremo distal al catéter de angioplastia con balón. Específicamente, el tubo del hilo guía forma una junta estanca a los líquidos en su extremo proximal con el acoplamiento proximal del catéter de angioplastia con balón y también una junta estanca a los líquidos en su extremo distal con el balón sobre el que está montado el stent.

Otro aspecto importante de la presente invención es la junta distal que está fijada al extremo distal cilíndrico del balón y también el extremo distal del tubo del hilo guía. Esta a la junta está dotada de un recubrimiento con poder lubricante y también tiene un ahusamiento con un ángulo pequeño en la dirección distal que actúa como una cuña para abrir una estenosis estrecha (denominado a veces "técnica de Dotter") en una arteria. El diámetro externo de la junta distal y la sección distal cilíndrica del balón son iguales óptimamente al diámetro externo del stent, o ligeramente mayores, al embutirse en el balón antes del despliegue del stent. El diámetro de la sección distal cilíndrica del balón y de la junta distal, y el revestimiento de lubricidad de la superficie frontal cónica de la junta distal, proporcionan juntos la mínima resistencia para empujar a través de una estenosis estrecha. Además, las capacidades combinadas del hilo guía orientable y del catéter de angioplastia con balón para ser empujados trabajan conjuntamente para atravesar una estenosis estrecha.

Se contemplaba que el tubo del hilo guía estaría fijado firmemente al hilo guía en una o más ubicaciones. La fijación podría realizarse, bien mediante el uso de un adhesivo, y/o bien al encoger el tubo del hilo guía sobre la superficie externa del hilo guía para minimizar el diámetro del sistema de suministro de stents.

También se ha contemplado que en vez de utilizar un tubo de pared delgada del hilo guía para formar un revestimiento interno sellado para el lumen de inflado del catéter de angioplastia con balón, el propio hilo guía podría estar revestido con un polímero para formar una junta estanca al agua. Entonces, el revestimiento polimérico estaría sellado al catéter de angioplastia con balón en sus extremos proximal y distal. Aunque es más difícil de llevar a cabo, este ejemplo tendría un diámetro potencialmente menor que el de la realización en la que se utiliza un tubo aparte encogido sobre la superficie externa del hilo guía.

Por lo tanto, la presente invención proporciona un medio para colocar un stent dentro de un vaso del cuerpo humano sin requerir un hilo guía aparte, ahorrando de esta manera el coste del hilo guía y ahorrando también el tiempo requerido para colocar un hilo guía aparte a través de una obstrucción como una estenosis arterial.

La invención reduce el diámetro externo (es decir, el perfil) de la sección distal del sistema de suministro de stents de forma que se optimiza la capacidad del sistema de suministro de stents para una implantación directa de stents.

La presente invención proporciona un hilo guía orientable de manera que la forma de su porción distal puede ser alterada por un medio en la porción proximal del hilo guía, proporcionando la forma cambiante un mejor acceso a una arteria coronaria en particular dentro de la que va a ser guiada el stent. El hilo guía orientable y el catéter de angioplastia con balón se combinan de tal forma que mejoran la capacidad del sistema completo de suministro de stents para ser empujado. Además, se fija una junta distal muy ahusada, dotada de un recubrimiento con poder lubricante, al extremo distal del balón del catéter de angioplastia con balón, junta distal ahusada que está diseñada para abrir una estenosis estrecha para proporcionar un paso más sencillo para el stent montado sobre el balón. Finalmente, el diámetro externo de la sección distal cilíndrica del balón y la junta distal han de ser idénticos o ligeramente mayores que el diámetro del stent cuando se embute en el balón, de forma que se proporciona un paso más sencillo para el stent a través de una estenosis estrecha.

Breve descripción del dibujo

La Fig. 1 es un corte transversal longitudinal de una porción distal del sistema de suministro de stents que tiene un catéter de angioplastia con balón montado de forma coaxial sobre un hilo guía orientable.

La Fig. 2 es un corte transversal longitudinal de la porción proximal del sistema de suministro de stents que se muestra en la Fig. 1, que utiliza una junta proximal.

La Fig. 3 es un corte transversal longitudinal de la porción proximal del sistema de suministro de stents que se muestra en la Fig. 1, que utiliza un acoplamiento Luer sobre el que puede colocarse una válvula de hemostasia para sellar fluido presurizado para inflar el balón del catéter de angioplastia con balón.

Descripción detallada de la invención

Las Figuras 1, 2 y 3 ilustran un sistema 10 de suministro de stent que tiene un hilo guía 16 fijo pero orientable que está colocado dentro de un tubo 17 del hilo guía. Se pueden unir el extremo distal y el extremo proximal del tubo 17 del hilo guía por medio de una pequeña cantidad de adhesivo para fijar firmemente el tubo 17 del hilo guía al hilo guía orientable 16 para evitar que el hilo guía se mueva longitudinalmente dentro del sistema 10 de suministro de stents. El hilo guía 16 tendría normalmente un diámetro que varía entre 0,25 y 0,97 μm . El diámetro óptimo para su uso en arterias coronarias será de aproximadamente 0,36 mm.

ES 2 330 556 T3

La Fig. 1 es un corte transversal longitudinal de una porción proximal del sistema 10 de suministro de stents que muestra un balón inflado 11 sobre el que se monta el stent 30, teniendo el balón una sección distal cilíndrica 12 que está fijada firmemente a la junta distal 14 y teniendo también el balón 11 una sección proximal cilíndrica 13 que está fijada firmemente al extremo distal del cuerpo distal 15. La junta distal 14 está sellada al extremo distal del tubo 17 del hilo guía que rodea el hilo guía 16. Se utilizan la banda marcadora radioopaca proximal 21 y la banda marcadora radioopaca distal 22 de forma convencional para indicar al operador mediante fluoroscopia la ubicación del extremo proximal y del extremo distal del stent 30. Estas bandas marcadoras 21 y 22 ayudan al operador a colocar de manera precisa el stent 30 en una ubicación apropiada dentro de una estenosis de una arteria coronaria.

La junta distal 14 está fijada de forma firme y sellable tanto a la sección cilíndrica distal 12 del balón 11 como al extremo distal del tubo 17 del hilo guía. De esta forma, el líquido presurizado para inflar el balón 11 (y desplegando de ese modo el stent 30) está sellado dentro del sistema 10 de suministro de stents. La junta distal 14 también tiene otras características de diseño para asistir en la colocación del stent 30 en una estenosis estrecha de una arteria coronaria (u otra). De forma específica, las superficies cónicas frontales ahusadas de la junta distal 14 y del tubo 17 del hilo guía están ambas dotadas de un recubrimiento con poder lubricante para contribuir al empuje del sistema empujado a través de una estenosis estrecha. También, el ángulo de ahusamiento es normalmente menor de 30 grados y óptimamente menor de 15 grados. Otra característica de la presente invención es que el diámetro externo "D" de la sección distal cilíndrica 12 del balón 11 y la junta distal 14 están diseñados de forma óptima para ser aproximadamente iguales o ligeramente mayores en diámetro en comparación con el diámetro externo del stent 30 cuando está embutido o encajado térmicamente en el balón 11 en su estado previo al despliegue. Por ejemplo, si el diámetro externo del stent 30 cuando está embutido en el balón 11 antes de ser inflado es (digamos) 0,7 mm, entonces el diámetro "D" debería ser $0,7\text{ mm} \pm 0,2\text{ mm}$. Otro concepto es que el diámetro "D" sería óptimamente entre 0,7 y 0,9 mm; es decir, el diámetro "D" debería tener la misma dimensión que el diámetro externo del stent 30 cuando está embutido y posiblemente el diámetro "D" debería ser tanto como 0,2 mm más grande que el diámetro externo del stent embutido 30. Este concepto inventivo de tener una junta distal 14 dotada de un recubrimiento con poder lubricante con un pequeño ángulo de cono que está fijado a la sección distal cilíndrica 12 del balón 11 y que tiene un diámetro al menos tan grande como el diámetro del stent 30 antes de ser desplegado puede aumentar la capacidad del sistema 10 de suministro de stents para empujar el stent 30 antes de ser desplegado a través de una estenosis estrecha arterial.

Se debe comprender que la longitud del hilo guía orientable 16 que se extiende más allá del extremo distal de la junta distal 14 debería ser, óptimamente, menor de 5 cm. También se debe comprender que el grosor de la pared del tubo 17 del hilo guía es menor de $50,3\text{ }\mu\text{m}$ y de forma óptima aproximadamente $12,7\text{ }\mu\text{m}$.

La Fig. 2 es un corte transversal longitudinal de una porción proximal del sistema 10 de suministro de stents que muestra el cuerpo distal 15 estando unido de forma sellada y firme a un cuerpo proximal 23. La Fig. 2 también muestra el cuerpo proximal 23 siendo unido a un acoplamiento Luer 19 que se utiliza para conectar una fuente de un líquido para inflar y desinflar el balón 11 del sistema 10 de suministro de stents. Normalmente, el líquido utilizado con dicho sistema 10 de suministro de stents es medio de contraste diluido con una solución salina normal. En la Fig. 2 también se muestra una junta proximal 20 que está fijada de forma firme y sellable al acoplamiento Luer 19 y el tubo 17 del hilo guía que está colocado alrededor del hilo guía orientable 16. La longitud del cuerpo distal 15 sería entre aproximadamente 1 cm y 20 cm. Normalmente, la longitud del cuerpo proximal 23 no sería superior a los 100 cm. La razón para tener el cuerpo distal 15 de menor diámetro es para mejorar la flexibilidad del sistema 10 de suministro de stents cerca de su extremo distal. La razón por la que el cuerpo proximal 23 tiene un mayor diámetro es para mejorar el flujo del líquido para inflar y desinflar el balón 11 para el despliegue del stent 30. Se debe comprender que se podría utilizar un cuerpo de un único diámetro, pero estaría fuera del alcance de la presente invención.

La Fig. 3 (al igual que la Fig. 2) muestra la porción distal de un sistema 40 de suministro de stents con el cuerpo distal y el cuerpo proximal formados como un único cuerpo 35 que está unido al acoplamiento Luer 33. El cuerpo 35 está formado a partir de un único tubo plástico, siendo la mayoría de su longitud de mayor diámetro y su extensión distal de 1 cm a 20 cm de longitud siendo de menor diámetro. La Fig. 3 difiere de la Fig. 2 en que hay dos acoplamientos Luer 36 y 38. Se utiliza el acoplamiento Luer 36 para inyectar y mover el líquido de inflado del balón. El acoplamiento Luer 38 está diseñado para tener una válvula de hemostasia (no mostrada) fijado para sellar el líquido de inflado dentro del catéter de angioplastia con balón. Dicha válvula de hemostasia podría ser apretada sobre el tubo 17 del hilo guía para formar una junta estanca a los líquidos antes de inflar el balón 11.

El tubo 17 del hilo guía podría estar hinchado con disolvente para su colocación sobre la superficie externa del hilo guía orientable 16. Según saliese el disolvente del plástico del tubo 17 del hilo guía, el diámetro interno final del tubo 17 del hilo guía tendría esencialmente el mismo diámetro que el diámetro externo del hilo guía 16. Otro procedimiento para fijar el tubo 17 del hilo guía al hilo guía 16 sería mediante ajuste por contracción en caliente del tubo 17 del hilo guía sobre la superficie externa del hilo guía orientable 16. Para que el hilo guía 16 sea orientable, el arrollamiento externo de ese hilo guía 16 no puede ser forzado contra el núcleo interno del hilo guía 16 pero debería ejercer una presión ligera de forma que el hilo guía orientable 16 no pueda deslizarse fácilmente dentro del tubo 17 del hilo guía. Por lo tanto, en su estado antes de ser desplegado, sin ninguna presión del líquido dentro del sistema 10 de suministro de stents, la superficie interna del tubo 17 del hilo guía puede presionar ligeramente contra la superficie externa del hilo guía orientable 16 pero no puede ejercer una gran fuerza contra la superficie externa del hilo guía 16. Por lo tanto, en su estado previo al despliegue, el sistema 10 de suministro de stents puede orientar el hilo guía orientable 16 en la arteria en la que se debe colocar el stent 30. Cuando el stent 30 antes de estar desplegado se encuentra en su lugar dentro de una estenosis arterial, puede ser desplegado por una elevada presión del líquido (normalmente de 810,6 a

ES 2 330 556 T3

2026,5 kPa) y durante ese tiempo, el hilo guía orientable 16 no será orientable debido a la elevada fuerza del tubo 17 del hilo guía contra el arrollamiento externo del hilo guía orientable 16. Tal presión elevada crearía una elevada fuerza de rozamiento entre el arrollamiento externo y el hilo central del hilo guía orientable 16. Dado que no es necesaria ninguna orientación en ese momento, esto no es un perjuicio para el funcionamiento del sistema 10 de suministro de stents.

También se contempla que en vez de utilizar un tubo 17 de pared delgada del hilo guía para formar un revestimiento interno sellado para el lumen de inflado del catéter de angioplastia con balón, el hilo guía 16 podría estar revestido con un polímero para formar una junta estanca al agua. Entonces, sería sellado el revestimiento polimérico al catéter 10 de angioplastia con balón en sus extremos proximal y distal. Este ejemplo, aunque es más difícil de llevar a cabo, tendría un diámetro potencialmente menor que la realización que utiliza un tubo 17 del hilo guía aparte encogido sobre el hilo guía 16.

Un objetivo importante de la presente invención es tener un diámetro externo del stent 30 antes de ser desplegado que no sea mayor de 0,8 mm. Por ello, presentaría uno de los perfiles más bajos de cualquier stent utilizado para tratar una estenosis arterial. El diámetro del stent desplegado 30 podría estar en el intervalo desde 1,5 mm en el extremo inferior hasta 6 mm en su extremo superior. Los stents 30 de diámetro mayor tendrían un mayor diámetro previo al despliegue debido al aumento del grosor del balón 11 antes de ser desplegado. De forma óptima, un grosor de la pared del stent sería de entre 38,1 y 101,6 μm . Además, el tipo óptimo de stent 30 sería un stent eluyente de fármacos con un fármaco como sirolimus o paclitaxel o cualquier otro fármaco que disminuya la hiperplasia neointimal subsiguiente al despliegue del balón. El stent óptimo estaría formado de un metal de elevada densidad (es decir, radioopaco) como tantalio o una aleación de cobalto-cromo como L605.

Por supuesto, son posibles otras diversas modificaciones, otras adaptaciones y otros diseños alternativos en vista de las anteriores enseñanzas. Por lo tanto, se debe comprender en la actualidad que dentro del alcance de las reivindicaciones adjuntas, la invención puede ser puesta en práctica de otra manera distinta a la forma en que se ha descrito específicamente en el presente documento.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema (10) de suministro de stent para colocar un stent (30) dentro de un vaso de un sujeto humano, incluyendo el sistema de suministro de stents:
 - un catéter de angioplastia con balón que tiene una porción distal con un balón inflable (11) ubicado en esa porción distal, y una porción proximal ubicada externamente al sujeto humano;
 - un stent expansible con balón montado de forma coaxial sobre el balón inflable (11), estando diseñado el stent para abrir un vaso estenosado del sujeto humano y teniendo el balón (11) una sección distal cilíndrica (12) y una sección proximal cilíndrica (13),
 - un hilo guía orientable (16) fijado a un tubo (17) del hilo guía, estando fijado de forma sellada el extremo distal del tubo del hilo guía a la sección distal cilíndrica (12) del balón (11) y estando fijado de forma sellada el extremo proximal del tubo (17) del hilo guía a la porción proximal del catéter de angioplastia con balón; y
 - un cuerpo proximal (23) que se extiende por la mayoría de la longitud del sistema (10) de suministro de stents **caracterizado** porque el extremo distal del cuerpo proximal (23) está unido a un cuerpo distal (15) que tiene un extremo distal que está fijado firmemente a la sección proximal cilíndrica (13) del balón inflable (11), teniendo el cuerpo proximal (23) un mayor diámetro en comparación con el diámetro del cuerpo distal (15).
2. El sistema de suministro de stent de la reivindicación 1, en el que el hilo guía (16) tiene un diámetro externo que es menor de 0,97 mm, tal como aproximadamente 0,36 mm.
3. El sistema de suministro de stent de la reivindicación 1, en el que la longitud del hilo guía orientable (16) que se extiende más allá de la sección distal del catéter de balón es menor de 5 cm.
4. El sistema de suministro de stent de la reivindicación 1, en el que el tubo (17) del hilo guía está encogido térmicamente sobre el hilo guía orientable (16).
5. El sistema de suministro de stent de la reivindicación 1, en el que el tubo (17) del hilo guía está, en primer lugar, hinchado con disolvente antes de ser colocado sobre el hilo guía orientable (16).
6. El sistema de suministro de stent de la reivindicación 1, en el que el stent (30) es un stent eluyente de fármaco, y preferentemente en el que el fármaco que está siendo eluido es sirolimus o paclitaxel.
7. El sistema de suministro de stent de la reivindicación 1, en el que la sección distal cilíndrica (12) del balón (11) está fijada de forma estable y sellable a una junta distal (14) que está fijada de forma estable y sellable al extremo distal del tubo (17) del hilo guía.
8. El sistema de suministro de stent de la reivindicación 7, en el que la superficie externa de la junta distal (14) tiene un revestimiento con poder lubricante para mejorar su capacidad para penetrar una estenosis estrecha.
9. El sistema de suministro de stent de la reivindicación 7, en el que la junta distal (14) tiene un ahusamiento en la dirección distal que es menor de 30 grados o, normalmente, menor de 15 grados con respecto al eje longitudinal del hilo guía orientable (16), estando diseñado el ahusamiento para mejorar la capacidad de la junta distal (14) para penetrar una estenosis estrecha.
10. El sistema de suministro de stent de la reivindicación 1, en el que el diámetro externo de la sección distal cilíndrica (12) del balón inflable (11) es aproximadamente igual o ligeramente mayor que el diámetro externo del stent (30) antes de ser desplegado para mejorar la capacidad del stent para penetrar una estenosis estrecha.
11. El sistema de suministro de stent de la reivindicación 7, en el que el diámetro externo de la junta distal (14) es aproximadamente igual o ligeramente mayor que el diámetro externo del stent (30) antes de ser desplegado para mejorar la capacidad del stent para penetrar una estenosis estrecha.
12. El sistema de suministro de stent de la reivindicación 1, que incluye un acoplamiento Luer (19) que está colocado en la porción proximal del catéter de angioplastia con balón, teniendo el acoplamiento Luer (19) una junta (20) estanca a la presión que está fijada de forma firme y sellable al tubo (17) del hilo guía.
13. El sistema de suministro de stent de la reivindicación 12, que incluye una válvula de hemostasia que es la junta (20) estanca a la presión que se utiliza para sellar el extremo proximal del tubo (17) del hilo guía.
14. El sistema de suministro de stent de la reivindicación 1, que incluye una junta proximal (20) que está fijada de forma sellable y estable al extremo proximal del tubo (17) del hilo guía.

ES 2 330 556 T3

15. El sistema de suministro de stent de la reivindicación 1, en el que el stent (30) montado en el balón (11) del sistema (10) de suministro de stent está formado a partir de un metal de elevada densidad seleccionado del grupo constituido por tantalio y L605.

5

10

15

20

25

30

35

40

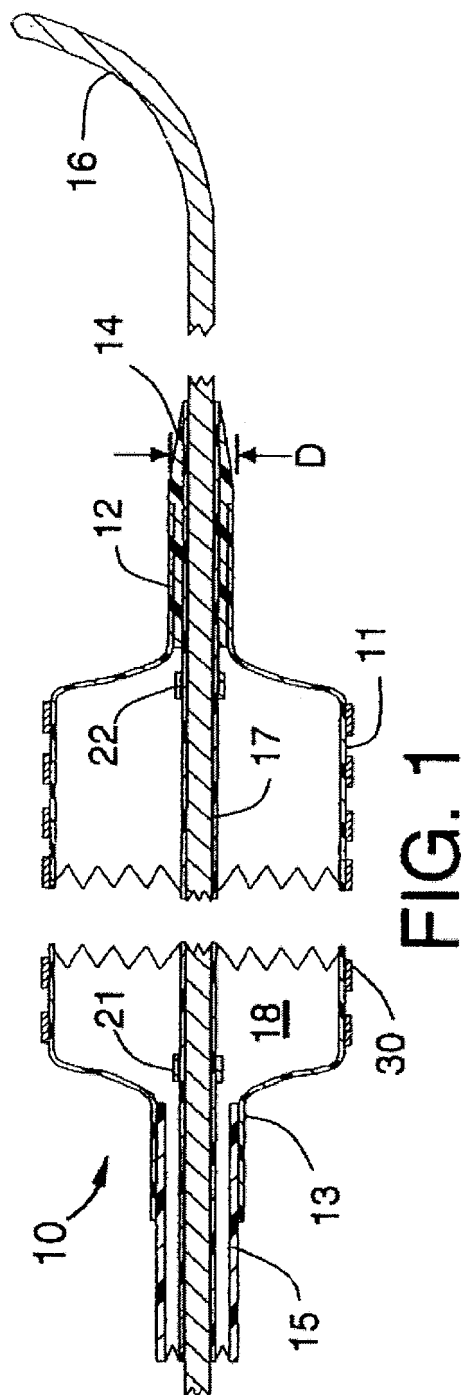
45

50

55

60

65



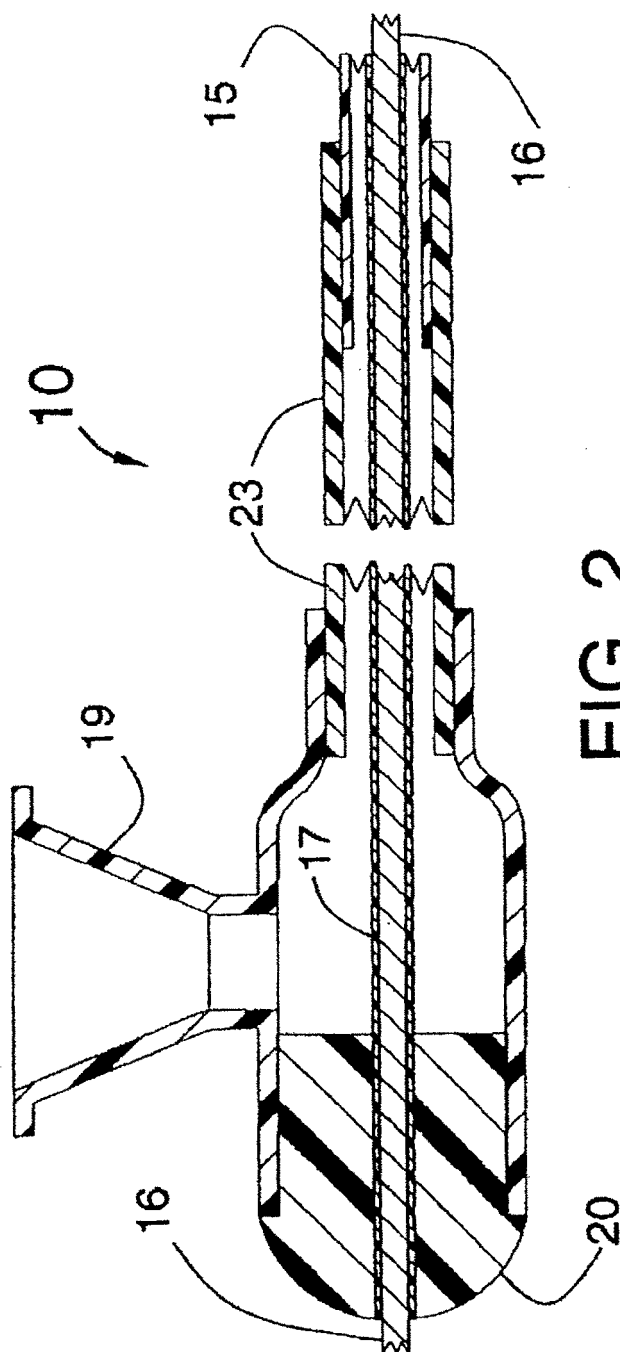


FIG. 2

