

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **3 029 850**

51 Int. Cl.:

A61B 17/221 (2006.01)

A61F 2/01 (2006.01)

A61B 17/3207 (2006.01)

A61B 17/22 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **09.03.2012** **E 21169463 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **26.03.2025** **EP 3871617**

54 Título: **Dispositivo para la extracción de coágulos para eliminar un coágulo oclusivo de un vaso sanguíneo**

30 Prioridad:

09.03.2011 US 201161450810 P

27.10.2011 US 201161552130 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
25.06.2025

73 Titular/es:

NEURAVI LIMITED (100.00%)
Block 3 Ballybrit Business Park
Galway H91 K5YD, IE

72 Inventor/es:

BRADY, EAMON;
GILVARRY, MICHAEL;
RAZAVI, MAHMOOD;
VALE, DAVID;
GRIFFIN, PATRICK;
CASEY, BRENDAN y
MCNAMARA, JASON

74 Agente/Representante:

DEL VALLE VALIENTE, Sonia

ES 3 029 850 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

Dispositivo para la extracción de coágulos para eliminar un coágulo oclusivo de un vaso sanguíneo

5 Campo de la invención

Esta invención se refiere a dispositivos para eliminar obstrucciones agudas de los vasos sanguíneos. La invención se refiere especialmente a la eliminación de obstrucciones agudas de los vasos sanguíneos. Las obstrucciones agudas pueden incluir coágulos, dispositivos mal colocados, dispositivos migrados, grandes émbolos y similares. La tromboembolia se produce cuando parte o la totalidad de un trombo se desprende de la pared del vaso sanguíneo. Este coágulo (ahora llamado émbolo) se transporta a continuación en la dirección del flujo sanguíneo. Puede producirse un accidente cerebrovascular isquémico si el coágulo se aloja en la vasculatura cerebral. Puede producirse una embolia pulmonar si el coágulo se origina en el sistema venoso o en el lado derecho del corazón y se aloja en una arteria pulmonar o en una rama de la misma. Los coágulos también pueden desarrollarse y bloquear los vasos localmente sin ser liberados en forma de émbolo; este mecanismo es común en la formación de bloqueos coronarios. La invención es particularmente adecuada para extraer coágulos de las arterias cerebrales en pacientes con accidente cerebrovascular isquémico agudo (AIS, en inglés), de los vasos coronarios nativos o injertados en pacientes con infarto de miocardio (IM) y de las arterias pulmonares en pacientes con embolia pulmonar (EP).

20 Antecedentes

Existen desafíos importantes asociados con el diseño de dispositivos de retirada de coágulos que pueden ofrecer altos niveles de rendimiento. En primer lugar, hay un número de desafíos de acceso que dificultan el suministro de dispositivos. En los casos en los que el acceso implica navegar por el arco aórtico (como en los bloqueos coronarios o cerebrales), la configuración del arco en algunos pacientes dificulta la colocación de un catéter guía. Estas configuraciones de arco difíciles se clasifican como arcos aórticos de tipo 2 o tipo 3, siendo los arcos de tipo 3 los que presentan la mayor dificultad. El desafío de la tortuosidad es aun más grave en las arterias que se acercan al cerebro. Por ejemplo, no es inusual que en el extremo distal de la arteria carótida interna el dispositivo tenga que navegar por un segmento de vaso con una flexión de 180°, una flexión de 90° y una flexión de 360° en rápida sucesión a lo largo de unos pocos centímetros de vaso. En el caso de las embolias pulmonares, el acceso es a través del sistema venoso y a continuación a través de la aurícula derecha y el ventrículo del corazón. El tracto de salida del ventrículo derecho y las arterias pulmonares son vasos delicados que pueden dañarse fácilmente con dispositivos inflexibles o de alto perfil. Por estas razones, es deseable que el dispositivo de recuperación de coágulos sea compatible con un catéter guía lo más flexible y de perfil bajo como sea posible.

En segundo lugar, la vasculatura del área en la que puede estar alojado el coágulo frecuentemente es frágil y delicada. Por ejemplo, los vasos neurovasculares son más frágiles que los vasos de tamaño similar en otras partes del cuerpo y se encuentran en un lecho de tejidos blandos. Las fuerzas de tracción excesivas aplicadas sobre estos vasos podrían provocar perforaciones y hemorragias. Los vasos pulmonares son más grandes que los de la vasculatura cerebral, pero también son de naturaleza delicada, particularmente los vasos más distales.

En tercer lugar, el coágulo puede comprender cualquiera de una variedad de morfologías y consistencias. Las hebras largas de material de coágulo más blando pueden tender a alojarse en bifurcaciones o trifurcaciones, lo que provoca la oclusión simultánea de múltiples vasos en longitudes significativas. Es probable que el material del coágulo más maduro y organizado sea menos compresible que el de un coágulo más blando y fresco y, bajo la acción de la presión sanguínea, puede distender el vaso amoldable en el que está alojado. Además, los inventores han descubierto que las propiedades del coágulo pueden cambiar significativamente por la acción de los dispositivos que interactúan con él. En particular, la compresión de un coágulo sanguíneo provoca la deshidratación del coágulo y da como resultado un aumento drástico tanto en la rigidez como en el coeficiente de fricción del coágulo.

Los desafíos descritos anteriormente deben superarse para que cualquier dispositivo proporcione un alto nivel de éxito en la retirada del coágulo y la restauración del flujo. Los dispositivos existentes no abordan adecuadamente estos desafíos, en particular los desafíos asociados con los traumatismos vasculares y las propiedades de los coágulos.

55 Discusión de la técnica anterior

Los dispositivos tipo stent para la extracción de coágulos se utilizan cada vez más para extraer coágulos de los vasos cerebrales de los pacientes con accidente cerebrovascular agudo. Se trata de dispositivos autoampliables, de apariencia similar a la de un stent, unidos al extremo de un vástago largo, y que se hacen avanzar a través de un microcatéter y se despliegan en las obstrucciones por coágulo, a fin de atrapar y extraer los coágulos. Se basan en un mecanismo de fijación para agarrar el coágulo atrapándolo entre el cuerpo autoampliable tipo stent y la pared del vaso. Este enfoque tiene una serie de desventajas:

Frecuentemente, un dispositivo tipo stent para la extracción de coágulos depende de su fuerza radial (RF) externa para mantener su agarre sobre el coágulo. Si la RF es demasiado baja, el dispositivo tipo stent para la extracción de coágulos perderá su agarre sobre el coágulo, pero si la RF es demasiado alta, el dispositivo tipo stent para la extracción de coágulos puede dañar la pared del vaso y puede requerirse demasiada fuerza para retirarlo. Por lo tanto, tales dispositivos tipo stent

para la extracción de coágulos que tienen una fuerza radial suficiente para tratar todos los tipos de coágulos pueden causar traumatismos vasculares y lesiones graves al paciente, mientras que los dispositivos tipo stent para la extracción de coágulos que tienen una fuerza radial adecuada para permanecer atraumáticos pueden no ser capaces de tratar de manera efectiva todos los tipos de coágulos.

El mecanismo de fijación del dispositivo tipo stent para la extracción de coágulos tiende a comprimir el coágulo atrapado. Esta fuerza de compresión tenderá a deshidratar el coágulo, lo que a su vez tiende a aumentar su coeficiente de fricción, lo que dificulta la extracción del vaso.

Los diseños convencionales de dispositivos tipo stent para la extracción de coágulos no conservan muy bien su forma ampliada cuando se ponen en tensión en las curvas, debido a la manera en que sus elementos de puntal se conectan entre sí. Esto puede provocar una pérdida de agarre sobre el coágulo, ya que el dispositivo tipo stent para la extracción de coágulos se retira proximalmente alrededor de una curva en un vaso tortuoso, con la posibilidad de que el coágulo capturado escape. Esto se debe a que cuando dispositivo tipo stent para la extracción de coágulos se retrae sus puntales se ponen en tensión. Esta tensión se debe a la fricción entre el dispositivo y el vaso sanguíneo, y aumenta si se aplica una carga adicional, tal como la proporcionada por un coágulo. En una curva, los puntales en el exterior de la curva están sujetos a mayor tensión que aquellos en el interior. Para lograr el estado de energía más bajo posible, la superficie exterior del stent se mueve hacia la superficie interior de la curva, lo que reduce la tensión en los puntales, pero también reduce el diámetro ampliado del dispositivo tipo stent para la extracción de coágulos.

Otra desventaja de este enfoque es que se basa en la fijación del coágulo entre el dispositivo tipo stent para la extracción de coágulos y la pared del vaso y, por lo tanto, es posible que no se restrinja el coágulo de manera efectiva cuando pasa a través de un vaso ramificado o cuando entra en un vaso cuyo diámetro es mayor que el diámetro completamente ampliado del dispositivo tipo stent para la extracción de coágulos.

La fijación del coágulo entre el dispositivo tipo stent para la extracción de coágulos y la pared del vaso para extraerlo del vaso también genera altas fuerzas de cizallamiento contra el costado del coágulo a medida que se extrae, lo que puede liberar fragmentos que pueden conducir a más obstrucciones en la vasculatura distal.

Por muchas razones, incluidas algunas o todas las limitaciones mencionadas anteriormente, frecuentemente es necesario que un médico realice múltiples pasadas con un dispositivo para la extracción de coágulos para extraer por completo un coágulo obstructivo. Sin embargo, cada vez que se retira un dispositivo para la extracción de coágulos, se pierde el acceso al sitio objetivo. Por lo tanto, es necesario volver a hacer avanzar un alambre guía y un microcatéter para acceder al coágulo y volverlo a cruzar y, a continuación, retirar el alambre guía y hacer avanzar el dispositivo para la extracción de coágulos a través del microcatéter. La conducción del alambre guía y el microcatéter hasta el coágulo puede llevar una cantidad de tiempo considerable, especialmente si los vasos son tortuosos. Este tiempo adicional y la manipulación del dispositivo aumentan los riesgos a los que está expuesto el paciente.

Los documentos de patente US2009/292307A1, US2010/318178A1, US2010/087850A1, WO2009/055782A1, WO2010/102307A1, EP2531119A1, US2005/038447A1 y WO2009/076482A1 describen dispositivos para la extracción de coágulos del estado de la técnica.

Antecedentes de la invención

La invención se define en la reivindicación 1 adjunta. Las realizaciones de la invención se definen en las reivindicaciones dependientes.

Los diseños descritos superan las desventajas de las soluciones de trombectomía mecánica existentes. El término “enganchador” se utiliza a continuación para describir la parte de la invención configurada para engancharse con el coágulo y agarrarlo, desplegándose generalmente dentro del coágulo y enganchándose con él. También se pueden utilizar términos como “cuerpo ampliable”, “cesta alargada”, “cesta de enganche” y “cesta de stent” para describir esta parte del dispositivo. Cuando el dispositivo para la extracción de coágulos comprende una construcción de doble capa, la capa exterior puede denominarse exterior de la cesta de stent o miembro exterior o miembro tubular exterior o cuerpo exterior o cuerpo exterior alargado; y la capa interior puede denominarse tubo interior o tubo de flujo o miembro tubular interior o cuerpo interior alargado. El vástago del dispositivo también puede denominarse miembro alargado o vástago alargado.

Se describen diseños en los que una parte del enganchador del dispositivo se configura para que se amplíe dentro de un coágulo oclusivo en un vaso sanguíneo, de modo que el enganchador en ampliación permita que el coágulo migre a un espacio de recepción dentro del cuerpo del enganchador a medida que el enganchador se amplía. El enganchador se suministra a través de un catéter al sitio de la oclusión y se coloca dentro del coágulo. El enganchador tiene la capacidad de ampliarse en el sitio de la oclusión y comenzar a comprimir el coágulo a medida que se amplía. La superficie del enganchador comprende aberturas de entrada y las aberturas de entrada permiten que el coágulo “escape” de la compresión, desplazándose una parte significativa del coágulo a través de las aberturas de entrada en la pared del enganchador. Debido a que una parte significativa del coágulo se empuja a través de las aberturas de entrada del enganchador, se minimiza la compresión del coágulo y, por lo tanto, se minimiza el aumento resultante en el coeficiente de fricción del coágulo. Esto también reduce la fuerza radial sobre el vaso en la región del coágulo, lo que significa que se requiere una fuerza menor

para retirar el coágulo capturado, lo que a su vez significa menos traumatismo vascular y menos tensión en el lecho vascular distal. También se describe que el dispositivo se configura de tal modo que la fuerza radial del dispositivo actúa fuertemente con un diámetro pequeño para engancharse con el coágulo y agarrarlo, pero actúa suavemente con un diámetro mayor para entrar suavemente en contacto con la pared del vaso. En algunas realizaciones, los “elementos de primera fuerza radial” y los “elementos de segunda fuerza radial” actúan en conjunto para proporcionar una fuerza radial alta con un diámetro pequeño. En diámetros más grandes, dichos “elementos de primera fuerza radial” pueden proporcionar poca o ninguna entrada a la fuerza radial, con el resultado de que el dispositivo tiene una fuerza radial alta para un diámetro pequeño pero una fuerza radial sorprendentemente baja para un diámetro grande. En otro conjunto de variantes, los “elementos de primera fuerza radial” pueden actuar en concierto con los “elementos de segunda fuerza radial” con un diámetro pequeño y actuar contra los “elementos de segunda fuerza radial” con un diámetro mayor.

También se describen otras realizaciones para reducir aún más la fuerza de contacto del dispositivo con el vaso durante la retracción del coágulo. Estos diseños accionables permiten al usuario aumentar selectivamente la fuerza radial del enganchador después de haberlo desplegado a través del coágulo para que enganche firmemente al coágulo y, a continuación, reducir nuevamente la fuerza radial para que el dispositivo y el coágulo puedan retirarse de forma segura sin causar traumatismos en los vasos. La alta fuerza radial inicial permite que el enganchador se incruste firmemente en el coágulo y que el coágulo se desprenda de manera efectiva del vaso. Una vez que el coágulo se agarra y se desprende, ya no se requiere una fuerza radial alta, y se puede utilizar una fuerza radial más baja para retirar el coágulo.

El enganchador interactúa con el coágulo en dos fases distintas del proceso de extracción. En primer lugar, el enganchador se amplía radialmente hacia fuera durante la fase de despliegue y, al hacerlo, comprime un poco el coágulo contra la pared del vaso y empuja al menos parte del coágulo a través de la pared del enganchador, especialmente hacia las aberturas de entrada. En segundo lugar, durante la fase de extracción, el enganchador actúa sobre el coágulo en una dirección sustancialmente paralela al eje longitudinal del vaso. Empujar el coágulo hacia el interior del cuerpo del enganchador tiene la ventaja adicional de permitir que los puntales del enganchador ejerzan una fuerza sobre el coágulo en una dirección cercana o igual a la dirección en la que se ha de mover el coágulo. En estas realizaciones, partes del coágulo se extienden a horcadas sobre la pared del enganchador. Por lo tanto, cuando el enganchador se retrae proximalmente, el coágulo extendido a horcadas no puede deslizarse con respecto a la pared del enganchador. En efecto, el coágulo extendido a horcadas queda unido al enganchador durante la acción de retirada. Esto, a su vez, permite añadir características de compresión o enganche a los puntales para agarrar aún más el coágulo y de forma aún más segura.

Se describen características de enganche de coágulo que permiten que el dispositivo agarre el coágulo sin la necesidad de una fuerza radial alta. Estas superficies de puntal de enganche de coágulo moldeadas incluyen ojales, lengüetas y otras formas configuradas para incidir y proyectarse en el coágulo, pero no en la pared del vaso. También se describen modificaciones de superficie que proporcionan un bajo coeficiente de fricción en una superficie para el contacto con la pared del vaso, y un coeficiente de fricción más alto en los lados del puntal y/o en las superficies internas para el agarre del coágulo. Las características de enganche de coágulo generalmente aumentan las fuerzas de cizallamiento aplicadas al coágulo sin aumentar la fuerza radial del dispositivo. Las características de enganche pueden configurarse para incrustarse en el coágulo. La incrustación de las características de enganche significa que es más difícil que un puntal con características de enganche de coágulo se deslice sobre el coágulo cuando se retira el dispositivo ampliado. Sin embargo, las características de enganche incrustadas aplican una fuerza de cizallamiento elevada que, en casos extremos, puede desgarrar una parte del coágulo en la región de la característica de enganche. La alta fuerza de cizallamiento transmitida al coágulo por las características de enganche de coágulo sin la necesidad de una fuerza radial alta hace que este aspecto sea muy atractivo.

Se describen diseños con miembros tubulares dobles donde el enganchador comprende un primer tubo ampliable interior y un segundo tubo ampliable exterior, disponiéndose el tubo interior sustancialmente dentro del lumen del tubo exterior. Las propiedades del tubo interior y el tubo exterior se pueden adaptar de forma independiente entre sí. El tubo interior puede tener una fuerza radial muy diferente a la del tubo exterior. El tubo interior puede tener un nivel de porosidad muy diferente al tubo exterior. El tubo interior puede tener un diámetro completamente expandido que es muy diferente al del tubo exterior. La longitud del tubo interior puede ser diferente a la del tubo exterior. La forma de los puntales del tubo interior puede ser diferente a la forma de los puntales del tubo exterior. Puede haber un espacio libre entre el tubo interior y el tubo exterior en la configuración ampliada. Puede haber un espacio libre entre el tubo interior y el tubo exterior en la configuración plegada. Uno, o ambos o ninguno de los tubos interior y exterior pueden tener una costura que se extienda sustancialmente longitudinalmente a lo largo de al menos una parte de la pared del tubo. Uno o ambos tubos interior y exterior pueden comprender un tubo cortado con láser, un tubo trenzado, un tubo tricotado, un tubo extrudido, un tubo pultruido. Uno o ambos tubos interior y exterior pueden fabricarse mediante un proceso que implica un paso de corte por láser, un paso de trenzado, un paso de tricotado, un paso de extrusión, un paso de pultrusión, un paso de electropulido, un paso de tratamiento térmico. Uno o ambos tubos interior y exterior pueden comprender una sección cónica, una sección ensanchada, una sección de extremo cerrada o una sección media cerrada.

Estos elementos de enganche de doble tubo ofrecen una serie de beneficios. (1) El tubo interior se puede configurar para proporcionar una fuerte fuerza de apertura para crear un lumen a través del coágulo y restablecer el flujo inmediatamente después del despliegue. Este lumen de flujo reduce el gradiente de presión a través del coágulo, lo que facilita la extracción del coágulo. (2) El diámetro al que se amplía el tubo interior puede adaptarse para reducir el riesgo de una lesión por reperusión. En esta realización, el tubo interior se amplía hasta un diámetro que es significativamente menor que el diámetro del vaso inmediatamente adyacente y distal de la oclusión. Este tubo interior de diámetro pequeño crea un pequeño lumen

de flujo a través de la oclusión y restringe el flujo sanguíneo inicial a la parte afectada del cerebro. Este flujo sanguíneo restringido asegura que la presión aplicada a los vasos sanguíneos inmediatamente después de la restauración del flujo sea menor de lo normal y esto reduce el riesgo de hemorragia en el lecho vascular isquémico. La perfusión completa se restablece posteriormente retirando el dispositivo y el coágulo. (3) El tubo interior se puede configurar para que se amplíe hasta un diámetro menor que el de la cesta exterior y hasta un diámetro menor que el de cualquier vaso en el que se ha de desplegar. Esto significa que se puede ejercer una fuerza radial fuerte de forma segura sobre el coágulo para abrir un lumen de flujo, pero no es necesario que se ejerza sobre el vaso. (4) El tubo interior puede servir de estructura base para el lumen creado a través del coágulo, evitando la liberación de émbolos del coágulo en el torrente sanguíneo resultante, que fluye rápidamente. (5) El tubo interior puede comprender, al menos parcialmente, un stent y puede proporcionar un fuerte agarre sobre el coágulo para el paso inicial fundamental de desprender el coágulo del vaso, lo que permite configurar la cesta exterior con una fuerza radial baja. (6) El tubo exterior se puede configurar de modo que tenga grandes aberturas de entrada a fin de empujar el coágulo a través de la pared del tubo exterior. El tubo interior, por otro lado, se puede configurar para evitar la migración distal o la fragmentación o embolia del coágulo que atraviesa la pared del tubo exterior. Al configurar el tubo exterior de modo que se promueva la migración del coágulo a través de la pared del tubo exterior, el dispositivo puede desprender de manera más efectiva el coágulo de la pared del vaso, mientras que con el tubo interior cuya forma y subestructura proporcionan una estructura base, el dispositivo también es eficaz para evitar la pérdida de material del coágulo.

Se describen diseños con mantenimiento de forma que se configuran de tal modo que permiten que el enganchador mantenga su diámetro ampliado y permanezca en contacto con el vaso cuando se mueve alrededor de las curvas. Los medios para lograr esto incluyen proporcionar a) puntos de articulación que permitan que el dispositivo se doble libremente, b) discontinuidades en la conectividad de puntal para que la tensión no se transmita a lo largo de la longitud del enganchador alrededor del exterior de una curva y c) conexiones proximales que permitan que el enganchador gire y se autoalineé a su estado de energía más bajo cuando se mueve a través de la tortuosidad vascular.

Se describen características para proteger contra la fragmentación y la embolia distal, que incluyen una variedad de diseños de red y elementos de enganche de doble capa, que sirven para contener cualquier fragmento que pueda liberarse del cuerpo principal del coágulo. Se describen variantes provistas de una capa interior dentro del enganchador, que ofrecen el beneficio adicional de un lumen sin obstrucciones a través del enganchador y el coágulo para permitir el suministro lo más temprano posible de flujo sanguíneo a la vasculatura distal. Estos diseños de doble capa ofrecen el beneficio de una estructura base en el lumen interior del dispositivo de enganche y de filtrar los fragmentos. También facilitan un diseño muy eficiente en cuanto a espacio, requiriendo un "espacio de estacionamiento" mínimo distal con respecto al coágulo. También se describen características antifragmentación que se encuentran en el extremo distal del enganchador, o distales del enganchador. Estos incluyen diseños de red de captura que pueden moverse independientemente con respecto a la parte de enganchador, o pueden estar atados a la parte de enganchador, o pueden estar integrados con la parte de enganchador. Estas características, combinadas con las características mencionadas anteriormente, que limitan la generación de fragmentos en primer lugar, minimizan el riesgo de embolia distal durante el procedimiento de extracción del coágulo.

También se describen características que permiten la extracción de coágulos alojados en los vasos sin causar traumatismos a los vasos. En el caso de las arterias cerebrales, que son muy frágiles y tortuosas, estas características son extremadamente importantes. Cuando la construcción del dispositivo comprende un tubo interior y un tubo exterior, el tubo exterior se puede configurar como una estructura de fuerza radial baja que se amplía hasta un diámetro grande y el tubo interior se puede configurar como una estructura de fuerza radial alta que se amplía hasta un diámetro pequeño. El dispositivo se puede configurar de tal modo que el tubo interior esté protegido del contacto con la pared del vaso a medida que el dispositivo se retrae a través de la vasculatura hasta el sitio de extracción. El tubo exterior de baja fuerza radial entra en contacto con la pared del vaso, pero dado que tiene una fuerza de contacto baja es muy atraumático para el vaso.

En un conjunto de realizaciones, el extremo distal del dispositivo también se diseña de modo que sea muy atraumático, a fin de permitir el avance seguro del dispositivo en pequeños vasos frágiles y tortuosos. En la configuración de suministro plegado, el enganchador se hace avanzar a través del lumen de un microcatéter y el extremo distal del enganchador se puede hacer avanzar hacia el extremo distal del microcatéter durante el despliegue del enganchador. El extremo distal del enganchador puede tener una transición de rigidez gradual, de modo que caiga hacia adelante si se hace avanzar contra una pared arterial en su estado plegado o parcialmente plegado. En la configuración ampliada, el enganchador puede comprender una sección distal generalmente cónica y axialmente compresible. El extremo distal del enganchador puede estrecharse en forma cónica o piramidal o puede comprender una forma de "punta redondeada". Esta sección distal compresible puede esparcir las fuerzas aplicadas a la pared del vaso a través de un área mayor. La sección distal se puede configurar de tal modo que el avance del extremo distal del enganchador contra una pared dé como resultado una retroalimentación táctil para el usuario. La retroalimentación táctil alertará al usuario sobre una posible restricción o resistencia al avance del dispositivo y, por lo tanto, reducirá la probabilidad de un traumatismo inadvertido en el vaso.

Las características descritas anteriormente proporcionan un alto grado de eficacia de recanalización, de modo que el coágulo puede extraerse rutinariamente de forma segura y fácil en una sola pasada. Sin embargo, puede haber ciertas circunstancias en las que se deseen pasadas adicionales. En la presente memoria se describen diseños en los que se puede dejar en su lugar una plataforma de acceso después de que cualquier dispositivo haya pasado, a través de la cual se puede volver a hacer avanzar rápida y fácilmente el mismo dispositivo u otro dispositivo.

En una realización, el aparato de tratamiento comprende un dispositivo para extraer un coágulo oclusivo de un vaso sanguíneo, comprendiendo el dispositivo un miembro alargado que tiene un extremo distal, un extremo proximal y un segmento proximal unido al extremo proximal, en donde el extremo distal se extiende hacia el interior del paciente y el extremo proximal se extiende hacia el exterior del paciente. El cuerpo ampliable se fija adyacente al extremo distal del miembro alargado y se suministra a la región del coágulo oclusivo a través del lumen de un catéter en una configuración plegada y se coloca a través del coágulo oclusivo. El cuerpo ampliable se despliega en una configuración ampliada para el enganche con el coágulo oclusivo, en donde el cuerpo ampliado comprende una pluralidad de puntales configurados en una estructura tubular, comprendiendo la estructura tubular una primera zona y una segunda zona, en donde la primera zona se configura de modo que sirva de estructura base para sujetar el coágulo externamente contra la pared del vaso y la segunda zona comprende una pluralidad de aberturas en la pared del cuerpo ampliable, en donde las aberturas se configuran para que empujen al menos una parte del coágulo oclusivo a través de la pared de la estructura tubular.

En otra realización, el aparato de tratamiento comprende un dispositivo para extraer un coágulo oclusivo de un vaso sanguíneo, comprendiendo el dispositivo un miembro alargado que tiene un extremo distal y un extremo proximal, donde el extremo distal se extiende hacia el interior del paciente y el extremo proximal se extiende hacia el exterior del paciente, y un cuerpo ampliable fijado adyacente al extremo distal del miembro alargado. El cuerpo ampliable se suministra a la región del coágulo oclusivo a través del lumen de un catéter en una configuración plegada y se coloca a través del coágulo oclusivo y se despliega en la configuración ampliada para el enganche con el coágulo oclusivo. El cuerpo ampliable comprende una pared exterior y un espacio de recepción interior, en donde la pared exterior comprende una pluralidad de secciones de estructura base y una pluralidad de secciones de entrada, en donde las secciones de estructura base y las secciones de entrada se configuran para que empujen el coágulo oclusivo hacia el espacio de recepción a través de las secciones de entrada.

En otra realización, el aparato de tratamiento comprende un dispositivo accesible para extraer un coágulo oclusivo de un vaso sanguíneo, comprendiendo el dispositivo un miembro alargado que tiene un extremo distal y un extremo proximal, en donde el extremo distal se extiende hacia el interior del paciente y el extremo proximal se extiende hacia el exterior del paciente. Un cuerpo ampliable se fija adyacente al extremo distal del miembro alargado y se suministra a la región del coágulo oclusivo a través del lumen de un catéter en una configuración plegada y se coloca a través del coágulo oclusivo en una configuración ampliada para el enganche con el coágulo oclusivo, y el cuerpo ampliable comprende una superficie de enganche de coágulo y un espacio de recepción. El dispositivo comprende además una red de captura configurada en el extremo distal del cuerpo ampliable, que se suministra a la región del coágulo de oclusión a través del catéter en una configuración plegada y se coloca en el extremo distal del coágulo oclusivo en una configuración ampliada para capturar cualquier fragmento de coágulo o émbolo liberado por la acción del cuerpo ampliable sobre el coágulo oclusivo, en donde la red de captura comprende un marco ampliable y una red de filtración.

En otra realización, el aparato de terapia comprende un dispositivo accesible para extraer un coágulo oclusivo de un vaso sanguíneo, comprendiendo el dispositivo un miembro alargado que tiene un extremo distal y un extremo proximal, en donde el extremo distal se extiende hacia el interior del paciente y el extremo proximal se extiende hacia el exterior del paciente; y un cuerpo ampliable fijado adyacente al extremo distal del miembro alargado, suministrado a la región del coágulo oclusivo a través del lumen de un catéter en una configuración plegada y colocado a través del coágulo oclusivo en una configuración ampliada para el enganche con el coágulo oclusivo, en donde el cuerpo ampliable comprende una superficie tubular exterior, un espacio de recepción y una superficie tubular interior, en donde la superficie tubular exterior y la superficie tubular interior se conectan adyacentes al extremo proximal del cuerpo ampliable.

En otra realización, el dispositivo para extraer un coágulo oclusivo de un vaso sanguíneo comprende un miembro alargado que tiene un extremo distal y un extremo proximal, en donde el extremo distal se extiende hacia el interior del paciente y el extremo proximal se extiende hacia el exterior del paciente; y un cuerpo ampliable fijado adyacente al extremo distal del miembro alargado, suministrado a la región del coágulo oclusivo a través del lumen de un catéter en una configuración plegada y colocado a través del coágulo oclusivo en una configuración ampliada para el enganche con el coágulo oclusivo, en donde el cuerpo ampliable comprende un cuerpo tubular que comprende un primer segmento, un segundo segmento, un tercer segmento y una pared, en donde el primer segmento se configura para que se amplíe en el extremo proximal del coágulo oclusivo para evitar el movimiento del coágulo oclusivo en una dirección proximal, en donde el tercer segmento se configura para que se amplíe en el extremo distal del coágulo oclusivo para limitar el movimiento del coágulo de oclusión en una dirección distal, en donde la pared del cuerpo ampliable comprende regiones de estructura base y aberturas de entrada en donde las regiones de estructura base se configuran para transmitir una presión al coágulo oclusivo y las aberturas de entrada se configuran para permitir que el coágulo oclusivo se expulse a través de la pared del cuerpo ampliable.

En otra realización más, el aparato de tratamiento comprende un dispositivo para extraer un coágulo oclusivo de un vaso sanguíneo, en donde el dispositivo comprende un miembro alargado que tiene un extremo distal y un extremo proximal, en donde el miembro alargado comprende un primer elemento alargado y un segundo elemento alargado; un primer cuerpo ampliable conectado al primer elemento alargado; y un segundo cuerpo ampliable conectado al segundo elemento alargado, en donde el segundo cuerpo ampliable está separado del extremo distal del primer cuerpo ampliable.

En otra realización más, el aparato de tratamiento comprende un dispositivo para extraer un coágulo oclusivo de un vaso sanguíneo, comprendiendo además el dispositivo un miembro alargado que tiene un extremo distal, un segmento proximal y un extremo proximal, en donde el extremo distal se extiende hacia el interior del paciente y el extremo proximal se extiende

hacia el exterior del paciente; y un cuerpo ampliable fijado adyacente al extremo distal del miembro alargado, suministrado a la región del coágulo oclusivo a través del lumen de un microcatéter en una configuración plegada y colocado a través del coágulo oclusivo en una configuración ampliada para el enganche con el coágulo oclusivo, en donde el cuerpo ampliable comprende al menos un primer segmento de stent y un segundo segmento de stent, en donde el primer y el segundo segmento de stent comprenden un extremo proximal, una sección de cuerpo y un extremo distal, en donde el extremo proximal comprende una disposición de puntales, comprendiendo la sección de cuerpo una sección tubular configurada para aplicar una fuerza radial y comprendiendo el extremo distal al menos una corona terminal, en donde el segundo segmento de stent está separado del primer segmento de stent y la distancia entre el primer y el segundo segmento de stent está definida por un puntal conector.

En otra realización más, el aparato de tratamiento comprende un dispositivo para extraer un coágulo oclusivo de un vaso sanguíneo, donde el dispositivo comprende un miembro alargado que tiene un extremo distal, un segmento proximal y un extremo proximal, en donde el extremo distal se extiende hacia el interior del paciente y el extremo proximal se extiende hacia el exterior del paciente; y un cuerpo ampliable fijado adyacente al extremo distal del miembro alargado, suministrado a la región del coágulo oclusivo a través del lumen de un microcatéter en una configuración plegada y colocado a través del coágulo oclusivo en una configuración ampliada para el enganche con el coágulo oclusivo, en donde el cuerpo ampliable comprende una pluralidad de segmentos de stent, en donde cada segmento de stent comprende un extremo proximal, una sección de cuerpo y un extremo distal, en donde cada segmento de stent está separado con respecto a otro segmento de stent, en donde los segmentos de stent comprenden un lumen interior que se extiende a lo largo del cuerpo ampliable, en donde el cuerpo ampliable comprende además un tubo interior que se extiende con el lumen, en donde el tubo interior tiene un diámetro plegado y un diámetro ampliado, en donde el diámetro plegado es menor que el diámetro interior del microcatéter y el diámetro ampliado es mayor que el diámetro externo del microcatéter, en donde el diámetro ampliado es menor que el diámetro del vaso sanguíneo.

En otra realización más, el aparato de tratamiento comprende un dispositivo para extraer un coágulo oclusivo de un vaso sanguíneo, comprendiendo además el dispositivo un miembro alargado que tiene un extremo distal, un segmento proximal y un extremo proximal, en donde el extremo distal se extiende hacia el interior del paciente y el extremo proximal se extiende hacia el exterior del paciente; y una cesta de stent colocada adyacente al extremo distal del miembro alargado, en donde la cesta de stent se suministra a la región del coágulo oclusivo a través del lumen de un microcatéter en una configuración plegada y se coloca a través del coágulo oclusivo en una configuración ampliada para el enganche con el coágulo oclusivo, en donde la cesta de stent comprende una pluralidad de aberturas de entrada, un espacio de recepción, una sección proximal, una sección de cuerpo tubular y una sección distal, en donde el espacio de recepción está parcialmente definido por la pared de la sección de cuerpo tubular, en donde al menos una primera abertura de entrada comprende una abertura de entrada orientada proximalmente y al menos una segunda abertura de entrada comprende una abertura en la pared de la sección de cuerpo tubular.

Otro aparato de tratamiento comprende un dispositivo para extraer un coágulo oclusivo de un vaso sanguíneo, comprendiendo el dispositivo un miembro alargado que tiene un extremo distal y un extremo proximal, en donde el extremo distal se extiende hacia el interior del paciente y el extremo proximal se extiende hacia el exterior del paciente; y un cuerpo ampliable fijado adyacente al extremo distal del miembro alargado, suministrado a la región del coágulo oclusivo a través del lumen de un microcatéter en una configuración plegada y colocado a través del coágulo oclusivo en una configuración ampliada para el enganche con el coágulo oclusivo, en donde el cuerpo ampliable comprende una pluralidad de puntales configurados en una estructura tubular, una superficie de contacto con los vasos, una superficie interior, una superficie orientada distalmente y una superficie orientada proximalmente, en donde la superficie de contacto con el vaso comprende una superficie con un valor RMS de menos de 0,25 micrones, en donde al menos una parte de la superficie orientada proximalmente comprende al menos un saliente.

Otro aparato de tratamiento comprende un dispositivo para extraer un coágulo oclusivo de un vaso ocluido, comprendiendo el dispositivo un miembro alargado que comprende un miembro tubular alargado que tiene un extremo distal y un extremo proximal, en donde el extremo distal se extiende hacia el interior del paciente y el extremo proximal se extiende hacia el exterior del paciente; y un cuerpo ampliable fijado adyacente al extremo distal del miembro tubular alargado, suministrado a la región del coágulo oclusivo a través del lumen de un microcatéter en una configuración plegada y colocado a través del coágulo oclusivo en una configuración ampliada para el enganche con el coágulo oclusivo, en donde el cuerpo ampliable comprende una pluralidad de segmentos de stent, en donde cada segmento de stent comprende un extremo proximal, una sección de cuerpo, un extremo distal y un elemento de tubo, en donde los segmentos de stent están separados entre sí, en donde el extremo proximal comprende una disposición de puntales divergentes que divergen de un miembro tubular, en donde el extremo distal comprende una disposición de puntales convergentes, en donde el miembro alargado comprende además un alambre que se extiende a través del lumen del miembro alargado, en donde el extremo distal del alambre se configura para que se acople con el extremo distal del cuerpo ampliable.

Otro aparato de tratamiento comprende un dispositivo para extraer un coágulo oclusivo de un vaso sanguíneo, comprendiendo el dispositivo un tubo alargado; un alambre alargado, en donde el alambre alargado y el tubo alargado son coaxiales y se extienden hacia el exterior del paciente; y un cuerpo ampliable suministrado a la región del coágulo oclusivo a través del lumen de un microcatéter en una configuración plegada y colocado a través del coágulo oclusivo en una configuración ampliada para el enganche con el coágulo oclusivo, en donde el cuerpo ampliable se conecta al extremo distal del tubo alargado en un punto de unión primario y al extremo distal del alambre alargado en uno o más puntos de unión

secundarios, en donde el punto de unión primario y los puntos de unión secundarios se separan entre sí, en donde los puntos de unión secundarios están en dirección distal del punto de unión primario y, en la configuración ampliada, el movimiento relativo del alambre alargado con respecto al tubo alargado transmite una fuerza al cuerpo ampliable, en donde la fuerza cambia las propiedades mecánicas del cuerpo ampliable.

Otro aparato de tratamiento comprende un dispositivo para extraer un coágulo oclusivo de un vaso sanguíneo, comprendiendo el dispositivo un tubo alargado; un alambre alargado, en donde el alambre alargado y el tubo alargado son coaxiales y se extienden por el exterior del paciente; y un cuerpo ampliable suministrado a la región del coágulo oclusivo a través del lumen de un microcatéter en una configuración plegada y colocado a través del coágulo oclusivo en una configuración ampliada para el enganche con el coágulo oclusivo, en donde el cuerpo ampliable comprende dos o más segmentos de stent, en donde uno de los segmentos de stent comprende un extremo proximal, una sección media y un extremo distal, en donde el segmento de stent se configura para que se amplíe mediante un movimiento relativo del alambre alargado con respecto al tubo alargado, en donde el movimiento relativo ayuda al cuerpo ampliable para comprimir al menos una parte del coágulo oclusivo.

En otro aspecto, el aparato de tratamiento comprende un dispositivo para extraer un coágulo oclusivo de un vaso sanguíneo, comprendiendo el dispositivo un miembro alargado que tiene un extremo distal y un extremo proximal, en donde el extremo distal se extiende hacia el interior del paciente y el extremo proximal se extiende hacia el exterior del paciente; y un cuerpo ampliable fijado adyacente al extremo distal del miembro alargado, suministrado a la región del coágulo oclusivo a través del lumen de un microcatéter en una configuración plegada y colocado a través del coágulo oclusivo en una configuración ampliada para el enganche con el coágulo oclusivo, en donde el cuerpo ampliable comprende una estructura interior y una estructura exterior, en donde la estructura interior comprende una disposición de puntales configurados para formar un tubo, en donde la estructura exterior comprende una pluralidad de miembros de anillo separados entre sí que incluyen un miembro de anillo distal y un miembro de anillo proximal y al menos dos conectores de anillo, en donde los conectores de anillo comprenden un miembro generalmente orientado axialmente que conecta los miembros de anillo adyacentes, en donde el conector de anillo se extiende desde el miembro de anillo proximal al miembro de anillo distal, en donde los conectores de anillo definen la distancia entre los miembros de anillo adyacentes, en donde la estructura interior define un lumen configurado para facilitar el flujo de sangre desde el lado proximal del coágulo oclusivo hasta el extremo distal del coágulo oclusivo.

En otro aspecto más, el aparato de tratamiento comprende un dispositivo para extraer un coágulo oclusivo de un vaso sanguíneo, comprendiendo el dispositivo un tubo alargado; un alambre alargado, en donde el alambre alargado y el tubo alargado son coaxiales y se extienden por el exterior del paciente; y un cuerpo ampliable suministrado a la región del coágulo oclusivo a través del lumen de un microcatéter en una configuración plegada y colocado a través del coágulo oclusivo en una configuración ampliada para el enganche con el coágulo oclusivo, en donde el cuerpo ampliable comprende un extremo proximal cónico y una sección de cuerpo, en donde la sección de cuerpo comprende una pluralidad de puntales dispuestos en una estructura tubular, en donde la estructura tubular comprende un lumen interior, en donde el tubo alargado comprende un extremo proximal y un extremo distal, en donde el extremo proximal se extiende hacia el exterior del paciente y el extremo distal se acopla al extremo proximal cónico, en donde el alambre alargado se extiende distalmente del extremo distal del tubo alargado, en donde el alambre alargado se extiende además a través de al menos una parte del lumen interior, en donde el cuerpo ampliable comprende al menos un puntal de accionador, en donde el puntal de accionador se extiende desde la sección de cuerpo radialmente hacia dentro y se conecta al alambre alargado, en donde el movimiento del alambre alargado con respecto al tubo alargado produce un cambio en el cuerpo ampliable.

En otro aspecto más, el aparato de tratamiento comprende un dispositivo para extraer un coágulo oclusivo de un vaso sanguíneo, comprendiendo el coágulo oclusivo un cuerpo de material compresivo, en donde el coágulo oclusivo proporciona resistencia a la compresión, comprendiendo el vaso sanguíneo un vaso distal, un vaso proximal y un vaso intermedio, en donde el vaso distal comprende el sitio de oclusión, el vaso proximal comprende un vaso para extraer el coágulo oclusivo del paciente y el vaso intermedio comprende al menos un segmento de vaso curvo, en donde el segmento de vaso curvo tiene un eje de vaso central que comprende un eje de vaso curvo, comprendiendo el dispositivo un miembro alargado que tiene un extremo distal, un extremo proximal y un segmento proximal, en donde el extremo distal se extiende hacia el interior del paciente y el segmento proximal se extiende hacia el exterior del paciente; y un cuerpo ampliable fijado adyacente al extremo distal del miembro alargado, suministrado a la región del coágulo oclusivo a través del lumen de un microcatéter en una configuración plegada y colocado a través del coágulo oclusivo en una configuración ampliada para el enganche con el coágulo oclusivo, en donde el cuerpo ampliable comprende una longitud, en donde la longitud es mayor que el radio de curvatura de al menos una parte del vaso intermedio, en donde el cuerpo ampliable comprende un primer segmento tubular y un segundo segmento tubular, en donde el primer segmento tubular comprende un primer eje central y el segundo segmento tubular comprende un segundo eje central, en donde el primer eje central es sustancialmente tangencial a una primera parte del eje de vaso curvo y el segundo eje central es tangencial a una segunda parte del eje de vaso curvo, en donde el primer segmento tubular se conecta al segundo segmento tubular con una articulación, en donde la articulación se configura para articular el primer segmento tubular con respecto al segundo segmento tubular, mientras que el cuerpo ampliable pasa a través del segmento de vaso curvo.

En otro aspecto más, el aparato de tratamiento comprende un dispositivo para extraer un coágulo oclusivo de un vaso sanguíneo, comprendiendo el dispositivo un miembro alargado que tiene un extremo distal, un extremo proximal y un segmento proximal unido al extremo proximal, en donde el extremo distal se extiende hacia el interior del paciente y el

extremo proximal se extiende hacia el exterior del paciente; y un cuerpo ampliable fijado adyacente al extremo distal del miembro alargado, suministrado a la región del coágulo oclusivo a través del lumen de un catéter en una configuración plegada y colocado a través del coágulo oclusivo en una configuración ampliada para el enganche con el coágulo oclusivo, en donde el cuerpo ampliado comprende una estructura de esqueleto de puntales interconectados, en donde la estructura de esqueleto comprende un cuerpo tubular con una pluralidad de aberturas de entrada a través de la pared del cuerpo tubular, en donde las aberturas de entrada se configuran para permitir la entrada del coágulo oclusivo, en donde el cuerpo tubular define al menos un espacio de recepción con el lumen del cuerpo tubular, en donde el coágulo oclusivo que se mueve en el espacio de recepción a través de las aberturas de entrada no puede migrar distalmente debido a al menos una capa de restricción dispuesta a lo largo de la sección transversal del espacio de recepción, en donde la capa de restricción se configura para permitir el flujo de sangre e impedir el movimiento del coágulo distalmente.

En otro aspecto más, el aparato de tratamiento comprende un dispositivo para extraer un coágulo oclusivo de un vaso sanguíneo durante un procedimiento endovascular, comprendiendo el dispositivo un alambre alargado y un cuerpo ampliable, comprendiendo el cuerpo ampliable una pluralidad de anillos en donde cada anillo comprende un estado plegado y un estado ampliado y, en el estado ampliado, cada anillo comprende una pluralidad de puntales y coronas conectados siguiendo un patrón alterno en forma de V, estando el cuerpo ampliable configurado para agarrar el coágulo en el estado ampliado y configurado para deslizarse a través de un microlumen en el estado plegado, comprendiendo el coágulo oclusivo un cuerpo de material compresivo, resistiendo dicho coágulo oclusivo a la ampliación del cuerpo ampliable cuando el cuerpo ampliable se despliega dentro del coágulo oclusivo, comprendiendo el cuerpo ampliable una pluralidad de primeras coronas y una pluralidad de segundas coronas en donde la fuerza de ampliación generada por una primera corona es mayor que la fuerza de ampliación generada por una segunda corona.

En otro aspecto más, el aparato de tratamiento comprende un dispositivo para extraer un coágulo oclusivo de un vaso sanguíneo durante un procedimiento endovascular, comprendiendo el dispositivo un alambre alargado y un cuerpo ampliable, comprendiendo el alambre alargado un extremo distal, un extremo proximal y una sección proximal, extendiéndose la sección proximal hacia el exterior del paciente en uso, y estando el cuerpo ampliable conectado al alambre alargado adyacente al extremo distal del alambre alargado, comprendiendo el cuerpo ampliable una pluralidad de anillos en donde cada anillo comprende un estado plegado y un estado ampliado, comprendiendo además los anillos una pluralidad de miembros, estando configurado el cuerpo ampliable para agarrar el coágulo en el estado ampliado y configurado para deslizarse a través de un microlumen en el estado plegado, comprendiendo el coágulo oclusivo un cuerpo de material compresivo, resistiendo dicho coágulo oclusivo a la ampliación del cuerpo ampliable cuando el cuerpo ampliable se despliega dentro del coágulo oclusivo, comprendiendo el cuerpo ampliable regiones A y regiones B, donde el área de sección transversal de los miembros en las regiones A es mayor que el área de sección transversal de los miembros en las regiones B, y las regiones A y B se organizan siguiendo un patrón.

Cualquiera de los dispositivos anteriores puede configurarse además de cualquiera de las siguientes maneras:

El segmento proximal del dispositivo se puede configurar para que extienda la longitud de la parte del miembro alargado externa al paciente. En una realización, el segmento proximal es desmontable. El elemento alargado puede comprender dos o más elementos alargados. En una realización, al menos un elemento alargado es móvil con respecto al otro elemento alargado en una dirección sustancialmente paralela al eje del miembro alargado. El dispositivo puede comprender una red de captura y la red de captura puede unirse adyacente al extremo distal del elemento alargado móvil. El elemento alargado móvil puede comprender un alambre guía. El elemento alargado móvil puede efectuar un cambio en la fuerza radial del cuerpo ampliable.

El cuerpo ampliable fijado al extremo distal del miembro alargado puede ser sustancialmente concéntrico. El cuerpo ampliable fijado al extremo distal del miembro alargado puede fijarse sustancialmente desplazado del eje central. El cuerpo ampliable puede ser una estructura mecanizada con láser cortada a partir de una lámina o un tubo. El cuerpo expansible puede ser un conjunto de alambres metálicos. El cuerpo expansible puede ser autoexpansible. El cuerpo ampliable puede autoampliarse por medio del movimiento relativo de elementos alargados. La estructura tubular puede ser sustancialmente cilíndrica. La estructura tubular puede comprender al menos una sección cónica. La sección cónica puede estrecharse distalmente. La sección cónica puede estrecharse proximalmente.

En una realización, cada puntal comprende una sección con una pluralidad de características de compresión del coágulo. Las características de compresión de coágulo pueden orientarse sustancialmente proximalmente. Las características de compresión de coágulo se pueden configurar de modo que se proyecten desde el puntal en una dirección sustancialmente paralela al eje central de la estructura tubular. En una realización, las aberturas de la segunda zona tienen un tamaño mayor del doble del de las aberturas de la primera zona.

El coágulo de oclusión puede comprender un estado hidratado y, en el estado hidratado, el coágulo puede ocluir el vaso. El coágulo oclusivo puede comprender además un estado deshidratado parcialmente comprimido y este estado puede comprender el estado de eliminación. La sección de entrada puede comprender una abertura en la pared exterior del cuerpo expansible. Las secciones de estructura base pueden comprender una pluralidad de puntales configurados para colocarse en aposición con el coágulo oclusivo. La sección de estructura base puede hacer que al menos una parte del coágulo oclusivo fluya a través de la sección de entrada en la pared exterior del cuerpo ampliable a medida que el cuerpo ampliable se amplía.

Cuando se amplían en un vaso de 2 mm de diámetro, las secciones de estructura base pueden comprender una relación entre metal y arteria mayor que 1:15 y las secciones de entrada pueden comprender una relación entre metal y arteria menor que 1:20. Las aberturas de las secciones de entrada pueden tener un tamaño mayor del doble del de las aberturas de las secciones de estructura base.

En una modalidad, las secciones de entrada pueden comprender al menos una primera sección de entrada y una segunda sección de entrada. La primera sección de entrada puede estar separada longitudinalmente con respecto a la segunda sección de entrada. La primera sección de entrada puede estar espaciada circunferencialmente con respecto a la segunda sección de entrada. El espacio de recepción puede comprender un espacio de recepción cerrado. El espacio de recepción puede comprender un múltiplo de espacios de recepción al menos parcialmente cerrados.

El espacio de recepción puede facilitar el paso del flujo sanguíneo desde el extremo proximal del cuerpo ampliable hasta el extremo distal del cuerpo ampliable mientras filtra el flujo sanguíneo que pasa a través del espacio de recepción. El cuerpo ampliable puede comprender una entrada proximal dimensionada para facilitar que la sangre fluya hacia el espacio de recepción del cuerpo ampliable. El espacio de recepción puede comprender una pared de filtración.

En una realización, la pared de filtración evita que el coágulo, los fragmentos de coágulo o los émbolos pasen a través del espacio de recepción. La pared de filtración puede fijarse a la región distal de la pared exterior del cuerpo ampliable.

La pared de filtración y la pared exterior pueden, en una realización, definir sustancialmente el espacio de recepción dentro del cuerpo ampliable. La pared de filtración puede ser una estructura trenzada, una estructura tejida, una membrana permeable, una pared metálica porosa o un tubo cortado con láser. La pared de filtración puede ser un tubo cortado con láser. El tubo cortado con láser puede comprender una sección paralela y una sección ensanchada o en forma de embudo. La pared de filtración puede ser una pared expansible. La pared expansible puede ser una pared autoexpansible.

El elemento alargado puede comprender dos o más elementos alargados. En otra realización más, al menos un elemento alargado es móvil con respecto al otro elemento alargado en una dirección sustancialmente paralela al eje del miembro alargado.

La pared de filtración puede expandirse por medio del movimiento relativo de elementos alargados. La pared de filtración puede ser autoampliable, y la puede asistir opcionalmente el movimiento relativo de los elementos alargados en ampliación. La pared de filtración puede comprender un primer extremo y un segundo extremo. El primer extremo puede unirse al miembro alargado y el segundo extremo puede unirse al extremo distal del cuerpo ampliable.

En otra modalidad, la pared de filtración comprende una pluralidad de poros. En una realización, los poros no son mayores de 500 micrómetros. En otra modalidad, los poros no superan los 300 micrómetros.

En una realización, el miembro alargado tiene una circunferencia exterior circular que comprende una pluralidad de segmentos. El miembro alargado puede comprender al menos un elemento helicoidal modelado. El miembro alargado puede comprender además al menos un elemento metálico helicoidal modelado. El miembro alargado puede ser un tubo metálico o polimérico cortado con láser o un tubo trenzado. En una realización, el miembro alargado comprende un alambre interior y un elemento alargado exterior. El elemento alargado exterior puede comprender un tubo con un lumen interior de baja fricción. El elemento alargado exterior puede comprender un tubo metálico con un revestimiento interior de baja fricción.

En una realización, la red de captura se une al alambre interior y el cuerpo ampliable se une al elemento alargado exterior. El elemento alargado puede comprender dos o más elementos alargados. Al menos un elemento alargado puede moverse con respecto al otro elemento alargado en una dirección sustancialmente paralela al eje del miembro alargado. La red de captura puede unirse a un elemento alargado y el cuerpo ampliable puede unirse a otro elemento alargado. La red de captura puede unirse al cuerpo ampliable. La red de captura puede unirse al extremo distal del cuerpo ampliable mediante una atadura flexible. La red de captura puede unirse mediante un elemento de conexión a un punto adyacente al extremo proximal del cuerpo ampliable.

En una modalidad, el cuerpo expansible puede comprender una sección interior y una sección exterior. La red de captura puede unirse a la sección interior. La red de captura puede unirse a la sección exterior.

El cuerpo ampliable puede comprender una pluralidad de puertos de entrada configurados para facilitar que el coágulo oclusivo entre en el espacio de recepción a medida que el cuerpo ampliable se amplía. El cuerpo ampliable puede comprender además una pluralidad de puntales interconectados dispuestos siguiendo un patrón ampliable. El marco ampliable se puede configurar para definir una abertura sustancialmente circular. El marco ampliable puede ser autoampliable.

La red de filtración puede comprender una o más fibras. La fibra puede ser un polímero o un monofilamento metálico. La fibra puede ser un polímero o un multifilamento metálico. La fibra puede comprender una fibra de nitinol, de acero inoxidable, de mp35N o de tungsteno. La fibra puede comprender UHMWE, aramida, LCP, PET o PEN. Las fibras se pueden conectar al marco ampliable en puntos de unión discretos. Los puntos de unión discretos pueden comprender orificios, ranuras,

cavidades u ondulaciones en el marco ampliable. Al menos una parte de la red de captura se configura de modo que se asiente dentro del cuerpo ampliable para el suministro a la región del coágulo de oclusión.

En una realización, el coágulo oclusivo tiene un extremo distal, un extremo proximal y un cuerpo de material. La superficie tubular exterior puede configurarse para extenderse desde el extremo proximal del coágulo hasta el extremo distal del coágulo. La superficie tubular exterior se puede configurar para que se extienda en el cuerpo de material. La superficie tubular interior puede configurarse para extenderse desde el extremo proximal del coágulo hasta el extremo distal del coágulo. La superficie tubular interior puede configurarse para expandirse dentro del espacio de recepción. El diámetro de la superficie tubular exterior puede ser mayor que el diámetro de la superficie tubular interior en la configuración expandida. La superficie tubular interior puede definir un lumen a través del dispositivo y el coágulo oclusivo. La superficie tubular interior puede ser un tubo de alambre trenzado. La superficie tubular interior puede ser un tubo mecanizado con láser. La superficie tubular interior se puede configurar para proporcionar una superficie de estructura base.

En una realización, la superficie de estructura base puede evitar la migración del coágulo en el lumen. La superficie tubular interior puede tener características de agarre de coágulos. Las características de agarre del coágulo pueden configurarse para proyectarse radialmente hacia afuera. Las características de agarre del coágulo pueden sobresalir sustancialmente de forma proximal. Las características de agarre del coágulo pueden sobresalir tanto radial como proximalmente. La superficie tubular exterior puede proteger la pared del vaso del contacto con la superficie tubular interior. La superficie tubular interior puede estar conectada a la superficie tubular exterior en el extremo distal de la superficie tubular exterior. La superficie tubular interior puede estar conectada a la superficie tubular exterior adyacente al extremo distal de la superficie tubular exterior. La fuerza radial de la superficie tubular interior puede ser mayor que la de la superficie tubular exterior. La fuerza radial de la superficie tubular interior puede ser menor que la de la superficie tubular exterior.

En otra realización, la superficie tubular exterior puede comprender una matriz de elementos de puntal. Los elementos de puntal pueden comprender secciones de puntal con características de compresión del coágulo. Las características de compresión del coágulo pueden orientarse sustancialmente proximalmente. Las características de compresión del coágulo se pueden configurar para que se proyecten desde los elementos de puntal en una dirección sustancialmente paralela al eje central de la superficie tubular exterior. Los elementos de puntal se pueden configurar para definir una pluralidad de aberturas para permitir que el coágulo oclusivo entre en el espacio de recepción.

En una variante, el cuerpo expansible comprende un espacio de recepción dentro del cuerpo tubular. El espacio de recepción puede comprender un extremo distal cerrado. El extremo distal cerrado puede facilitar el paso del flujo sanguíneo. El extremo distal cerrado puede impedir el paso de coágulos, fragmentos o émbolos. El cuerpo expansible puede comprender un cuerpo de nitinol. El cuerpo de nitinol puede tener una dimensión ampliada recordada igual o mayor que el diámetro del vaso sanguíneo en la región del coágulo oclusivo. El cuerpo de nitinol puede tener una dimensión ampliada recordada igual o mayor que el diámetro del vaso sanguíneo y el diámetro proximal del coágulo oclusivo. El cuerpo de nitinol puede tener una dimensión ampliada recordada igual o mayor que el diámetro del vaso sanguíneo distal del coágulo oclusivo. La pared puede comprender puntales interconectados.

Los puntales interconectados pueden definir una o más bocas de entrada. Los puntales interconectados pueden definir regiones de estructura base para coágulo y regiones de recepción de coágulo.

En una realización, la relación entre el metal y la arteria en las regiones de estructura base para coágulo es más del doble con respecto a las regiones de recepción. Los puntales interconectados pueden comprender características de agarre de coágulo. Algunos de los puntales interconectados pueden comprender características de agarre de coágulo.

La pared de un miembro exterior puede definir la superficie exterior del espacio de recepción. Un miembro tubular interior puede ubicarse dentro del espacio de recepción. El miembro tubular interior puede definir un lumen a través del espacio de recepción y el coágulo oclusivo. El miembro tubular interior puede impedir que fragmentos del coágulo oclusivo entren en el lumen. El miembro tubular interior puede unirse a un segmento distal del miembro exterior.

En otra modalidad, el dispositivo comprende además una red de captura. La red de captura puede unirse a un segmento distal del miembro exterior. La red de captura puede unirse al miembro tubular interior. La red de captura puede estar dentro del miembro tubular interior. La red de captura puede colocarse en el extremo distal de un segmento distal del miembro exterior. El cuerpo expansible en la configuración expandida puede aplicar una presión sobre el coágulo oclusivo. En una realización, la presión es mayor que la presión en el espacio de recepción. En otra realización, la diferencia de presiones obliga al coágulo oclusivo a fluir a través de las aberturas de entrada del cuerpo ampliable.

En una variante, el primer elemento alargado es móvil con respecto al segundo elemento alargado. El primer elemento alargado puede estar fijo con respecto al segundo elemento alargado. El primer elemento alargado puede ser un tubo metálico o polimérico cortado con láser. El primer elemento alargado puede ser un tubo trenzado. El segundo elemento alargado puede ser un tubo metálico o polimérico cortado con láser. El segundo elemento alargado puede ser un tubo trenzado. El primer elemento alargado puede ser un tubo con un lumen interior de baja fricción. El segundo elemento alargado puede ser un tubo metálico con un revestimiento interior de baja fricción. El segundo elemento alargado puede comprender un cable interior. El primer cuerpo expansible puede configurarse para engancharse al coágulo oclusivo. El

segundo cuerpo ampliable se puede configurar para capturar cualquier fragmento liberado durante la extracción del coágulo oclusivo.

5 El primer cuerpo ampliable puede comprender una pluralidad de puntales de nitinol interconectados. El segundo cuerpo ampliable puede comprender una pluralidad de puntales de nitinol y una red. Los puntales interconectados pueden estar interconectados con una pluralidad de uniones de conexión. Las uniones de conexión pueden comprender coronas o bifurcaciones. Los puntales interconectados pueden comprender un patrón. Los puntales interconectados pueden comprender, al menos parcialmente, un patrón en zigzag.

10 La disposición de los puntales del extremo proximal del cuerpo ampliable puede comprender un aro. El aro puede ser un aro inclinado distalmente. El aro inclinado distalmente puede comprender una superficie orientada proximalmente y una superficie orientada distalmente. La superficie orientada proximalmente puede comprender una superficie lisa. La superficie orientada distalmente puede comprender al menos un puntal ramificado. La sección de cuerpo puede comprender una pluralidad de puntales interconectados. Los puntales interconectados pueden estar conectados con una serie de puntos de unión. Los puntos de unión pueden comprender coronas o puntos de bifurcación.

15 El extremo proximal del primer segmento de stent del cuerpo ampliable puede estar conectado al miembro alargado. El extremo proximal del segundo segmento de stent puede estar conectado al miembro alargado. El segundo segmento de endoprótesis puede moverse con respecto al primer segmento de endoprótesis. El cuerpo ampliable puede comprender más de dos segmentos de stent. La corona terminal puede no estar conectada directamente al segmento distal. El extremo proximal puede configurarse para tener un mango montado sobre su diámetro exterior.

20 El dispositivo puede comprender además una cesta de captura distal con respecto al cuerpo ampliable. La cesta de captura se puede configurar para capturar cualquier fragmento de coágulo o émbolo liberado durante el desprendimiento y la extracción del coágulo oclusivo. La cesta de captura puede comprender un segmento proximal, un segmento medio y un segmento distal. El segmento proximal puede comprender al menos un puntal conector configurado para conectar la cesta de captura al miembro alargado. El segmento medio puede comprender un marco ampliable configurado para autoampliarse y colocarse en aposición con la pared del vaso.

25 El segmento distal puede comprender una superficie de filtrado. La superficie filtrante puede comprender una superficie conformada. La superficie de filtrado puede unirse al marco ampliable en una pluralidad de puntos de conexión. Los puntos de conexión pueden comprender una pluralidad de ojales perforados a través de la pared del marco ampliable. Los puntos de conexión pueden disponerse para permitir que la superficie de filtrado se extienda a lo largo de toda la sección transversal del recipiente. La superficie filtrante puede comprender una pluralidad de segmentos de fibra fabricados en una superficie filtrante porosa. La superficie filtrante porosa puede comprender una pluralidad de poros. Al menos una parte de los poros puede tener una abertura de menos de 500 micrómetros. La superficie filtrante puede comprender una superficie trenzada o una superficie tricotada.

30 El marco ampliable puede comprender una pluralidad de puntales de nitinol. Los puntales de nitinol pueden fabricarse a partir de un tubo utilizando un proceso de mecanizado por láser. El cuerpo expansible puede comprender además al menos un tubo de filtro. El tubo de filtro puede comprender un elemento generalmente tubular con una pluralidad de poros a través de la pared del tubo de filtro. Los poros se pueden configurar para permitir el libre movimiento de la sangre mientras se filtran los fragmentos de coágulo o las partículas de émbolos de la sangre para que no pasen distalmente. El tubo de filtro se puede conectar al extremo distal de al menos un segmento de stent. El tubo de filtro puede colocarse en aposición con la pared del vaso en la configuración ampliada. El tubo de filtro puede comprender una pluralidad de elementos de filtro. Los elementos de filtro pueden comprender al menos uno de entre un puntal, un multifilamento, un filamento, una fibra, un hilo o un alambre. El tubo de filtro puede comprender un extremo cerrado. Los elementos de filtro pueden fijarse entre sí en el extremo cerrado. El extremo cerrado puede estar distal del cuerpo expansible. El extremo cerrado puede estar en el extremo proximal de al menos un segmento de stent. El extremo cerrado puede estar adyacente al extremo proximal del cuerpo expansible.

35 El tubo de filtro puede comprender un diámetro expandido. El diámetro expandido puede ser menor que el diámetro expandido de los segmentos del stent en al menos una parte de la longitud del tubo de filtro.

40 En una variante, el extremo proximal de cada segmento de stent del cuerpo ampliable comprende una disposición de puntales. La sección de cuerpo de cada segmento de stent puede comprender una sección tubular configurada para aplicar una fuerza radial. El extremo distal de cada segmento de stent puede comprender al menos una corona terminal. El tubo interior puede comprender un tubo de filtro. El tubo interior puede comprender un extremo distal ensanchado. El extremo distal ensanchado se puede fijar al extremo distal de al menos un segmento de stent. El tubo interior puede comprender una pluralidad de fibras. Las fibras se pueden fijar al extremo distal de al menos un segmento de stent. El cuerpo expansible puede comprender un saco distal.

45 La cesta de stent puede comprender una pluralidad de puntales interconectados. Los puntales interconectados pueden estar conectados por una pluralidad de puntos de conexión. Los puntos de conexión pueden comprender elementos de corona o uniones de puntales. Al menos una abertura de entrada orientada proximalmente puede comprender una abertura en la sección proximal. La abertura puede estar definida por el extremo proximal de la sección del cuerpo tubular. La al menos

una abertura de entrada orientada proximalmente puede comprender un diámetro. El diámetro puede definirse por el diámetro de la sección del cuerpo tubular.

5 La pared de la sección de cuerpo tubular puede comprender una pluralidad de puntales interconectados configurados para servir de estructura base para retener el coágulo externamente. El dispositivo puede comprender además al menos una segunda abertura de entrada que comprende una región de la pared de la sección de cuerpo tubular sin ningún puntal interconectado. La región de la pared puede comprender sustancialmente un cuadrante de la circunferencia de la sección del cuerpo tubular.

10 El espacio de recepción puede comprender un espacio cerrado. El coágulo oclusivo puede entrar en el espacio de recepción a través de al menos una de las aberturas de entrada. El espacio cerrado puede estar definido por al menos una superficie de espacio de recepción. La superficie de la sección de cuerpo tubular puede comprender una primera superficie de espacio de recepción. La sección distal puede comprender una segunda superficie del espacio de recepción. La sección distal y la sección tubular pueden unirse para crear una superficie de espacio de recepción continua. La sección distal y la sección tubular pueden ser integrales.

15 La sección distal puede configurarse para no proporcionar sustancialmente ninguna resistencia mientras se cambia a la configuración expandida. La sección distal puede configurarse para no proporcionar prácticamente ninguna resistencia mientras se retira el dispositivo. La sección distal puede comprender una red. El espacio de recepción puede configurarse para facilitar la entrada de coágulos, fragmentos o émbolos. El espacio de recepción puede comprender un espacio para facilitar la entrada de coágulos, fragmentos o émbolos. La entrada de coágulos, fragmentos o émbolos en el espacio puede ser a través de al menos una abertura de entrada. Se puede evitar que el coágulo, los fragmentos o los émbolos escapen del espacio de recepción mediante la superficie del espacio de recepción que comprende una superficie porosa. La superficie del espacio de recepción puede comprender una pluralidad de puntales. La superficie del espacio de recepción puede comprender una red. La superficie del espacio de recepción puede estar definida por una pluralidad de alambres o fibras.

20 La sección distal puede incluir una pluralidad de puntales. La sección distal puede comprender una pluralidad de alambres o fibras. La cesta de stent puede comprender un tubo de filtro. El tubo de filtro puede configurarse para permitir que la sangre fluya a través de la pared del tubo de filtro. El tubo de filtro puede configurarse para evitar que los fragmentos de coágulos o émbolos pasen a través del tubo de filtro. El tubo de filtro puede comprender una superficie permeable a la sangre. El tubo de filtro puede comprender un extremo proximal, una sección media y un extremo distal. El extremo proximal puede comprender un punto de conexión. El punto de conexión se puede configurar para conectar el tubo de filtro al miembro alargado.

25 30 El tubo de filtro se puede unir al extremo proximal de la cesta de stent. El tubo de filtro se puede unir al miembro alargado. El punto de conexión puede comprender un collar, una soldadura o una unión adhesiva. El extremo distal del tubo de filtro puede comprender un extremo dilatado o un extremo en forma de trompeta. El extremo distal del tubo de filtro puede comprender un reborde distal. El reborde distal se puede unir al extremo distal de la sección de cuerpo tubular.

35 40 La superficie de contacto con el vaso del cuerpo ampliable puede comprender una superficie con un valor RMS de menos de 0,15 micrones. La superficie de contacto con el vaso puede comprender una superficie con un valor RMS de menos de 0,10 micrones. El saliente se puede configurar para comprimir el coágulo oclusivo cuando el dispositivo se retrae del vaso. La superficie orientada proximalmente de los puntales o anillos del cuerpo ampliable puede comprender una superficie sustancialmente plana con uno o más salientes. La superficie orientada proximalmente puede comprender una superficie perfilada con uno o más salientes que comprenden regiones elevadas. El saliente puede comprender uno o más de un segmento cilíndrico, un segmento esférico, un segmento cónico, un cono truncado, un segmento triangular, un segmento de dientes de sierra, un segmento en forma de D, un elemento con ojales o una lengüeta.

45 50 La superficie de contacto con el vaso puede comprender un primer borde y un segundo borde. El primer borde puede comprender una transición entre la superficie de contacto con el vaso y la superficie orientada proximalmente. El segundo borde puede comprender una transición entre la superficie de contacto con el vaso y la superficie orientada distalmente. Los bordes primero y segundo pueden comprender un borde redondeado. El borde redondeado puede comprender un radio de entre 5 micras y 35 micras. El borde redondeado puede comprender un radio de entre 10 micras y 25 micras. El borde redondeado puede comprender un radio de entre 10 micras y 20 micras.

55 60 La superficie orientada proximalmente puede comprender un segmento interior y un segmento exterior. El segmento interior comprende la parte de la superficie orientada proximalmente que es adyacente a la superficie interior del puntal. El segmento exterior puede comprender una parte de la superficie orientada proximalmente que es adyacente a la superficie de contacto con el vaso del puntal. El segmento exterior puede comprender una superficie lisa. El segmento interior puede comprender al menos un saliente. El segmento interior y el segmento exterior pueden ser integrales.

El cuerpo ampliable puede comprender una configuración de contacto con el vaso y la proyección se puede configurar de tal modo que, en la configuración de contacto con el vaso, exista un espacio libre entre la proyección y la pared del vaso.

El cuerpo ampliable puede comprender un metal superelástico o un metal con memoria de forma. El cuerpo ampliable puede comprender un material polimérico o un metal radiopaco. Al menos uno de los puntales del cuerpo ampliable puede comprender una primera capa y una segunda capa.

- 5 El saliente puede estar integrado con la segunda capa. La superficie de contacto con el vaso puede comprender un recubrimiento hidrófilo. La superficie orientada proximalmente puede comprender al menos un rebaje. La superficie orientada proximalmente puede comprender una cavidad adyacente a la unión entre dos puntales interconectados. La protuberancia puede comprender un ojal. El ojal puede facilitar el paso de una correa a través del ojal.
- 10 En la configuración plegada, la superficie orientada proximalmente de un primer puntal se puede configurar para que se oponga a la superficie orientada proximalmente de un segundo puntal. El primer y el segundo lumen pueden ser distintos entre sí. Los salientes del primer y el segundo puntal pueden disponerse para encajar entre sí.
- 15 Los puntales divergentes pueden comprender una pluralidad de puntales que divergen de un tubo, un miembro de anillo o un collar. Los puntales convergentes pueden comprender una pluralidad de puntales que convergen desde un tubo, un miembro de anillo o un collar. La sección del cuerpo puede comprender al menos un anillo expansible. El anillo ampliable puede comprender una pluralidad de puntales interconectados por una pluralidad de coronas y dispuestos siguiendo un patrón en zigzag.
- 20 La sección corporal puede configurarse para engancharse con el coágulo oclusivo. La sección del cuerpo puede comprender un diámetro expandido. El diámetro ampliado puede ser mayor del 50 % del diámetro del vaso ocluido. La sección del cuerpo puede comprender un diámetro completamente expandido. El diámetro completamente ampliado puede ser sustancialmente el mismo diámetro del vaso ocluido. El cuerpo ampliable se puede configurar para retirarlo de la vasculatura en un vaso de retirada a través del lumen de un catéter de extracción. El vaso de extracción está próximo al vaso ocluido. El vaso de extracción es más grande que el vaso ocluido. El catéter de extracción es un catéter de lumen grande. El diámetro completamente expandido del cuerpo expansible puede ser sustancialmente el mismo diámetro del recipiente de extracción.
- 25 Los puntales divergentes pueden conectarse al extremo proximal de la sección de cuerpo en una pluralidad de puntos de conexión. Los puntos de conexión pueden comprender una pluralidad de extremos de corona de la sección de cuerpo. Los puntos de conexión pueden comprender una pluralidad de uniones en forma de Y. Los puntales convergentes pueden conectarse al extremo proximal de la sección de cuerpo en una pluralidad de puntos de conexión. Los puntos de conexión pueden comprender una pluralidad de extremos de corona de la sección de cuerpo. Los puntos de conexión pueden comprender una pluralidad de uniones en forma de U.
- 30 Los segmentos del stent pueden moverse uno con respecto al otro. El alambre puede extenderse a través del lumen del elemento de tubo. El alambre puede deslizarse con respecto a al menos un extremo distal del cuerpo ampliable. El alambre puede extenderse hacia el exterior del paciente y es capaz de transmitir una fuerza de tracción desde el usuario hasta el extremo distal del cuerpo ampliable.
- 35 Los elementos tubulares pueden comprender un extremo proximal, un extremo distal, al menos un extremo proximal y al menos un extremo distal. El al menos un extremo distal puede comprender una superficie de apoyo. La superficie de apoyo se puede configurar para transmitir una fuerza desde un elemento de tubo al elemento de tubo adyacente. La posición de la pluralidad de elementos tubulares asociados con los segmentos del stent puede estar limitada por el cable. El extremo proximal del alambre se puede configurar para permitir al usuario transmitir una fuerza de tracción al extremo distal del alambre.
- 40 El alambre puede comprender un enganchador adyacente al extremo distal. El enganchador puede facilitar la transmisión de la fuerza de tracción desde el alambre al elemento de tubo de un segmento de stent distal. La sección de cuerpo se puede configurar para transmitir la fuerza de tracción a los puntales divergentes. Los puntales divergentes se pueden configurar para transmitir la fuerza de tracción al elemento de tubo. El elemento de tubo más proximal se puede configurar para transmitir la fuerza de tracción del alambre al miembro tubular alargado. La fuerza de tracción transmitida al miembro tubular alargado puede comprender una fuerza de reacción sustancialmente igual y opuesta a la fuerza de tracción transmitida por el usuario.
- 45 El enganchador puede comprender un tope de apoyo, una soldadura, una junta adhesiva, una junta mecánica, una junta a presión, un acoplamiento, una junta desmontable o un collar. Los segmentos de stent pueden comprender un lumen interior que se extiende a lo largo del cuerpo ampliable. El cuerpo ampliable puede comprender además un tubo interior que se extiende dentro del lumen interior de los segmentos de stent. El tubo interior puede tener un diámetro plegado y un diámetro expandido. El diámetro plegado del tubo interior puede ser menor que el diámetro interior del microcatéter. El diámetro ampliado del tubo interior puede ser mayor que el diámetro exterior del microcatéter. El diámetro ampliado del tubo interior puede ser menor que el diámetro del vaso ocluido.
- 50 El enganchador puede comprender un tope de apoyo, una soldadura, una junta adhesiva, una junta mecánica, una junta a presión, un acoplamiento, una junta desmontable o un collar. Los segmentos de stent pueden comprender un lumen interior que se extiende a lo largo del cuerpo ampliable. El cuerpo ampliable puede comprender además un tubo interior que se extiende dentro del lumen interior de los segmentos de stent. El tubo interior puede tener un diámetro plegado y un diámetro expandido. El diámetro plegado del tubo interior puede ser menor que el diámetro interior del microcatéter. El diámetro ampliado del tubo interior puede ser mayor que el diámetro exterior del microcatéter. El diámetro ampliado del tubo interior puede ser menor que el diámetro del vaso ocluido.
- 55 La fuerza de tracción transmitida desde el alambre a través de los segmentos de stent y la fuerza de reacción del miembro tubular alargado pueden provocar una ampliación del cuerpo ampliable. La fuerza de tracción transmitida desde el alambre a través de los segmentos de stent y la fuerza de reacción del miembro tubular alargado pueden provocar una ampliación
- 60 La fuerza de tracción transmitida desde el alambre a través de los segmentos de stent y la fuerza de reacción del miembro tubular alargado pueden provocar una ampliación
- 65 La fuerza de tracción transmitida desde el alambre a través de los segmentos de stent y la fuerza de reacción del miembro tubular alargado pueden provocar una ampliación

de las secciones de cuerpo. La fuerza de tracción transmitida desde el alambre a través de los segmentos de stent y la fuerza de reacción del miembro tubular alargado pueden provocar un aumento de la fuerza radial del cuerpo ampliable.

5 Los puntos de unión secundarios entre el cuerpo ampliable y el alambre alargado o el cable de accionamiento pueden comprender conexiones deslizantes limitadas por uno o más topes en el miembro alargado. Los puntos de unión secundarios pueden unirse de manera fija al cuerpo ampliable.

10 El alambre alargado puede comprender un tope para limitar el movimiento del alambre alargado con respecto al tubo alargado. El tope puede estar próximo a las conexiones secundarias. El alambre alargado puede comprender una punta flexible. El alambre alargado puede comprender una punta moldeable. El cambio en las propiedades mecánicas puede comprender un aumento en el diámetro del cuerpo ampliable. El cambio en las propiedades mecánicas puede comprender un aumento en la fuerza radial del cuerpo ampliable. El cambio en las propiedades mecánicas puede comprender un aumento en la resistencia del cuerpo ampliable a plegarse cuando se retrae el dispositivo.

15 El cuerpo ampliable puede comprender un extremo proximal cónico, una sección de cuerpo paralela y un extremo distal cónico. El tubo alargado puede estar unido al extremo proximal cónico. El alambre alargado puede estar unido al extremo distal cónico.

20 El cuerpo ampliable puede comprender una pluralidad de segmentos de stent. Los segmentos de stent pueden definir uno o más espacios de recepción. Los segmentos del stent pueden configurarse para proporcionar una o más aberturas de entrada para aceptar el coágulo oclusivo en los espacios de recepción. Los segmentos de stent se pueden configurar para proporcionar una o más áreas de estructura base para empujar al coágulo oclusivo hacia los espacios de recepción sin diseccionar el coágulo oclusivo. El dispositivo puede comprender además una red de captura unida adyacente al extremo distal del cuerpo ampliable.

25 El coágulo oclusivo puede comprender un cuerpo de material compresivo. El coágulo oclusivo puede proporcionar una resistencia a la compresión. El movimiento relativo puede aumentar la fuerza radial de al menos una parte del cuerpo ampliable. El movimiento relativo puede inducir un desplazamiento de al menos una parte del coágulo oclusivo. El desplazamiento puede producirse sin una compresión significativa del coágulo oclusivo. El cuerpo ampliable puede comprender una región de mayor fuerza radial y una región de menor fuerza radial.

30 El movimiento relativo puede inducir el desplazamiento de al menos una parte del coágulo oclusivo desde la región de mayor fuerza radial a la región de menor fuerza radial. El cuerpo ampliable puede comprender una pluralidad de puntales. Los puntales pueden comprender una pluralidad de puntales cortados a partir de un tubo. El extremo proximal de los segmentos de stent puede comprender una pluralidad de puntales y un punto de divergencia. Los puntales pueden extenderse distalmente sustancialmente desde el punto de divergencia. El extremo proximal de los segmentos de stent puede comprender una pluralidad de puntales y un punto de convergencia. Los puntales pueden extenderse distalmente sustancialmente hacia el punto de convergencia. El punto de divergencia puede comprender un punto, un área focal, un anillo, un collar o un círculo. La divergencia de los puntales puede comprender una divergencia radial. El punto de convergencia puede comprender un punto, un área focal, un anillo, un collar o un círculo. La convergencia de los puntales puede comprender una convergencia radial. La sección media puede comprender una pluralidad de puntales dispuestos en una estructura de anillo.

45 La compresión de la estructura anular puede inducir una expansión de la estructura anular. El cuerpo expansible puede extenderse proximalmente al segmento del stent. El cuerpo expansible puede extenderse distalmente del segmento del stent. El cuerpo expansible puede extenderse proximal y distalmente del segmento del stent. Los segmentos del stent pueden estar dentro del cuerpo expandible. Los segmentos del stent pueden moverse con respecto al cuerpo expansible. Los segmentos del stent pueden ser integrales con el cuerpo expansible.

50 El cuerpo expansible puede comprender una sección de cuerpo. La sección de cuerpo puede comprender un cuerpo ampliable cónico. El cuerpo ampliable puede comprender además una cesta distal. La cesta distal se puede configurar para capturar los fragmentos de coágulo oclusivo o émbolos y, al mismo tiempo, permitir el paso de la sangre.

55 El coágulo oclusivo puede comprender un cuerpo de material compresivo. El coágulo oclusivo puede proporcionar una resistencia a la compresión. Los elementos anulares pueden configurarse para expandirse en el recipiente hasta al menos el diámetro del recipiente. Los miembros de anillo se pueden configurar para que se coloquen en aposición con la pared del vaso alrededor de sustancialmente toda la circunferencia del vaso. El cuerpo expansible puede definir un espacio anual entre la estructura exterior y el tubo.

60 La distancia entre los elementos anulares adyacentes puede configurarse para empujar el coágulo oclusivo hacia el espacio anular mientras se retrae. Los elementos del anillo pueden configurarse para engancharse al coágulo oclusivo. El acoplamiento puede comprender una compresión local del coágulo oclusivo. El enganche puede comprender un desplazamiento local del coágulo oclusivo. El acoplamiento puede comprender una compresión local del coágulo oclusivo y un desplazamiento local del coágulo oclusivo.

65

El desplazamiento local del coágulo oclusivo puede empujar al menos una parte del cuerpo de material compresivo hacia el espacio anular. El espacio anular puede comprender un extremo distal cerrado. El extremo distal cerrado puede comprender una estructura de filtrado. La estructura de filtrado puede permitir el paso de la sangre que fluye distalmente desde el interior del espacio anular. La estructura de filtrado puede impedir el paso del coágulo oclusivo o de las partículas de coágulo distalmente desde el interior del espacio de anillo.

La estructura de filtrado puede comprender una red. La estructura filtrante puede comprender una boca. La boca puede tener sustancialmente el mismo diámetro que el del miembro de anillo distal. La boca puede fijarse al miembro de anillo distal.

La estructura de filtrado puede comprender un espacio de captura. La estructura de filtrado puede estar separada del miembro de anillo distal. La estructura interior puede comprender una pared. La pared puede comprender una pared porosa configurada para permitir que la sangre fluya a través de la pared. La pared porosa puede impedir el movimiento del coágulo oclusivo o de las partículas del coágulo a través de la pared.

La estructura interior se puede configurar para que se amplíe hasta un diámetro menor que el diámetro del vaso. La estructura interior se puede configurar para que se amplíe hasta un diámetro menor que el 80 % del diámetro del vaso. La estructura interior se puede configurar para que se amplíe hasta un diámetro menor que el 60 % del diámetro del vaso. La estructura interior se puede configurar para que se amplíe hasta un diámetro menor que el 40 % del diámetro del vaso. La estructura interior se puede configurar para que se amplíe hasta un diámetro menor que el 30 % del diámetro del vaso. La estructura interior se puede configurar para que se amplíe hasta un diámetro no mayor de 2,5 mm. La estructura interior se puede configurar para que se amplíe hasta un diámetro no mayor de 2,0 mm. La estructura interior se puede configurar para que se amplíe hasta un diámetro no mayor de 1,5 mm. La estructura interior se puede configurar para que se amplíe hasta un diámetro no mayor de 1,0 mm.

La estructura interna puede comprender un stent. La estructura interna puede comprender un stent cubierto. La estructura interna puede comprender un stent de células cerradas. La estructura interna puede comprender un stent con regiones de articulación. La estructura interna puede comprender un stent con coronas terminales. La estructura interna puede comprender una estructura trenzada.

Los miembros de anillo pueden comprender una pluralidad de aros. Los elementos de anillo pueden comprender una pluralidad de aros con un patrón en zigzag. Los elementos anulares pueden comprender una pluralidad de aros con regiones de articulación. Las regiones de articulación pueden estar igualmente separadas alrededor de la circunferencia de cada aro. Los conectores de anillo pueden estar integrados con los miembros de anillo. Los conectores de anillo pueden comprender un puntal. Los conectores anulares pueden estar diametralmente opuestos en la estructura exterior. Los conectores anulares pueden configurarse para articularse en una anatomía tortuosa.

La articulación de los conectores de anillo se puede configurar para permitir que los miembros de anillo se coloquen en aposición con la pared del vaso en una anatomía tortuosa. Los conectores de anillo pueden comprender una unión de conexión con cada miembro de anillo. La unión de conexión puede comprender una unión en forma de "Psi" (ψ). La unión de conexión puede comprender una unión en forma de X.

El cuerpo expansible puede comprender un extremo proximal. El extremo proximal puede comprender una sección cónica. La sección cónica puede comprender una pluralidad de puntales inclinados. La sección cónica puede comprender una pluralidad de puntales convergentes. La región de convergencia puede ser proximal. La sección cónica puede comprender una pluralidad de puntales que conectan el miembro alargado y la estructura exterior. La sección cónica puede comprender una pluralidad de puntales que conectan el miembro alargado y los conectores de anillo. La sección cónica puede comprender una pluralidad de puntales que conectan el miembro alargado y el miembro de anillo proximal. La sección cónica puede comprender al menos un puntal que conecta el miembro alargado y la estructura interior.

La sección de cuerpo del cuerpo expansible puede comprender una pared. Un primer extremo del puntal de accionador puede estar integrado con la pared. El cuerpo ampliable se puede configurar para comprimir el coágulo oclusivo lateralmente contra la pared del vaso. El cuerpo ampliable se puede configurar para comprimir el coágulo oclusivo para que se deslice con respecto a la pared del vaso.

El puntal de accionador puede estar acoplado al alambre alargado. El puntal de accionador puede extenderse radialmente hacia el interior del lumen interior. El puntal de accionador puede intersectarse con el alambre alargado. La intersección puede comprender un ángulo agudo y un ángulo obtuso. El ángulo agudo puede comprender un ángulo de menos de 60 grados. El ángulo agudo puede comprender un ángulo de menos de 45 grados. El ángulo agudo puede comprender un ángulo de menos de 30 grados. El puntal de accionador puede comprender una parte curva. La parte curva puede comprender una tangente con el alambre alargado. La intersección puede comprender un acoplamiento. El acoplamiento puede comprender un pilar, un collar, una unión, una unión, una soldadura o una conexión. El acoplamiento puede comprender un acoplamiento deslizante. Al menos una parte del alambre alargado puede ser sustancialmente coaxial con el lumen interior. Al menos una parte del alambre alargado puede estar desplazada con respecto al eje del lumen interior. El puntal de accionador puede comprender un par de puntales de accionador. El par de puntales de accionador pueden estar diametralmente opuestos entre sí. El par de puntales de accionador se pueden colocar equidistantes del extremo distal del

tubo alargado. El par de puntales de accionador pueden tener sustancialmente la misma longitud. El par de puntales de accionador pueden separarse entre sí a lo largo de al menos una parte de la longitud de la sección de cuerpo.

La sección de cuerpo del cuerpo ampliable puede comprender al menos una región de cavidad. La región de cavidad puede definirse mediante una pluralidad de puntales en la sección de cuerpo. La región de cavidad puede comprender una ranura circunferencial. La región de rebaje puede comprender un collar. La región de cavidad puede ser coaxial con la sección de cuerpo. La región de recesión puede ser una región de recesión excéntrica.

El lumen interior definido por el cuerpo ampliable puede comprender un lumen cerrado. El lumen interior puede comprender un espacio de recepción. El lumen interior puede comprender un espacio sustancialmente cilíndrico. El lumen interior puede comprender un espacio sustancialmente anular. La estructura tubular puede comprender una sección transversal continua. La estructura tubular puede comprender una sección transversal no continua. La estructura tubular puede comprender una estructura tubular en forma de C. La estructura tubular puede comprender una costura. La estructura tubular puede comprender un primer segmento circular y un segundo segmento circular. Los segmentos circulares primero y segundo pueden superponerse entre sí. El primer y el segundo segmento circular pueden comprender una primera cara de extremo. El segundo segmento circular puede comprender una segunda cara de extremo. La primera cara de extremo y la segunda cara de extremo pueden superponerse entre sí. La primera cara de extremo y la segunda cara de extremo pueden estar separadas. La primera cara de extremo y la segunda cara de extremo pueden extenderse al menos una parte de la longitud del cuerpo ampliable. La primera cara de extremo y la segunda cara de extremo pueden extenderse sustancialmente paralelas al eje del cuerpo expansible. La primera cara de extremo y la segunda cara de extremo pueden extenderse parcialmente helicoidalmente a lo largo del cuerpo expansible.

El cuerpo ampliable puede comprender una pluralidad de puntales. Los puntales pueden estar interconectados. Los puntales se pueden configurar de modo que se coloquen en aposición con la pared del vaso transmitiendo una fuerza radial a la pared del vaso.

El cuerpo ampliable puede comprender un cuerpo ampliable amoldable. El cuerpo ampliable amoldable se puede configurar de modo que se coloque en aposición con el vaso distal, el vaso proximal y el vaso intermedio sin causar traumatismos al vaso. El cuerpo expansible puede comprender una configuración sesgada. La configuración sesgada puede comprender el estado expandido. Durante el estado expandido, el eje del primer segmento tubular y el segundo segmento tubular pueden ser sustancialmente uniaxiales. Durante la configuración sesgada, los segmentos tubulares primero y segundo pueden comprender una sección transversal generalmente circular.

La articulación del dispositivo se puede configurar para absorber las fuerzas de flexión aplicadas al cuerpo ampliable por el vaso curvo. La articulación se puede configurar para proteger el primer y el segundo segmento tubular de las fuerzas de flexión aplicadas al cuerpo ampliable por el vaso curvo. El cuerpo ampliable se puede articular de modo que se forme una configuración curva mientras se mueve desde el segmento de vaso curvo. En la configuración curva, la sección transversal de los segmentos tubulares primero y segundo puede comprender una sección transversal circular. La configuración curva puede comprender un eje neutro, una curva interior y una curva exterior, y dicha curva exterior puede ser más larga que la curva interior. La distancia entre la curva exterior y la curva interior puede ser constante a lo largo de la longitud del cuerpo ampliable.

La articulación del cuerpo ampliable puede comprender un puntal de conexión. La resistencia a la flexión del puntal de conexión puede ser baja en comparación con la resistencia a la flexión del primer y el segundo segmento tubular. El puntal de conexión puede comprender un primer extremo y un segundo extremo. El primer extremo puede estar conectado al primer segmento tubular y el segundo extremo puede estar conectado al segundo segmento tubular.

La articulación del cuerpo ampliable puede comprender dos puntales. La resistencia a la flexión de dos puntales puede ser baja en comparación con la resistencia a la flexión del primer y el segundo segmento tubular. Dichos dos puntales pueden separarse entre sí alrededor de la circunferencia del cuerpo ampliable.

La articulación del cuerpo expansible puede comprender al menos un conector flexible.

El segmento de vaso curvo puede comprender un origen curvo y un extremo curvo. El origen de curva puede comprender un punto de inflexión en el eje del vaso. El extremo de curva puede comprender un segundo punto de inflexión en el eje del segmento de vaso curvo. El segmento de vaso curvo puede comprender un ángulo de curvatura. El ángulo de curvatura puede comprender un ángulo entre el punto de inflexión y el segundo punto de inflexión. El ángulo de curvatura puede ser mayor de 90 grados. El ángulo de curvatura puede ser mayor de 135 grados. El ángulo de curvatura puede ser mayor de 180 grados. El ángulo de curvatura puede ser igual o menor que 40 mm. El ángulo de curvatura puede ser igual o menor que 30 mm. El ángulo de curvatura puede ser igual o menor que 20 mm. El ángulo de curvatura puede ser igual o menor que 15 mm. El ángulo de curvatura puede ser igual o menor que 10 mm. El ángulo de curvatura puede ser igual o menor que 7 mm. La longitud del cuerpo ampliable puede ser igual o mayor que 8 mm. La longitud del cuerpo ampliable puede ser igual o mayor que 10 mm. La longitud del cuerpo ampliable puede ser igual o mayor que 15 mm. La longitud del cuerpo ampliable puede ser igual o mayor que 20 mm. La longitud del cuerpo ampliable puede ser igual o mayor que 30 mm. La longitud del cuerpo ampliable puede ser igual o mayor que 40 mm. El eje curvo del vaso puede comprender una curva

irregular. El radio de curvatura de la curva irregular puede comprender una curva circular de mejor ajuste basada en los puntos de datos entre los puntos de inflexión.

5 El cuerpo expansible puede comprender una pared. La articulación puede comprender una sección recortada en la pared. La sección recortada puede extenderse desde un lado del cuerpo expansible. La sección recortada puede extenderse desde dos lados diametralmente opuestos del cuerpo ampliable.

10 Al menos una parte de la estructura de esqueleto del dispositivo mencionada anteriormente puede extenderse distalmente del coágulo oclusivo. Al menos una parte de la estructura del esqueleto puede extenderse de forma proximal al coágulo oclusivo. La estructura de esqueleto puede comprender regiones de estructura base de mayor densidad y aberturas de menor densidad.

15 Las aberturas de entrada pueden configurarse para permitir el paso fácil del coágulo oclusivo al espacio de recepción, pueden configurarse para evitar que el coágulo oclusivo se escape, pueden comprender una superficie de entrada lisa, pueden comprender una superficie de salida rugosa, pueden comprender una superficie exterior de baja fricción y pueden comprender una superficie interior de alta fricción.

20 El vaso en el que se utiliza el dispositivo puede comprender un vaso distal y un vaso proximal. El vaso distal puede comprender el sitio de oclusión. El vaso proximal puede comprender un vaso para extraer el coágulo oclusivo del paciente.

25 La capa de retención mencionada anteriormente puede ser una capa de malla, puede estrecharse generalmente distalmente hacia dentro, puede estrecharse generalmente proximalmente hacia dentro, puede comprender elementos de puntal. Dichos elementos de puntal se pueden conectar al miembro alargado. Dichos elementos de puntal se pueden accionar para ajustar la fuerza radial del cuerpo ampliable. La capa de retención distal puede comprender una red de captura.

30 Cada corona del cuerpo ampliable puede comprender un ángulo de corona y, en el estado plegado, el ángulo de corona puede ser menor que en el estado ampliado. Cada corona puede comprender un ángulo de corona y, en el estado plegado, el ángulo de corona puede estar entre 0 grados y 30 grados y, en el estado ampliado, el ángulo de corona es mayor de 30 grados. En el estado plegado del cuerpo ampliable, los puntales unidos a cada corona pueden ser sustancialmente paralelos, y en el estado ampliado del cuerpo ampliable, los puntales unidos a cada corona pueden haberse separado para formar un ángulo en forma de V.

35 La expansión del cuerpo expansible puede comprender una primera etapa de expansión y una segunda etapa de expansión. La primera etapa de expansión puede comprender la compresión del coágulo oclusivo por el cuerpo expansible. La primera etapa de expansión puede comprender una apertura de alta fuerza de las primeras coronas. Durante la primera etapa de expansión, las segundas coronas pueden permanecer sustancialmente colapsadas. La segunda etapa de expansión puede comprender una abertura de baja fuerza a un diámetro mayor. Durante la segunda etapa de expansión, las segundas coronas pueden expandirse. Durante la segunda etapa de expansión, el cambio en el ángulo de corona de las segundas coronas puede ser significativo. Durante la segunda etapa de expansión, el cambio en el ángulo de corona de las primeras coronas puede ser pequeño en relación con el cambio de ángulo de corona asociado con las segundas coronas.

45 Los anillos del cuerpo expansible pueden comprender un primer extremo anular y un segundo extremo anular. El primer extremo del anillo puede comprender una pluralidad de primeras coronas y el segundo extremo del anillo puede comprender una pluralidad de segundas coronas. El extremo del primer anillo puede comprender una pluralidad de coronas y dicha pluralidad de coronas puede comprender al menos una primera corona y al menos una segunda corona. El primer extremo del anillo puede comprender una pluralidad de coronas y dicha pluralidad de coronas puede comprender al menos una primera corona y al menos una segunda corona dispuestas en un patrón alterno.

50 La pluralidad de anillos del cuerpo ampliable puede comprender un primer puntal y un segundo puntal y dichos primer y segundo puntales pueden disponerse siguiendo un patrón. El primer puntal puede comprender un área de sección transversal mayor que la del segundo puntal. El primer puntal puede comprender una rigidez a la flexión mayor que la del segundo puntal. La pluralidad de puntales puede comprender al menos un puntal cónico. La pluralidad de puntales puede comprender al menos un puntal con una primera sección de puntal y una segunda sección de puntal y la anchura del puntal en la primera sección de puntal puede ser mayor que la anchura en la segunda sección de puntal.

55 Las coronas del cuerpo ampliable pueden comprender elementos de resorte y cada elemento de resorte puede comprender una constante de resorte, y la constante de resorte del elemento de resorte de la primera corona puede ser mayor que la constante de resorte del elemento de resorte de la segunda corona.

60 Al menos un anillo del cuerpo ampliable puede comprender un estado parcialmente ampliado en donde las primeras coronas se amplían al menos parcialmente y las segundas coronas se pliegan sustancialmente. El cuerpo expansible puede estar sesgado hacia el estado expandido.

65 El microlumen puede comprender el lumen de un catéter. El microlumen puede comprender un lumen de 2,5 French o menos.

El patrón en el que se organizan las regiones A y B mencionadas anteriormente puede comprender un patrón alterno alrededor de la circunferencia de al menos un anillo. El patrón puede comprender regiones A en un extremo de un anillo y regiones B en el otro extremo de un anillo. Los elementos pueden comprender puntales, coronas, partes de puntales y partes de coronas. El cuerpo ampliable puede comprender una región de transición entre los miembros. La región de transición puede comprender una sección cónica. Los miembros pueden comprender elementos cónicos. El área de sección transversal de al menos un miembro cambia a lo largo de la longitud del miembro. Una pluralidad de miembros adyacentes puede definir una celda y, en el estado parcialmente ampliado, el área de una celda que comprende una región A puede ser mayor que el área de una celda de una región B.

Al menos un miembro de anillo del cuerpo ampliable puede comprender marcadores radiopacos, y dichos marcadores radiopacos pueden fijarse a una corona del anillo. El marcador puede estar integrado con la corona.

También se describe un método para extraer un coágulo oclusivo de un vaso sanguíneo, en donde el sitio de oclusión en el vaso sanguíneo comprende una región de bifurcación que comprende un primer vaso ramificado y un segundo vaso ramificado y un vaso proximal, en donde una parte del coágulo oclusivo se extiende hacia el primer vaso ramificado y una parte del coágulo oclusivo se extiende hacia el segundo vaso ramificado, comprendiendo el método los pasos de proporcionar un dispositivo que comprende un miembro alargado, una cesta de stent ampliable y una red de captura distal ampliable; hacer avanzar un microcatéter y un alambre guía a través del coágulo oclusivo, en donde el extremo distal del microcatéter se extiende hacia el lumen del primer vaso ramificado; hacer avanzar el dispositivo a través del lumen del microcatéter a través del coágulo oclusivo; retraer el microcatéter; ampliar la red de captura distal en el extremo distal del coágulo oclusivo; ampliar la cesta de stent ampliable dentro del coágulo oclusivo; retraer la cesta de stent ampliable; desprender el coágulo oclusivo de la región de bifurcación; mantener el coágulo oclusivo desprendido en el vaso proximal y retraer simultáneamente la red de captura distal proximalmente de la región de bifurcación; retraer la cesta de stent hacia el lumen distal de un catéter guía mientras se aspira simultáneamente a través del lumen del catéter guía; y retraer la red de captura hacia el lumen del catéter guía.

También se describe otro método para extraer un coágulo oclusivo de un vaso sanguíneo en donde el coágulo oclusivo comprende un cuerpo de material compresivo y proporciona una resistencia a la compresión. Este método comprende los pasos de proporcionar un dispositivo que comprende un tubo alargado, un alambre alargado, un stent ampliable y una red de captura distal ampliable, en donde el tubo alargado se conecta al stent ampliable y el alambre alargado se conecta a la red de captura, en donde el tubo alargado y el alambre alargado son coaxiales en al menos una parte de la longitud del tubo alargado. A continuación, hacer avanzar un microcatéter y un alambre guía a través del coágulo oclusivo; hacer avanzar la red de captura y el stent a través del lumen del microcatéter a través del coágulo oclusivo; ampliar la red de captura distal con respecto al coágulo oclusivo retrayendo el microcatéter con respecto a la red de captura; ampliar el stent dentro del coágulo oclusivo retrayendo el microcatéter con respecto al stent; capturar cualquier fragmento o émbolo liberado con la red de captura; deslizar el tubo alargado proximalmente con respecto al alambre alargado manteniendo al mismo tiempo el alambre alargado sustancialmente firme; retirar el stent a un vaso proximal; y extraer el stent junto con el coágulo oclusivo en el lumen de un catéter de extracción.

También se describe otro método para retirar un coágulo oclusivo de un vaso sanguíneo en donde el coágulo oclusivo comprende un cuerpo de material compresivo y proporciona una resistencia a la compresión. Este coágulo oclusivo puede comprender una primera parte y una segunda parte, y el método comprende los pasos de proporcionar un dispositivo que comprende un tubo alargado, un alambre alargado, un stent ampliable y una red de captura distal ampliable, en donde el tubo alargado se conecta al stent y el alambre alargado se conecta a la red de captura y en donde el tubo alargado y el alambre alargado son coaxiales en al menos una parte de la longitud del tubo alargado. A continuación, hacer avanzar la red de captura y el stent en una configuración plegada a través del lumen de un microcatéter a través del coágulo oclusivo; ampliar la red de captura distal con respecto al coágulo oclusivo retrayendo el microcatéter con respecto a la red de captura; ampliar el stent dentro del coágulo oclusivo retrayendo el microcatéter con respecto al stent; deslizar el tubo alargado proximalmente manteniendo al mismo tiempo el alambre alargado sustancialmente firme; retirar el stent a lo largo de la primera parte del coágulo oclusivo; enganchar el extremo proximal del stent con la boca de un catéter de extracción; plegar el stent retrayendo el tubo alargado mientras se aspira simultáneamente a través del lumen del catéter de extracción; y retirar el stent a lo largo de la primera parte del coágulo oclusivo del paciente.

Para cualquiera de estos métodos, el paso de retraer la cesta de stent puede comprender además el paso de capturar los fragmentos de coágulo liberados por la cesta de stent.

El paso de ampliar la cesta de stent puede comprender introducir al menos una parte del coágulo oclusivo en la cesta de stent.

El paso de desprender el coágulo oclusivo puede comprender introducir al menos una parte del coágulo oclusivo en la cesta de stent.

El dispositivo puede avanzar a través del lumen del microcatéter en una configuración plegada.

La cesta de stent puede autoampliarse al retraer el microcatéter.

El paso de desprender el coágulo oclusivo puede comprender un paso de comprimir el coágulo oclusivo en posición perpendicular al eje del vaso.

5 El paso de desprender el coágulo oclusivo puede comprender un paso de dilatar un lumen de flujo a través del coágulo oclusivo dentro de la cesta de stent.

El paso de retraer la cesta de stent puede comprender un paso de retracción simultánea de la red de captura.

10 El catéter guía puede comprender un collar expansible que limita el flujo.

El método puede comprender un paso de retirar el alambre guía del lumen del microcatéter, hacer avanzar la cesta de stent y la red de captura en una configuración plegada, visualizar la posición de la cesta y el stent utilizando un fluoroscopio y ajustar la posición de la cesta y el stent con respecto al coágulo oclusivo.

15 El método puede comprender un paso de retraer el alambre alargado con respecto al tubo alargado y retirar la cesta hacia el vaso proximal.

El método puede comprender un paso de retraer el alambre alargado con respecto a la boca del catéter de extracción.

20 La etapa de expandir el stent puede comprender una etapa de comprimir al menos una parte del coágulo oclusivo, o puede comprender una etapa de desplazar al menos una parte del coágulo oclusivo. El método puede comprender además un paso de proporcionar al stent al menos una cavidad y el paso de ampliar el stent puede comprender un paso de desplazar al menos una parte del coágulo oclusivo hacia la cavidad.

25 El método puede comprender un paso de retirar el coágulo oclusivo de un catéter de extracción y aspirar el lumen del catéter de extracción.

El método puede comprender un paso de retraer la cesta de stent hacia el lumen distal del catéter guía mientras se aspira simultáneamente a través del lumen del catéter guía.

30 El método puede comprender un paso de hacer avanzar un microcatéter sobre el eje del alambre alargado del dispositivo.

El método de uso puede comprender un paso de proporcionar un segundo stent ampliable, un segundo tubo alargado y un segundo microcatéter, y dicho segundo stent ampliable, un segundo tubo alargado y el segundo microcatéter se pueden hacer avanzar a través del lumen del catéter guía y sobre el eje del alambre alargado. El método puede comprender además un paso de cruzar una segunda parte del coágulo oclusivo con el segundo stent ampliable, el segundo tubo alargado y el segundo microcatéter y ampliar el segundo stent ampliable dentro de la segunda parte del coágulo oclusivo retrayendo el segundo microcatéter con respecto al segundo stent ampliable. El método de uso puede comprender un paso de deslizar el segundo tubo alargado proximalmente y desprender la segunda parte del coágulo oclusivo de la pared del vaso, a continuación deslizar el segundo tubo alargado proximalmente y retirar el segundo stent ampliable junto con la segunda parte del coágulo oclusivo al vaso proximal y, a continuación, enganchar el extremo proximal del segundo stent ampliable con la boca del catéter de extracción. Puede comprender además un paso de plegar el segundo stent ampliable retrayendo el tubo alargado mientras se aspira simultáneamente a través del lumen del catéter de extracción, y puede comprender además un paso de retirar el segundo stent ampliable junto con la segunda parte del coágulo oclusivo del paciente. El segundo stent ampliable, el segundo tubo alargado y el segundo microcatéter pueden ser en realidad un segundo uso del stent, el tubo alargado y el microcatéter.

El método puede comprender además un paso de enganchar el extremo proximal de la red de captura con la boca del catéter de extracción y plegar la red de captura retrayendo el alambre alargado mientras se aspira simultáneamente a través del lumen del catéter de extracción y, a continuación, se extrae la segunda parte del coágulo oclusivo del paciente.

En otro ejemplo, el aparato de tratamiento comprende un dispositivo para extraer un coágulo oclusivo de un vaso sanguíneo, comprendiendo el dispositivo un miembro alargado y una estructura de enganche de coágulo, estando configurado el miembro alargado para hacer avanzar o retraer la estructura de enganche de coágulo en un vaso sanguíneo, comprendiendo la estructura de enganche de coágulo una pluralidad de miembros de puntal, comprendiendo además la estructura de enganche una subestructura tubular exterior y una subestructura tubular interior, estando configurada la subestructura tubular exterior para que se autoamplíe hasta un primer diámetro y estando configurada la subestructura tubular interior para que se autoamplíe hasta un segundo diámetro.

60 En ciertas realizaciones del dispositivo anterior y de otros dispositivos de esta descripción:

El primer diámetro es mayor que el segundo diámetro.

El primer diámetro es al menos tan grande como el diámetro del segmento de vaso ocluido.

65 El primer diámetro es mayor que el diámetro del segmento de vaso ocluido.

El segundo diámetro es más pequeño que el diámetro del segmento de vaso ocluido.

El segundo diámetro está entre el 20 % y el 60 % del diámetro del vaso ocluido.

5 Los miembros de puntal de la subestructura tubular interior se disponen de modo que proporcionen una estructura base tubular para cercar coágulos, comprendiendo dicha estructura base tubular para cercar coágulos una pluralidad de elementos de puntal y una pluralidad de intersticios entre miembros de puntal adyacentes, y dichos miembros de puntal e intersticios se disponen de modo que evitan que el material de coágulo del coágulo oclusivo pase a través de los intersticios de la subestructura tubular interior, proporcionando los intersticios una restricción mínima al paso de sangre a través de la pared de la subestructura tubular interna.

La subestructura tubular interior se extiende sustancialmente a lo largo del segmento ocluido en la configuración desplegada.

15 La estructura de enganche de coágulo comprende una fuerza radial, variando la fuerza radial con el diámetro de la estructura de enganche de coágulo a medida que la estructura de enganche de coágulo se amplía.

La fuerza radial de la estructura de enganche de coágulo comprende una combinación de la fuerza radial de la estructura tubular interior y la estructura tubular exterior.

20 La fuerza radial de la estructura tubular interior es mayor que la fuerza radial de la estructura tubular exterior cuando se mide en diámetros inferiores al 90 % del diámetro totalmente ampliado del miembro tubular interior.

25 La fuerza radial de la estructura tubular interior es mayor que la fuerza radial de la estructura tubular exterior cuando se mide en un diámetro del 90 % del diámetro totalmente ampliado del miembro tubular interior.

La fuerza radial de la estructura tubular interior es mayor que la fuerza radial de la estructura tubular exterior cuando se mide en un diámetro del 70 % del diámetro totalmente ampliado del miembro tubular interior.

30 La fuerza radial de la estructura tubular interior es mayor que la fuerza radial de la estructura tubular exterior cuando se mide en un diámetro del 50 % del diámetro totalmente ampliado del miembro tubular interior.

La fuerza radial de la estructura tubular interior es mayor que la fuerza radial de la estructura tubular exterior cuando se mide en un diámetro del 30 % o menos del diámetro totalmente ampliado del miembro tubular interior.

35 El miembro alargado comprende un extremo distal y un extremo proximal, extendiéndose el extremo proximal hacia el exterior del paciente, comprendiendo el extremo distal al menos un punto de unión a la subestructura.

El al menos un punto de unión a la subestructura es adyacente al extremo proximal de la al menos una subestructura.

40 La subestructura tubular interior comprende un primer eje longitudinal y la subestructura tubular exterior comprende un segundo eje longitudinal, siendo el primero y el segundo eje longitudinal sustancialmente paralelos en el estado ampliado.

45 El primer eje longitudinal se puede desplazar lateralmente con respecto al segundo eje longitudinal como resultado de las fuerzas ejercidas sobre la subestructura tubular exterior o la estructura tubular interior por el coágulo o el vaso.

La subestructura tubular exterior comprende al menos una abertura de entrada, estando dicha abertura de entrada configurada para permitir que al menos una parte significativa del coágulo oclusivo pase a través de la abertura de entrada.

50 La subestructura tubular exterior comprende al menos una sección transversal cerrada. La al menos una sección transversal cerrada comprende una pared de material poroso a lo largo del diámetro de la subestructura tubular exterior. La al menos una sección transversal cerrada comprende una pluralidad de puntales y una pluralidad de intersticios entre dichos puntales. La al menos una sección transversal cerrada comprende una malla porosa. La al menos una sección transversal cerrada está ubicada en el extremo distal de la subestructura exterior.

55 La subestructura tubular interior se configura para proporcionar una sección transversal cerrada.

60 En otra realización, el aparato de tratamiento comprende un dispositivo para extraer un coágulo oclusivo de un vaso sanguíneo, comprendiendo el dispositivo un miembro alargado que tiene un extremo distal, un extremo proximal y un segmento proximal, en donde el extremo distal se extiende hacia el interior de la vasculatura del paciente y el extremo proximal se extiende hacia el exterior del paciente; y un cuerpo ampliable fijado adyacente al extremo distal del miembro alargado, comprendiendo el cuerpo ampliable una configuración plegada para el suministro a través del lumen de un microcatéter y una configuración ampliada, donde el cuerpo ampliable se desvía hacia la configuración ampliada cuando no está restringido por el microcatéter, configurándose además el cuerpo ampliable para desplegarse en un segmento ocluido del vaso, de tal modo que el dispositivo ampliable se extiende a lo largo de una parte sustancial del coágulo oclusivo, comprendiendo el cuerpo ampliable una pluralidad de puntales y definiendo dicha pluralidad de puntales una pared cilíndrica

y comprendiendo dicha pared regiones de estructura base para cercar un coágulo y orificios de entrada, en donde la distribución del metal en las regiones de estructura base es tal que la región de estructura base comprimirá el coágulo a medida que se amplía y el tamaño y la forma de los orificios de entrada son tales que los orificios de entrada ofrecen una resistencia mínima a la migración del coágulo a través de los orificios de entrada.

En otra realización más, el aparato de tratamiento comprende un dispositivo autoampliable para desprender un coágulo oclusivo de un vaso sanguíneo en un paciente, comprendiendo el coágulo oclusivo un cuerpo de material compresible que incluye un contenido de fibrina mayor del 2 % y un contenido de fluidos sanguíneos mayor del 30 %, comprendiendo el dispositivo una pluralidad de puntales y definiendo dicha pluralidad de puntales una pared cilíndrica y extendiéndose dicha pared cilíndrica longitudinalmente de tal modo que, en su estado ampliado, la pared evita una migración axial sustancial del coágulo en relación con el dispositivo, comprendiendo además la pared cilíndrica regiones de estructura base para cercar un coágulo y orificios de entrada, en donde la distribución del material de puntal en las regiones de estructura base es tal que la región de estructura base comprimirá el coágulo a medida que la pared cilíndrica se amplía y el tamaño y la forma de los orificios de entrada son tales que los orificios de entrada ofrecen una resistencia mínima a la migración del material de coágulo a través de los orificios de entrada.

En ciertas realizaciones de los dispositivos anteriores y de otros dispositivos de esta descripción:

El extremo distal de la pared cilíndrica se extiende distalmente del coágulo oclusivo y el extremo proximal de la pared cilíndrica se extiende proximal al coágulo cuando la pared cilíndrica se expande en el vaso sanguíneo.

En el estado expandido, al menos una parte significativa del coágulo ha migrado a través de los orificios de entrada.

La distribución del material de puntal en las regiones de estructura base es tal que cuando el dispositivo se amplía hasta un diámetro de 3 mm, la esfera de diámetro máximo que podría pasar a través de una región de estructura base sin entrar en contacto con los puntales del dispositivo es menor que 2,5 mm.

En otra realización, el aparato de tratamiento comprende un dispositivo para extraer un coágulo oclusivo de un vaso sanguíneo, comprendiendo el dispositivo un miembro alargado y una estructura de enganche de coágulo, estando configurado el miembro alargado para hacer avanzar o retraer la estructura de enganche de coágulo en un vaso sanguíneo; comprendiendo la estructura de enganche de coágulo un estado ampliado y un estado plegado y una pluralidad de miembros de puntal, comprendiendo además la subestructura de enganche de coágulo una subestructura tubular exterior y una subestructura tubular interior, comprendiendo la subestructura tubular exterior un cuerpo alargado con un lumen interior y estando la subestructura tubular interior sustancialmente dentro del lumen de la subestructura tubular exterior; comprendiendo el cuerpo alargado de la subestructura tubular exterior una sección de cuerpo y una sección distal, comprendiendo dichas secciones una pluralidad de puntales, teniendo dichos puntales una sección transversal con una anchura y un grosor, en donde el grosor de uno o más de los puntales en la sección distal es menor que el grosor de uno o más de los puntales en la sección proximal.

En ciertas realizaciones del dispositivo anterior y de otros dispositivos de esta descripción:

Tanto la anchura como el grosor de uno o más de los puntales en la sección distal del cuerpo alargado de la subestructura tubular exterior son menores que tanto la anchura como el grosor de uno o más de los puntales en la sección proximal.

Tanto la anchura como el grosor de uno o más de los puntales en la sección distal del cuerpo alargado de la subestructura tubular exterior son menores que tanto la anchura como el grosor de cualquiera de los puntales en la sección proximal.

La subestructura tubular interior está conectada al extremo proximal de la subestructura tubular exterior.

La subestructura tubular interior está conectada a los extremos proximal y distal de la subestructura tubular exterior.

En otra realización, el aparato de tratamiento comprende un dispositivo para extraer un coágulo oclusivo de un vaso sanguíneo, comprendiendo el dispositivo un miembro alargado y una estructura de enganche de coágulo, estando configurado el miembro alargado para hacer avanzar o retraer la estructura de enganche de coágulo en un vaso sanguíneo, comprendiendo la estructura de enganche de coágulo un estado ampliado y un estado plegado y una pluralidad de miembros de puntal, comprendiendo además la subestructura de enganche de coágulo una subestructura tubular exterior y una subestructura tubular interior, comprendiendo la subestructura tubular exterior un lumen interior y estando la estructura tubular interior sustancialmente dentro del lumen de la subestructura tubular exterior, estando la subestructura tubular interior mecanizada con láser a partir de un primer tubo y estando la estructura tubular exterior mecanizada con láser a partir de un segundo tubo, siendo el diámetro exterior del primer tubo más pequeño que el diámetro exterior del segundo tubo.

En ciertas realizaciones del dispositivo anterior y de otros dispositivos de esta descripción:

El segundo tubo comprende un diámetro interior y el diámetro exterior del primer tubo es menor que el diámetro interior del segundo tubo.

La estructura de enganche de coágulo comprende una configuración de suministro plegada y una configuración desplegada ampliada.

5 La subestructura tubular interior está sustancialmente dentro del lumen de la subestructura tubular exterior en el estado plegado.

10 En otra realización, el aparato de tratamiento comprende un dispositivo para extraer un coágulo oclusivo de un vaso sanguíneo, comprendiendo el dispositivo un miembro alargado y una estructura de enganche de coágulo, estando configurado el miembro alargado para hacer avanzar o retraer la estructura de enganche de coágulo en un vaso sanguíneo, comprendiendo la estructura de enganche de coágulo un estado ampliado y un estado plegado y una pluralidad de miembros de puntal, comprendiendo además la estructura de enganche de coágulo una subestructura tubular exterior y una subestructura tubular interior, comprendiendo la subestructura tubular exterior un lumen interior y estando la subestructura tubular interior sustancialmente dentro del lumen de la subestructura tubular exterior, comprendiendo la subestructura tubular interior una pluralidad de puntales longitudinales, comprendiendo cada puntal una longitud, definiendo dicha pluralidad de puntales un tubo poroso, comprendiendo cada puntal una primera superficie, una segunda superficie y una tercera superficie, en donde la primera superficie comprende una superficie exterior y la segunda y la tercera superficie tienen sustancialmente la misma anchura, y la segunda y la tercera superficie se disponen en un ángulo entre sí, donde el ángulo es menor que 90 grados.

20 En ciertas realizaciones del dispositivo anterior y de otros dispositivos de esta descripción:

Cada una de la primera superficie, la segunda superficie y la tercera superficie comprende una región de intersección y dicha región de intersección comprende un filete.

25 La anchura de la segunda y tercera superficies puede ser inferior a 80 micrómetros.

30 En otra realización, el aparato de tratamiento comprende un dispositivo ampliable extraíble para utilizar en el tratamiento de un paciente con un coágulo oclusivo en un vaso sanguíneo, comprendiendo el dispositivo un alambre alargado y un cuerpo ampliable, estando configurado el alambre alargado de tal modo que cuando el cuerpo ampliable está en el sitio de la oclusión, el alambre alargado se extiende hacia el exterior del paciente, comprendiendo el cuerpo ampliable comprende una pluralidad de anillos en donde cada anillo comprende un estado plegado y un estado ampliado, y cada anillo comprende además una pluralidad de puntales sustancialmente longitudinales y una pluralidad de elementos de conector, conectando dichos elementos de conector puntales longitudinales adyacentes y/o conectando anillos adyacentes, comprendiendo los puntales longitudinales un eje y una sección transversal, siendo la sección transversal normal al eje longitudinal de los puntales, comprendiendo los elementos de conector un eje y una sección transversal, siendo la sección transversal de los elementos de conector normal al eje de los elementos de conector, en donde la sección transversal de al menos algunos de los puntales comprende una sección transversal sustancialmente triangular y la sección transversal de al menos algunos de los elementos de conector comprende una sección transversal sustancialmente trapezoidal.

40 En ciertas realizaciones del dispositivo anterior y de otros dispositivos de esta descripción:

Los elementos de conector comprenden al menos dos puntos de conexión donde se conectan los puntales longitudinales y los elementos de conector.

45 Los elementos de conector comprenden tres puntos de conexión y el eje del conector comprende un eje en forma de Y o un eje en forma de T.

El eje de los elementos de conector comprende un eje curvo.

50 El eje de los puntales comprende un eje curvo.

Los puntales y los elementos de conector se fabrican en una sola pieza.

Los puntales y los elementos de conector comprenden una estructura monolítica.

55 El cuerpo expansible comprende una estructura monolítica.

La sección transversal triangular de los puntales comprende tres esquinas y las tres esquinas comprenden tres esquinas fileteadas y las esquinas fileteadas comprenden un radio de filete y el radio de filete es mayor que 5 micrómetros.

60 La sección transversal de al menos algunos de los elementos de conector comprende cuatro esquinas y las cuatro esquinas comprenden cuatro esquinas fileteadas y las esquinas fileteadas comprenden un radio de filete y el radio de filete es mayor que 5 micrómetros.

65 El eje de los puntales y conectores comprende el eje neutro.

La pluralidad de puntales y elementos de conector define un tubo poroso.

En otra realización, el aparato de tratamiento comprende un dispositivo extraíble para utilizar en el tratamiento de un paciente con un vaso sanguíneo ocluido, siendo dicha oclusión el resultado de un coágulo oclusivo alojado en el vaso sanguíneo, comprendiendo el dispositivo un miembro alargado y una estructura de enganche de coágulo, estando configurado el miembro alargado para hacer avanzar o retraer la estructura de enganche de coágulo en un vaso sanguíneo, comprendiendo la estructura de enganche de coágulo un estado ampliado y un estado plegado y una subestructura tubular exterior y una subestructura tubular interior, comprendiendo la subestructura tubular exterior una subestructura ampliable y comprendiendo la estructura tubular interior una subestructura ampliable, comprendiendo la subestructura tubular exterior un lumen interior y estando la subestructura tubular interior sustancialmente dentro del lumen de la subestructura tubular exterior, comprendiendo la subestructura tubular interior una fuerza radial alta con respecto a la subestructura tubular exterior, aislando sustancialmente la subestructura tubular exterior a la subestructura tubular interior del contacto directo con la pared del vaso en estado ampliado.

En ciertas realizaciones del dispositivo anterior y de otros dispositivos de esta descripción:

El miembro alargado comprende un extremo distal y un extremo proximal y el dispositivo comprende además una región de unión.

La región de unión comprende un acoplamiento entre el miembro alargado y la subestructura tubular exterior.

La región de unión comprende un acoplamiento entre el miembro alargado y la subestructura tubular interior.

La subestructura exterior comprende una pluralidad de puntales.

La subestructura exterior comprende un extremo distal cerrado.

La subestructura tubular exterior se extiende distalmente del extremo distal de la subestructura tubular interior.

El extremo distal cerrado comprende una tapa, comprendiendo la tapa una estructura de malla.

El extremo distal cerrado comprende una pluralidad de puntales que convergen hacia un extremo distal cerrado.

El extremo distal cerrado comprende una punta de forma redondeada, comprendiendo la punta redondeada una estructura compresible longitudinalmente.

El extremo distal cerrado comprende una estructura de filtrado y la estructura de filtrado comprende una pluralidad de puntales, definiendo sustancialmente la pluralidad de puntales la forma de la estructura de filtrado.

La subestructura tubular exterior comprende al menos una región de articulación de tal modo que, en un segmento de vaso curvo, la estructura tubular exterior pueda articularse.

En otra realización, el aparato de tratamiento comprende un dispositivo extraíble para utilizar en el tratamiento de un paciente con un vaso sanguíneo ocluido, siendo dicha oclusión el resultado de un coágulo oclusivo alojado en el vaso sanguíneo, comprendiendo el dispositivo un miembro alargado y al menos una estructura ampliable, estando configurado el miembro alargado para hacer avanzar o retraer la al menos una estructura ampliable en un vaso sanguíneo, comprendiendo la al menos una estructura ampliable un estado ampliado y un estado plegado y comprendiendo además una pluralidad de puntales y una pluralidad de conectores, estando dicha pluralidad de conectores conectados por una pluralidad de puntales, estando configurada la pluralidad de puntales y conectores para formar una estructura tubular, comprendiendo la estructura tubular una superficie interior y una superficie exterior tanto en el estado ampliado como en el plegado, comprendiendo cada puntal una superficie interior correspondiente y una superficie exterior correspondiente, extendiéndose al menos un ojal a través de al menos un puntal, comprendiendo el al menos un ojal un eje, en donde el eje del al menos un ojal se extiende en una línea recta a través del puntal y el eje del al menos un ojal está separado de la superficie exterior del puntal y también está separado de la superficie interior del puntal, comprendiendo la al menos una estructura ampliable una estructura monolítica.

En ciertas realizaciones del dispositivo anterior y de otros dispositivos de esta descripción:

El eje del ojal está orientado en una dirección sustancialmente circunferencial.

El eje del ojal está orientado paralelo a una tangente a la superficie exterior del puntal.

El eje del ojal está orientado paralelo a una tangente a la superficie interior del puntal.

El eje del ojal se interseca con la superficie exterior del miembro tubular y el punto de intersección del eje del ojal y la superficie exterior del tubo está separado del puntal.

El eje del ojal se interseca con la superficie interior del miembro tubular y el punto de intersección del eje del ojal y la superficie interior del tubo está separado del puntal.

5 El al menos un puntal comprende una superficie de primer corte, definiendo la superficie de primer corte el grosor del tubo y extendiéndose de manera sustancialmente radial entre la superficie exterior del puntal y la superficie interior del puntal, penetrando el al menos un ojal la superficie de primer corte.

10 El puntal comprende una superficie de segundo corte y el ojal se extiende entre la superficie de primer corte y la superficie de segundo corte.

El dispositivo comprende además una fibra, penetrando la fibra a través del al menos un puntal a través del ojal.

15 El al menos un ojal comprende una pluralidad de ojales dispuestos alrededor de al menos una circunferencia de la estructura ampliable, el dispositivo comprende además al menos una fibra, extendiéndose la al menos una fibra alrededor de la al menos una circunferencia del dispositivo, siendo el diámetro de la fibra al menos tan pequeño como el diámetro de la pluralidad de ojales y extendiéndose la fibra a través de varios de la pluralidad de ojales.

20 La al menos una circunferencia comprende una pluralidad de circunferencias y dicha pluralidad de circunferencias se dispone de tal modo que la al menos una fibra y la estructura ampliable comprenden una malla porosa.

25 La malla porosa comprende una malla porosa distal, y el tamaño de poro de la malla porosa está dimensionado para capturar los fragmentos que pueden liberarse durante el tratamiento del paciente. La malla porosa comprende una estructura de soporte sobre al menos una parte de la superficie de la estructura ampliable.

30 En otro aspecto más, el aparato de tratamiento comprende un dispositivo para extraer un coágulo oclusivo de un vaso sanguíneo, comprendiendo el dispositivo un miembro alargado y una estructura de enganche de coágulo, estando configurado el miembro alargado para hacer avanzar o retraer la estructura de enganche de coágulo en un vaso sanguíneo, comprendiendo la estructura de enganche de coágulo un estado ampliado y un estado plegado y una pluralidad de miembros de puntal, comprendiendo además la subestructura de enganche de coágulo una subestructura tubular exterior y una subestructura tubular interior, comprendiendo la subestructura tubular exterior un cuerpo alargado con un lumen interior y estando la subestructura tubular interior sustancialmente dentro del lumen de la subestructura tubular exterior, comprendiendo el cuerpo alargado de la subestructura tubular exterior una parte de cuerpo y una parte distal, comprendiendo dicha parte de cuerpo y parte distal una pluralidad de puntales, y teniendo cada uno de dichos puntales un área de sección transversal, en donde el área de sección transversal promedio de los puntales en una sección transversal en la parte distal es menor que el área de sección transversal promedio de puntales en una sección transversal en la parte proximal.

En ciertas realizaciones del dispositivo anterior y de otros dispositivos de esta descripción:

40 La parte proximal de la subestructura tubular exterior puede comprender un primer anillo y un segundo anillo y cada uno de dichos primer y segundo anillos puede comprender un extremo distal, una parte media y un extremo proximal.

45 El área de sección transversal promedio de los puntales en la parte media del primer anillo puede ser sustancialmente la misma que el área de sección transversal promedio de los puntales en la parte media del segundo anillo.

La parte distal de la subestructura tubular exterior puede comprender al menos un puntal y cada puntal puede comprender un extremo distal, una parte media y un extremo proximal.

50 El área de sección transversal en la parte media del al menos un puntal puede cambiar a lo largo de la longitud de la parte media del al menos un puntal.

El área de sección transversal del al menos un puntal puede disminuir hacia el extremo distal de la parte media del puntal.

55 Los extremos distal y proximal del al menos un puntal pueden comprender un elemento de conector en donde el elemento de conector comprende una corona, un collar o una unión.

El extremo distal y proximal del primer anillo y el segundo anillo puede comprender un elemento de conector, en donde el elemento de conector comprende una corona, un collar o una unión.

60 El extremo distal de la estructura tubular exterior puede comprender un extremo distal cerrado.

El extremo distal cerrado puede comprender una pluralidad de puntales que convergen en una unión distal.

65 El extremo distal cerrado puede comprender una pluralidad de puntales cónicos que convergen en una unión distal.

La subestructura tubular interior puede comprender una pluralidad de puntales.

En otro aspecto más, el aparato de tratamiento comprende un dispositivo extraíble para utilizar en el tratamiento de un paciente con un vaso sanguíneo ocluido, siendo dicha oclusión el resultado de un coágulo oclusivo alojado en el vaso sanguíneo, comprendiendo el dispositivo un miembro alargado y una estructura de enganche de coágulo, estando configurado el miembro alargado para hacer avanzar o retraer la estructura de enganche de coágulo en un vaso sanguíneo, comprendiendo la estructura de enganche de coágulo un estado ampliado y un estado plegado, estando configurado el cuerpo ampliable para proporcionar una fuerza radial a medida que se amplía desde su estado plegado a su estado ampliado, comprendiendo el dispositivo una primera subestructura y una segunda subestructura, proporcionando la primera subestructura una primera fuerza radial y proporcionando la segunda subestructura una segunda fuerza radial, estando configuradas la primera y la segunda subestructura de tal modo que la fuerza radial de la primera subestructura y la fuerza radial de la segunda subestructura actúan al unísono cuando el cuerpo ampliable se amplía desde el estado plegado al estado ampliado.

En ciertas realizaciones del dispositivo anterior y de otros dispositivos de esta descripción:

La primera subestructura comprende un primer diámetro expandido y la segunda subestructura comprende un segundo diámetro expandido y el primer diámetro expandido es mayor que el segundo diámetro expandido.

La fuerza radial de la primera subestructura y la fuerza radial de la segunda subestructura actúan al unísono cuando el cuerpo ampliable se amplía desde el estado plegado hasta el segundo diámetro ampliado.

La expansión de la segunda subestructura se detiene en el segundo diámetro expandido.

La expansión de la primera subestructura se detiene en el primer diámetro expandido.

La primera subestructura actúa sola entre el segundo diámetro expandido y el primer diámetro expandido.

La primera subestructura comprende una pluralidad de puntales dispuestos en una estructura monolítica.

La segunda subestructura comprende una pluralidad de puntales dispuestos en una estructura monolítica.

La ampliación del cuerpo ampliable desde el estado plegado al estado ampliado comprende una pluralidad de estados de transición.

La pluralidad de estados de transición comprende una pluralidad de diámetros de transición.

La fuerza radial del cuerpo expansible disminuye a medida que aumenta el diámetro de transición.

El estado colapsado se define por el lumen interno del catéter de retención.

El estado expandido comprende el estado relajado del cuerpo expansible.

El cuerpo expansible está sesgado hacia el estado expandido.

La primera subestructura comprende al menos un puntal proximal que conecta la parte proximal de la primera subestructura al miembro alargado.

La segunda subestructura comprende al menos un puntal proximal, conectando dicho al menos un puntal proximal la parte proximal de la segunda subestructura al miembro alargado.

La segunda subestructura es al menos parcialmente interna a la primera subestructura.

La segunda subestructura está encerrada por la primera subestructura.

Se describe un proceso para la fabricación de un dispositivo ampliable para utilizar en el tratamiento de un vaso sanguíneo, comprendiendo el dispositivo una estructura ampliable, comprendiendo la estructura ampliable una configuración de suministro plegada para avanzar a través de un catéter hasta un vaso sanguíneo de tratamiento y una configuración ampliada en donde la estructura ampliada asume un estado ampliado cuando el dispositivo se libera del lumen del catéter, comprendiendo el dispositivo una estructura fabricada a partir de un tubo alargado, comprendiendo el tubo un límite exterior y un lumen interior, comprendiendo el proceso de fabricación un proceso de corte con una trayectoria de corte para cortar un patrón de puntales del tubo alargado, en donde el proceso comprende una primera trayectoria de corte que pasa a través del límite circunferencial y entra en la pared del tubo, cortando un patrón de puntales que crean al menos un espacio de primer corte y al menos una superficie de primer corte, una segunda trayectoria de corte que pasa a través del límite circunferencial en el espacio de primer corte que entra en la pared del tubo a través de la superficie de primer corte.

Las mejoras o variantes del proceso anterior pueden incluir un proceso en donde el proceso comprende la trayectoria de primer corte que sale de la pared del tubo en el lumen interior; en donde el proceso comprende la trayectoria de segundo corte que sale de la pared del tubo en un espacio de primer corte; en donde el proceso comprende la trayectoria de segundo corte que sale de la pared del tubo en el lumen interior; en donde el proceso comprende un proceso de corte por láser; en donde el proceso comprende cambiar la trayectoria de corte desplazando el tubo; en donde el proceso comprende cambiar la trayectoria de corte girando o trasladando el tubo; en donde el proceso comprende cambiar la trayectoria de corte girando o trasladando el tubo con respecto al eje del tubo; en donde el proceso comprende que el espacio de primer corte esté sin material.

Otro proceso descrito es para la fabricación de un dispositivo ampliable a partir de un tubo para utilizar en un vaso sanguíneo, comprendiendo el dispositivo una estructura ampliable, comprendiendo la estructura ampliable una configuración de suministro plegada para el avance hasta un sitio objetivo dentro de un vaso sanguíneo y una configuración ampliada en donde la estructura ampliable asume un estado ampliado, en donde el proceso de fabricación comprende: un primer paso en el que una herramienta de corte crea al menos un corte a través de la pared del tubo que pasa desde de la superficie exterior a la superficie interior y da como resultado una superficie de primer corte y un segundo paso en el que la herramienta de corte crea al menos un corte adicional a través de una parte del tubo sin eliminar material de la superficie exterior del tubo.

Las mejoras o variantes del proceso anterior pueden incluir un proceso en el que el dispositivo ampliable es un dispositivo autoampliable; en el que la superficie de primer corte define las paredes laterales de los puntales de un dispositivo ampliable monolítico; en el que el segundo paso consiste en crear al menos un corte a través de la superficie de primer corte; en el que el al menos un corte a través de la superficie de primer corte crea un ojal a través de un puntal; en el que el al menos un corte a través de la superficie de primer corte elimina material del lumen interior del tubo para reducir el grosor de pared de puntal.

Otro proceso descrito es para la fabricación de un dispositivo ampliable a partir de un tubo para utilizar en un vaso sanguíneo, comprendiendo el dispositivo una estructura ampliable, comprendiendo la estructura ampliable una configuración de suministro plegada para el avance hasta un sitio objetivo dentro de un vaso sanguíneo y una configuración ampliada en donde la estructura ampliable asume un estado ampliado, en donde el proceso de fabricación implica el uso de una herramienta para eliminar selectivamente material del tubo, comprendiendo dicho proceso de fabricación un primer paso en el que la herramienta entra en la superficie exterior del tubo y sale de la superficie interior del tubo creando al menos una superficie de primer corte, y un segundo paso en el que la herramienta entra en la superficie de primer corte sin entrar en contacto con la superficie exterior del tubo.

Dicho proceso puede implicar que la herramienta entre y salga de la superficie de primer corte sin entrar en contacto con la superficie exterior del tubo. La herramienta en sí puede ser un rayo láser, un rayo láser de ablación de material de alta frecuencia, un chorro de agua o una herramienta de corte. El material del tubo puede ser un material superelástico o pseudoelástico, nitinol, acero inoxidable, MP35N o una aleación de acero.

Otro proceso descrito es para la fabricación de un dispositivo ampliable para utilizar en el tratamiento de un vaso sanguíneo, comprendiendo el dispositivo una estructura ampliable, comprendiendo la estructura ampliable una configuración de suministro plegada para el avance a través de un catéter hasta un vaso sanguíneo de tratamiento y una configuración ampliada en donde la estructura ampliable asume un estado ampliado, trasladándose el dispositivo entre el estado plegado y el estado ampliado cuando el dispositivo se libera del lumen del catéter, comprendiendo además el dispositivo una estructura fabricada a partir de un tubo alargado, en donde el proceso comprende cortar un patrón de ranuras en el tubo alargado de tal modo que las ranuras del patrón de ranura se extiendan a través del grosor de pared del tubo, comprendiendo el patrón al menos un puntal en donde el al menos un puntal comprende una superficie de primer corte y una superficie de segundo corte, comprendiendo además el paso de corte la eliminación del material adyacente a la superficie de primer corte y la superficie de segundo corte de al menos un puntal y el corte de un patrón secundario a través del puntal, extendiéndose el patrón secundario desde la superficie de primer corte a través de la pared del puntal. Este proceso también puede comprender desplazar el tubo alargado a través de un ángulo de desplazamiento antes de cortar el patrón secundario, y también puede comprender hacer pasar el rayo láser de corte a través del espacio dejado por la eliminación del material adyacente al primer corte o al segundo corte.

En otro aspecto más, el aparato de tratamiento comprende un dispositivo para la extracción de coágulos para extraer un coágulo oclusivo de un vaso sanguíneo, comprendiendo el dispositivo un cuerpo alargado interior que tiene una configuración de suministro plegada y una configuración desplegada ampliada; un cuerpo alargado exterior que se superpone al menos parcialmente al cuerpo alargado interior; pudiendo el cuerpo alargado exterior ampliarse con respecto al cuerpo alargado interior hasta una extensión radial que es mayor que la extensión radial del cuerpo interior en la configuración desplegada.

En ciertas realizaciones del dispositivo anterior y de otros dispositivos de esta descripción:

El dispositivo comprende un miembro alargado que tiene un extremo proximal y un extremo distal, estando el cuerpo alargado interior conectado al miembro alargado adyacente al extremo distal del mismo, pudiendo el cuerpo alargado interior ampliarse con respecto al miembro alargado.

El cuerpo alargado exterior se conecta al miembro alargado adyacente al extremo distal del mismo, pudiendo el cuerpo alargado exterior ampliarse con respecto al miembro alargado.

5 El extremo proximal del miembro alargado se adapta de modo que se extienda hacia el exterior del paciente.

En la configuración ampliada, el cuerpo alargado exterior se separa radialmente del cuerpo alargado interior para definir entre ellos un espacio de recepción interior y en donde el cuerpo alargado exterior tiene al menos una abertura para recibir el coágulo.

10 El cuerpo alargado exterior tiene una región exterior de enganche de coágulo que se adapta para que, al engancharse con el coágulo, empuje el coágulo hacia la abertura y hacia el espacio de recepción interior.

El cuerpo alargado exterior comprende una pluralidad de aberturas receptoras de coágulos.

15 El cuerpo alargado exterior comprende una pluralidad de regiones de enganche de coágulo.

El cuerpo alargado interior es generalmente tubular.

20 El cuerpo alargado interior comprende una sección transversal no circular.

La superficie exterior del cuerpo alargado interior tiene una rugosidad superficial mayor que la superficie exterior del cuerpo alargado exterior.

25 El cuerpo alargado exterior es generalmente tubular.

El cuerpo alargado exterior comprende al menos dos segmentos que están separados longitudinalmente.

Dos de dichos segmentos están conectados por elementos que comprenden elementos de bisagra.

30 Al menos un segmento es móvil con respecto a otro segmento.

El dispositivo comprende enlaces entre los segmentos.

35 Los enlaces están adaptados para un movimiento controlado entre los segmentos.

El dispositivo comprende una red de captura distal para atrapar el material de coágulo.

La red de captura se conecta al cuerpo alargado exterior o al cuerpo alargado interior.

40 La red de captura se monta o se proporciona en un segmento distal del cuerpo alargado exterior y/o del cuerpo alargado interior.

La red de captura se monta en una parte distal del miembro alargado.

45 La red de captura comprende una pluralidad de elementos de puntal que se proyectan radialmente hacia dentro.

La red de captura comprende una o más fibras.

50 El dispositivo comprende una pluralidad de ojales de unión de fibras a los que se unen dichas fibras.

El miembro alargado comprende una unidad de al menos un alambre alargado y al menos un miembro tubular alargado.

Dicho miembro tubular alargado comprende una bobina.

55 El alambre alargado se puede mover de forma deslizable con respecto al miembro tubular alargado.

El movimiento del alambre alargado con respecto al miembro tubular alargado produce el movimiento del cuerpo alargado exterior con respecto al cuerpo alargado interior y/o a una red de captura distal.

60 El cuerpo alargado exterior comprende una pluralidad de puntales, teniendo cada puntal una superficie de contacto con el vaso, una superficie interior, una superficie orientada proximalmente y una superficie orientada distalmente, comprendiendo dicha superficie orientada proximalmente al menos un saliente.

65 El cuerpo alargado interior comprende una estructura trenzada.

Los cuerpos alargados interior y/o exterior se unen de manera deslizable a una región distal del miembro alargado, de tal modo que el movimiento del miembro alargado pueda efectuarse sin el movimiento resultante de los cuerpos alargados interior y/o exterior.

- 5 Los extremos distales de los cuerpos alargados interior y exterior están conectados entre sí. Los extremos distales de los cuerpos alargados interior y exterior se conectan entre sí mediante un elemento amoldable.

El elemento adaptable comprende un resorte.

- 10 En otro aspecto más, el aparato de tratamiento comprende un dispositivo para la extracción de coágulos para extraer un coágulo oclusivo de un vaso sanguíneo de un paciente, comprendiendo el dispositivo un cuerpo alargado que se puede ampliar dentro de un coágulo; teniendo el cuerpo alargado regiones exteriores de enganche de coágulo y aberturas en un espacio interior definido por el cuerpo alargado; estando adaptadas las regiones de enganche de coágulo, en el enganche con el coágulo, para empujar al coágulo hacia las aberturas y hacia el espacio de recepción interior.

- 15 En ciertas realizaciones del dispositivo anterior y de otros dispositivos de esta descripción:

- El dispositivo comprende además un miembro alargado que tiene un extremo proximal y un extremo distal, estando el extremo distal de dicho miembro alargado conectado al cuerpo alargado, y extendiéndose el extremo proximal de dicho miembro alargado hacia el exterior del paciente.

- 20 El cuerpo alargado es un cuerpo alargado exterior y el dispositivo también comprende un cuerpo alargado interior al que se superpone al menos parcialmente el cuerpo alargado exterior, pudiendo ampliarse el cuerpo alargado exterior con respecto al cuerpo alargado interior hasta una extensión radial que es mayor que la extensión radial del cuerpo interior en la configuración desplegada.

El cuerpo alargado interior comprende una estructura generalmente tubular de puntales interconectados.

- 30 El cuerpo alargado exterior comprende dos o más segmentos, estando conectados al menos algunos de los segmentos a un segmento adyacente mediante al menos un elemento de conexión flexible.

El dispositivo comprende una red de captura distal.

- 35 La red de captura comprende una pluralidad de elementos de puntal que se proyectan radialmente hacia dentro. La red de captura comprende una o más fibras.

El dispositivo comprende una pluralidad de ojales de unión de fibras a los que se unen dichas fibras.

- 40 En otro aspecto más, el aparato de tratamiento comprende un dispositivo para la extracción de coágulos para utilizar en el tratamiento de un paciente con un vaso sanguíneo ocluido, comprendiendo el dispositivo un vástago alargado y una estructura de enganche de coágulo, estando conectada la estructura de enganche de coágulo al extremo distal del vástago alargado y extendiéndose el extremo proximal del vástago alargado hacia el exterior del paciente, comprendiendo la estructura de enganche de coágulo una pared exterior y un espacio de recepción interior, comprendiendo dicha pared exterior una pluralidad de secciones de estructura base y una pluralidad de secciones de entrada, estando configuradas dichas secciones para empujar el coágulo hacia el espacio de recepción interior.

En ciertas realizaciones del dispositivo anterior y de otros dispositivos de esta descripción:

- 50 El cuerpo alargado es un cuerpo alargado exterior y el dispositivo también comprende un cuerpo alargado interior al que se superpone al menos parcialmente el cuerpo alargado exterior, pudiendo ampliarse el cuerpo alargado exterior con respecto al cuerpo alargado interior hasta una extensión radial que es mayor que la extensión radial del cuerpo interior en la configuración desplegada.

- 55 El cuerpo alargado interior comprende una estructura generalmente tubular de puntales interconectados.

El cuerpo alargado exterior comprende dos o más segmentos, estando conectado cada segmento al segmento adyacente mediante dos o un elemento de conexión flexible.

- 60 El dispositivo comprende una red de captura distal.

La red de captura comprende una pluralidad de elementos de puntal que se proyectan radialmente hacia dentro. La red de captura comprende una o más fibras.

- 65 El dispositivo comprende una pluralidad de ojales de unión de fibras a los que se unen dichas fibras.

Breve descripción de las figuras

La figura 1a es una vista isométrica de un dispositivo para la extracción de coágulos.

5 La figura 1b es una sección a través del vástago del dispositivo de la figura 1a.

Las figuras 2a-1e muestran un método de uso de un dispositivo de la figura 1a.

La figura 3a muestra otro dispositivo para la extracción de coágulos.

10 La figura 3b muestra una vista desarrollada de la cesta de enganche de la figura 3a.

La figura 4 muestra otro dispositivo para la extracción de coágulos.

15 La figura 5 muestra otro dispositivo para la extracción de coágulos.

La figura 6 muestra una parte de cesta ampliable del dispositivo para la extracción de coágulos.

La figura 7 muestra una parte de cesta ampliable de otro dispositivo para la extracción de coágulos.

20 La figura 8 muestra una parte de cesta ampliable de otro dispositivo para la extracción de coágulos.

La figura 9 muestra una parte de cesta ampliable de otro dispositivo para la extracción de coágulos.

25 La figura 10 muestra una parte de cesta ampliable de otro dispositivo para la extracción de coágulos.

La figura 11 muestra una parte de cesta ampliable de otro dispositivo para la extracción de coágulos.

La figura 12 muestra una parte de cesta ampliable de otro dispositivo para la extracción de coágulos.

30 La figura 13a muestra una parte de cesta ampliable de otro dispositivo para la extracción de coágulos.

La figura 13b muestra una vista desarrollada del dispositivo de la figura 13a.

35 La figura 13c muestra el dispositivo de la figura 13a desplegado en un coágulo.

La figura 13d muestra el dispositivo de la figura 13a desplegado en un vaso curvo.

La figura 14a muestra una parte de cesta ampliable de otro dispositivo para la extracción de coágulos.

40 La figura 14b muestra una vista desarrollada del dispositivo de la figura 14a.

La figura 14c muestra el dispositivo de la figura 14a desplegado en un coágulo.

45 La figura 14d muestra el dispositivo de la figura 14a desplegado en un vaso curvo.

La figura 15a muestra una vista desarrollada de otra cesta ampliable.

La figura 15b muestra una vista isométrica del dispositivo de la figura 15a.

50 La figura 16 muestra una parte de cesta ampliable de otro dispositivo para la extracción de coágulos.

La figura 17 muestra una parte de cesta ampliable de otro dispositivo para la extracción de coágulos.

55 La figura 18 muestra una parte de cesta ampliable de otro dispositivo para la extracción de coágulos.

La figura 19 muestra una parte de cesta ampliable de otro dispositivo para la extracción de coágulos.

La figura 20a muestra el extremo proximal de una cesta ampliable.

60 La figura 20b muestra el extremo proximal de otra cesta ampliable.

La figura 21a muestra otro dispositivo para la extracción de coágulos.

65 La figura 21b es una vista de extremo del dispositivo de la figura 21a desplegado en un coágulo.

- La figura 22a muestra el extremo distal de una cesta ampliable según la invención.
- Las figuras 22b-e muestran diversas características de agarre de coágulo según la invención.
- 5 La figura 23a muestra una sección de un marco de cesta ampliable cortado a partir de un tubo.
- La figura 23b muestra una vista isométrica de una sección de una cesta ampliable.
- La figura 23c muestra una sección a través de un puntal de la figura 23b en un vaso.
- 10 Las figuras 23d-f muestran secciones a través de un puntal del dispositivo de la figura 23b.
- La figura 24a muestra una parte de otro dispositivo para la extracción de coágulos.
- 15 La figura 24b muestra una vista detallada del extremo distal del dispositivo de la figura 24a.
- La figura 24c muestra el dispositivo de la figura 24b comprimido para el suministro.
- Las figuras 25a-d muestran varias características de unión de fibra.
- 20 La figura 26a muestra otro dispositivo para la extracción de coágulos.
- La figura 26a muestra otro dispositivo más para la extracción de coágulos.
- 25 La figura 27 muestra otro dispositivo para la extracción de coágulos.
- La figura 28 muestra otro dispositivo para la extracción de coágulos con una red desmontable.
- La figura 29 muestra una vista detallada del extremo del dispositivo de la figura 28.
- 30 La figura 30 muestra otro dispositivo más para la extracción de coágulos.
- Las figuras 31a-e muestran varias redes de captura.
- 35 Las figuras 32a-c muestran otro dispositivo para la extracción de coágulos que se está desplegando.
- La figura 33 muestra otro dispositivo más para la extracción de coágulos.
- La figura 34 muestra otro dispositivo más para la extracción de coágulos.
- 40 Las figuras 35a-e muestran un dispositivo para la extracción de coágulos accionable.
- La figura 36 muestra otro dispositivo para la extracción de coágulos accionable.
- 45 La figura 37 muestra otro dispositivo para la extracción de coágulos accionable.
- La figura 38 muestra otro dispositivo para la extracción de coágulos.
- Las figuras 39a-e muestran otro dispositivo para la extracción de coágulos accionable.
- 50 La figura 40 muestra otro dispositivo para la extracción de coágulos accionable.
- La figura 41 muestra otro dispositivo para la extracción de coágulos accionable.
- 55 La figura 42 muestra otro dispositivo para la extracción de coágulos accionable.
- Las figuras 43a-f muestran diversas características y recubrimientos radiopacos.
- Las figuras 44a-1e muestran un método de uso de un dispositivo de esta descripción.
- 60 La figura 45 muestra un gráfico de los resultados de las pruebas sobre las propiedades del coágulo.
- La figura 46 muestra otro dispositivo para la extracción de coágulos.
- 65 La figura 47 muestra una vista desarrollada de otra cesta ampliable.

La figura 48a muestra otro dispositivo para la extracción de coágulos desplegado en un coágulo.

Las figuras 48b-d muestran vistas de un anillo del dispositivo de la figura 48a.

5 La figura 49 muestra un anillo de una cesta ampliable.

La figura 50 muestra otro dispositivo más para la extracción de coágulos.

La figura 51a muestra otro dispositivo para la extracción de coágulos.

10 La figura 51b muestra una vista detallada de una sección a través del extremo distal de la figura 51a.

La figura 52a muestra otro dispositivo para la extracción de coágulos.

15 La figura 52b muestra el extremo distal de un dispositivo para la extracción de coágulos.

La figura 52c muestra una vista detallada de un collar proximal de un dispositivo para la extracción de coágulos.

La figura 53a muestra un miembro tubular interior.

20 La figura 53b muestra otro miembro tubular interior.

Las figuras 53c-h muestran secciones a través de miembros tubulares.

25 La figura 54 muestra una vista desarrollada de un dispositivo de esta descripción.

La figura 55 muestra una vista lateral en sección a través de un dispositivo de esta descripción.

La figura 56a muestra un miembro tubular interior en una curva.

30 La figura 56b muestra una sección a través del dispositivo de la figura 56a.

La figura 57a muestra un miembro tubular interior en una curva.

35 La figura 57b muestra una sección a través del dispositivo de la figura 57a.

La figura 58a muestra un miembro exterior de una cesta de stent.

La figura 58b muestra una vista desarrollada del dispositivo de la figura 58a.

40 La figura 59a muestra otro miembro exterior de una cesta de stent.

La figura 58b muestra una vista desarrollada del dispositivo de la figura 59a.

45 La figura 60a muestra una vista desarrollada de un miembro exterior.

La figura 60b muestra una vista detallada de una característica de corona atraumática.

La figura 60c muestra una vista detallada de otra característica de corona atraumática.

50 La figura 61 muestra otro dispositivo para la extracción de coágulos.

La figura 62 muestra otro miembro tubular exterior.

55 La figura 63a muestra otro miembro tubular exterior.

La figura 63b muestra el dispositivo de la figura 63a en una curva.

La figura 64a muestra otro miembro tubular exterior.

60 La figura 64b muestra otro miembro tubular exterior más.

La figura 65a muestra una cesta de enganche.

65 La figura 65b muestra una vista superior de una parte de una cesta de enganche.

- La figura 66 muestra el extremo distal de una cesta de enganche.
- La figura 67 muestra el extremo distal de un miembro exterior.
- 5 La figura 68 muestra una vista detallada de una estructura de puntal de una cesta de enganche.
- La figura 69 muestra una sección a través de un tubo a partir del cual se podría mecanizar la estructura de la figura 68.
- La figura 70a muestra el extremo distal de una cesta de enganche.
- 10 La figura 70b muestra una vista de extremo del dispositivo de la figura 70a.
- La figura 71 muestra el extremo distal de una cesta de enganche.
- 15 La figura 72 muestra el extremo distal de una cesta de enganche.
- La figura 73 muestra el extremo distal de una cesta de enganche.
- La figura 74a muestra una vista lateral de una cesta de enganche.
- 20 La figura 74b muestra el dispositivo de la figura 74a en una configuración envuelta.
- La figura 75 muestra un gráfico de la fuerza radial contra el diámetro del dispositivo.
- 25 Las figuras 76a-c muestran un dispositivo para la extracción de coágulos que extrae el coágulo de un vaso.
- Las figuras 77a-b muestran un dispositivo para la extracción de coágulos que extrae un coágulo.
- Las figuras 78a-b muestran un dispositivo para la extracción de coágulos que extrae un coágulo.
- 30 Las figuras 79a-d muestran un dispositivo para la extracción de coágulos que extrae un coágulo de un vaso.
- La figura 80 muestra una punta distal de un dispositivo para la extracción de coágulos.
- 35 La figura 81 muestra una punta distal de un dispositivo para la extracción de coágulos.
- La figura 82 muestra una punta distal de un dispositivo para la extracción de coágulos.
- Las figuras 83a-b muestran una cesta de stent que interactúa con un coágulo en un vaso.
- 40 La figura 84 muestra una sección transversal de un tubo alargado.
- La figura 85a muestra una vista isométrica de un dispositivo que se mecaniza a partir de un tubo.
- 45 La figura 85b muestra una vista de extremo de un dispositivo que se mecaniza a partir de un tubo.
- La figura 86 muestra una vista de extremo seccional de un dispositivo mecanizado a partir de un tubo.
- La figura 87 es una vista isométrica de una parte de un dispositivo para la extracción de coágulos.
- 50 La figura 88 muestra una vista de extremo seccional de un dispositivo que se mecaniza a partir de un tubo.
- La figura 89a es una vista isométrica de puntales con orificios laterales.
- 55 La figura 89b muestra una vista de extremo seccional del dispositivo de la figura 89a en una configuración de suministro.
- La figura 90a es una vista isométrica de puntales con ojales y fibras.
- La figura 90b es una vista seccional a través de un puntal y una fibra de la figura 90a.
- 60 La figura 91a es una vista isométrica de puntales con ojales y fibras.
- La figura 91b es una vista lateral de un puntal y una fibra de la figura 91a.
- 65 La figura 91c es una vista isométrica de puntales con ojales y fibras.

La figura 92a muestra una vista de extremo seccional de un puntal que se mecaniza a partir de un tubo.

La figura 92b es una vista isométrica de puntales perfilados.

5 La figura 93a muestra una vista de extremo seccional de un puntal que se mecaniza a partir de un tubo.

La figura 93b es una vista isométrica de puntales perfilados.

La figura 94 es una vista isométrica de puntales perfilados.

10

La figura 95 muestra una vista de extremo seccional de un dispositivo en una configuración de suministro.

La figura 96 muestra una vista de extremo seccional de un dispositivo en una configuración de suministro.

15 La figura 97 es una vista isométrica de una parte de un dispositivo para la extracción de coágulos.

La figura 98a es una vista desarrollada del cuerpo de un miembro exterior de un dispositivo para la extracción de coágulos.

La figura 98b es una vista desarrollada de una parte de un miembro exterior de un dispositivo para la extracción de coágulos.

20

La figura 99a es una vista lateral de un dispositivo para la extracción de coágulos.

La figura 99b es una vista lateral del miembro tubular interior del dispositivo de la figura 99a.

25 La figura 99c es una vista lateral del miembro exterior del dispositivo de la figura 99a.

La figura 99d es una vista desarrollada del cuerpo del miembro exterior del dispositivo de la figura 99a.

La figura 99e es una vista isométrica del extremo proximal de la cesta de stent de la figura 99a.

30

La figura 99f es una vista isométrica del extremo distal de la cesta de stent de la figura 99a.

La figura 100 es una vista lateral de otro dispositivo para la extracción de coágulos.

35 La figura 101 es una vista desarrollada de un miembro exterior de un dispositivo para la extracción de coágulos.

La figura 102 es una vista lateral de una parte de otro dispositivo para la extracción de coágulos.

La figura 103 es una vista detallada de una parte de otro dispositivo para la extracción de coágulos.

40

La figura 104 es una vista lateral de una parte de otro dispositivo para la extracción de coágulos.

La figura 105a es una vista lateral de otro dispositivo para la extracción de coágulos.

45 La figura 105b es una vista lateral de otro dispositivo para la extracción de coágulos.

La figura 105c es una vista lateral de otro dispositivo para la extracción de coágulos.

La figura 106a es una vista lateral de una parte distal de otro dispositivo para la extracción de coágulos.

50

La figura 106b es una vista de extremo del dispositivo de la figura 106a.

La figura 107 es una vista isométrica de la parte distal de un dispositivo para la extracción de coágulos.

55 La figura 108 es un gráfico de la velocidad de flujo sanguíneo en función del tipo de coágulo.

Descripción detallada

60 Se describen ahora en detalle realizaciones específicas con referencia a las figuras, en donde números de referencia idénticos indican elementos idénticos o funcionalmente similares. Los términos “distal” o “proximal” se usan en la siguiente descripción con respecto a una posición o dirección con respecto al médico tratante. “Distal” o “distalmente” son una posición alejada o en una dirección alejada del médico. “Proximal” o “proximalmente” o “próxima” son una posición cercana o en una dirección hacia el médico.

65 El acceso a los vasos cerebrales, coronarios y pulmonares implica el uso de una serie de productos comercializados en el mercado y pasos de procedimiento convencionales. Los productos de acceso, tales como los alambres guía, los catéteres

guía, los catéteres angiográficos y los microcatéteres, se describen en cualquier otro sitio y se utilizan regularmente en los procedimientos de laboratorio con catéteres. En las descripciones siguientes se supone que estos productos y métodos se emplean junto con el dispositivo y métodos de esta descripción y no se necesita describirlos en detalle.

- 5 La siguiente descripción detallada es meramente ilustrativa y no pretende limitar la invención ni la aplicación y los usos de la invención. Aunque la descripción de la invención se sitúa en el contexto del tratamiento de las arterias intracraneales, la invención también puede utilizarse en otros conductos corporales, como se ha descrito anteriormente.

10 Haciendo referencia ahora a la **figura 1a**, se muestra una de las realizaciones preferidas del dispositivo 1 para la extracción de coágulos. El dispositivo 1 para la extracción de coágulos tiene un vástago alargado 9 que tiene un extremo distal que se extiende hacia el interior de la arteria y un extremo proximal que se extiende hacia el exterior de la arteria, una parte de enganche de coágulo configurada en el extremo distal del vástago alargado 9, que tiene una cesta 2 de enganche, un miembro tubular interior 5 para facilitar la restauración del flujo sanguíneo a través del coágulo inmediatamente después de que el dispositivo 1 para la extracción de coágulos se haya desplegado en un sitio obstructivo y un miembro exterior 8 que comprende secciones 16 de estructura base y una pluralidad de bocas 4 de entrada y que definen un espacio 15 de recepción, y una red 3 de captura distal unida a un vástago 10 de red de captura distal mediante un puntal 17 de conexión en un extremo distal, mientras que el extremo proximal se extiende hacia el exterior de la arteria. La red 3 de captura distal tiene una red 7 montada en un marco 6. En una realización, la red 3 de captura distal y la parte 2 de enganche de coágulo se fabrican a partir de un material con memoria de forma, preferiblemente nitinol, y pueden autoampliarse desde una configuración plegada a una configuración ampliada. El vástago 10 de red de captura distal atraviesa el vástago alargado 9 para permitir al médico controlar y mover manualmente la red 3 de captura distal y la cesta 2 de enganche de forma independiente utilizando un mango 11, que puede separarse de estos vástagos. El vástago 14 de red de captura proximal tiene una zona 13 de conexión a la que se puede conectar una extensión 12 de vástago para facilitar el movimiento y el intercambio de la cesta de enganche y/o los microcatéteres u otros dispositivos. En otra realización, los vástagos 14 y 12 se conectan en la zona 13 de conexión mediante una conexión desmontable que puede separarse para acortar el vástago de red de captura si no se desean intercambiar dispositivos.

La cesta alargada 2 comprende una configuración plegada para el suministro y una configuración ampliada para el enganche y la extracción del coágulo. El miembro exterior 8 de la cesta alargada 2 se puede modelar de diversas maneras, como se muestra en otras figuras de este documento, y puede tener una variedad de características de agarre de coágulo, algunas de las cuales se muestran en las figuras 22a-d, y puede articularse para permitir que mantenga su forma ampliada en condiciones de tortuosidad, y se puede configurar de modo que el usuario pueda controlar su ampliación.

La ampliación de la cesta alargada 2 provoca compresión y/o el desplazamiento del coágulo 22 durante la ampliación. Cuando un cuerpo ampliable proporciona una estructura base excelente, el coágulo 22 se comprime. Cuando un cuerpo ampliable proporciona un trayecto de escape o abertura, el cuerpo en ampliación empujará el coágulo 22 hacia la abertura. Sin embargo, si el cuerpo expandible solo proporciona una estructura modesta, el coágulo se desplazará, pero dado que el coágulo tiene muchos grados de libertad, puede moverse en una variedad de direcciones diferentes y, por lo tanto, no puede controlarse. Al proporcionar un cuerpo ampliable tubular en donde la longitud del cuerpo ampliable tubular sea sustancialmente tan larga como la longitud del coágulo oclusivo 22 o más larga, se eliminan muchos de los grados de libertad de movimiento disponibles para el coágulo 22. Cuando se proporcionan aberturas 4 de entrada en el cuerpo ampliable 8, estas entradas 4 proporcionan la libertad de movimiento primario disponible para el coágulo 22 y, por lo tanto, la ampliación del cuerpo ampliable 8 empuja el coágulo 22 hacia el espacio 15 de recepción. La cesta alargada 2 tiene múltiples bocas 4 de entrada para recibir el coágulo 22. De esta manera, las bocas 4 de entrada permiten que partes del coágulo 22 entren en el espacio 15 de recepción de la cesta alargada 2 y, por lo tanto, permiten extraer el coágulo 22 sin comprimirlo excesivamente. Esto es ventajoso porque los inventores han descubierto que la compresión del coágulo hace que se deshidrate, lo que a su vez aumenta las propiedades de fricción del coágulo, y aumenta su rigidez, todo lo cual hace que el coágulo sea más difícil de desenganchar y retirar del vaso. Esta compresión se puede evitar si el coágulo migra hacia dentro a través de la pared de la cesta 2, mientras que la estructura porosa de la cesta migra hacia fuera, hacia la pared del vaso.

Las bocas 4 de entrada proporcionan el beneficio adicional de permitir que la cesta 2, cuando está retraída, aplique una fuerza al coágulo en una dirección sustancialmente paralela a la dirección en la que se ha de tirar el coágulo del vaso (es decir, sustancialmente paralela al eje central del vaso). Esto significa que la fuerza radial exterior aplicada a la vasculatura puede mantenerse al mínimo, lo que a su vez significa que la acción del dispositivo 1 para la extracción de coágulos sobre el coágulo 22 no sirve para aumentar la fuerza requerida para desprender el coágulo 22 del vaso, protegiendo de este modo los delicados vasos cerebrales de las fuerzas radiales y de tracción dañinas.

El miembro tubular interior 5 comprende una configuración plegada para el suministro y una configuración ampliada para la restauración del flujo y la protección contra la fragmentación. En una realización, el miembro tubular interior 5 tiene una estructura tubular trenzada que se conecta al vástago 9 en su extremo proximal y se conecta al miembro exterior 8 de la cesta alargada 2 en su extremo distal. En otras realizaciones, puede comprender una estructura tricotada, una membrana permeable, una pared metálica porosa o un tubo cortado con láser, y puede incorporarse a la cesta alargada de diversas maneras, como se muestra en las figuras siguientes. El tubo interior 5 puede comprender una estructura metálica elástica o superelástica con memoria de forma y puede comprender además una superficie pulida, tal como una superficie electropulida. El miembro tubular interior 5 se configura para proporcionar un lumen de flujo a través del dispositivo 1 para facilitar la restauración inmediata del flujo sanguíneo más allá del coágulo 22 tras el despliegue. En una realización, el tubo

interior 5 se configura para que sirva de estructura base para el lumen de flujo a través del coágulo 22 para evitar la liberación de fragmentos que, de otro modo, podrían alojarse en la vasculatura distal, y el tubo interior 5 puede agarrar el coágulo para ayudar en su extracción. En otras realizaciones, el tubo interior 5 se puede configurar para que el usuario lo accione de modo que el usuario pueda aplicar una fuerza de ampliación que ayude a abrir un lumen de flujo. Esta fuerza de ampliación también puede servir para fijar firmemente la cesta alargada 2 en el coágulo 22.

El marco 6 de la red 3 de captura puede ser un miembro de nitinol autoampliable, que comprende varios elementos de puntal conectados. La red 7 puede tener una construcción trenzada, tricotada u otra construcción fibrosa y comprender una o más fibras de monofilamento o multifilamento, que se pueden fabricar a partir de una gama de materiales preferiblemente de alta resistencia. Los materiales poliméricos adecuados incluyen PEN, PET, UHMWPE, LCP y aramida. Los materiales metálicos adecuados incluyen nitinol, SS, MP35N y tungsteno. Una ventaja del uso de fibras de nitinol es que la red formada se puede fijar con calor para recordar una forma ampliada, con la ventaja de que el marco 6 puede tener un perfil extremadamente bajo y una fuerza radial baja, ya que requerirá una fuerza radial mínima para desenrollar la red 7 y ampliar su boca al desplegarse. Estas fibras pueden unirse a los elementos de puntal en uniones definidas, que pueden comprender orificios, ojales, ondulaciones, cavidades o salientes, similares a las ilustradas para la cesta alargada en las figuras 24 y 25.

En esta y otras realizaciones, la red de captura puede adoptar una variedad de formas, muchas de las cuales se muestran en las figuras 31a-e. Se puede unir a un vástago independiente, como se muestra, se puede unir directamente al miembro exterior 8 o al miembro tubular interior 5 de la cesta alargada 2, o a la sección distal del vástago 9 de dispositivo. Se puede unir a la cesta alargada 2 o al vástago distal de forma deslizable o mediante un atadura flexible. Incluso puede estar integrada con la cesta alargada 2, tal como se muestra en la figura 27, o puede estar integrada pero ser desmontable, como se muestra en la figura 28.

La **figura 1b** muestra una sección transversal de una realización del vástago distal 9 del dispositivo 1 mostrado en la figura 1a. El vástago exterior 18 es un miembro tubular con un revestimiento interior 19, a través del cual pasa el vástago 10 de la red de captura. El vástago exterior 18 puede ser un tubo metálico ranurado, o un tubo de alambre enrollado o un tubo de polímero, o un tubo de polímero con refuerzo trenzado, o un conjunto de cualquiera de estos. El revestimiento interior 19 puede comprender un material de baja fricción, tal como PTFE, PE o FEP, y puede ser un compuesto de más de un material para facilitar la inserción de un material de baja resistencia y baja fricción en un lumen largo y estrecho. En una realización preferida, el vástago exterior 18 es un hipotubo con una sección ranurada distal mecanizada con láser helicoidal y el revestimiento 19 es un tubo de poliimida con un lumen interior de PTFE, y el vástago 10 de la red de captura es un alambre de nitinol con una capa exterior de PTFE para facilitar su movimiento a través de la unidad de vástago.

En las **figuras 2a-2f** se representa el uso de un dispositivo 26 para la extracción de coágulos con cesta de stent intracraneal para extraer un coágulo obstructivo 22 de una arteria intracraneal 21. Se insertan un alambre guía 23 y un microcatéter 24 en la arteria y se hacen avanzar a través del coágulo obstructivo 22, que está alojado en la bifurcación 34, utilizando cualquier técnica conocida convencionalmente. Se retira el alambre guía 23 del microcatéter 24 para permitir que el dispositivo 26 para la extracción de coágulos avance a través del microcatéter en una configuración plegada hasta que la red 27 de captura distal llegue al extremo distal del coágulo 22. Se retrae el microcatéter 24 para desplegar el dispositivo 26 para la extracción de coágulos sobre el coágulo 22 de manera que la red 27 de captura distal se coloca en el extremo distal del coágulo 22 y la parte de enganche de coágulo del dispositivo 26 para la extracción de coágulos se coloca a través del coágulo 22. Las secciones 35 de estructura base ejercen una fuerza suave hacia fuera para empujar el coágulo 22 hacia las bocas 32 de entrada, al tiempo que proporcionan una área de superficie suficiente para mantener la integridad del coágulo y evitar su disección. El miembro tubular interior 29 preserva el lumen de flujo sanguíneo y restaura inmediatamente el flujo sanguíneo a través del dispositivo 26 para la extracción de coágulos y del coágulo 22. Se retrae el vástago alargado 30 manualmente para mover la cesta 28 de enganche y el coágulo capturado proximalmente, dejando la red 27 de captura distal en la posición original. Antes de retirar la cesta alargada 28 y el coágulo 22 hacia el catéter guía 25, la red 27 de captura distal se retrae proximalmente para proteger una porción más grande de la vasculatura distal contra la embolia durante el uso procedimental del dispositivo 26 para la extracción de coágulos. La red 27 de captura distal se amplía para colocarse en aposición con las paredes de la arteria proximal más grande y atrapar cualquier fragmento 33 que pueda liberarse mientras el coágulo se retrae hacia el catéter guía 25. A continuación, se retira finalmente el dispositivo 26 para la extracción de coágulos a través del catéter guía 25 junto con el coágulo 22 y cualquier fragmento 33 que haya capturado. Un método de uso alternativo pero similar implica retraer la cesta alargada 28 y la red 27 de captura distal juntas a través de la vasculatura, en lugar de retraer la red de captura de forma independiente.

Los inventores han descubierto que los coágulos oclusivos son cuerpos tridimensionales altamente móviles in vivo y que, bajo la influencia de una fuerza aplicada, el coágulo cambiará de forma, se deformará y/o migrará (sin un cambio de volumen significativo) en lugar de deshidratarse bajo la influencia de la fuerza aplicada. La energía requerida para deshidratar el coágulo es en muchas situaciones mayor que la energía requerida para cambiar la forma del coágulo. Este descubrimiento ha permitido a los inventores definir una serie de nuevas estrategias para capturar y extraer los coágulos oclusivos en los vasos humanos.

Se apreciará que un dispositivo tubular expansible con suficiente fuerza radial (como un stent) que pase de un estado plegado de diámetro pequeño a un estado expandido de diámetro mayor mientras se coloca a lo largo de una parte sustancial o toda la longitud del coágulo provocará la compresión y deshidratación del coágulo.

Sin embargo, la cesta de stent actual describe un dispositivo con un elemento tubular ampliable poroso, donde el elemento tubular ampliable comprende una pared exterior que comprende una pluralidad de regiones de estructura base que se configuran para sujetar el coágulo contra la pared del vaso a medida que el elemento tubular ampliable se amplía hacia fuera. En una realización, las regiones de estructura base se separan entre sí. En otra realización, las regiones de estructura base se conectan entre sí para formar una superficie de estructura base continua. El elemento tubular ampliable comprende aberturas de entrada en la pared y estas aberturas de entrada comprenden regiones sustancialmente sin estructura base. Las aberturas de entrada pueden estar intercaladas entre regiones de estructura base o las aberturas de entrada pueden estar sustancialmente rodeadas por una pluralidad continua de regiones de estructura base.

Las regiones de estructura base se configuran para proporcionar suficiente fuerza radial y de soporte para comprimir un coágulo constreñido durante la ampliación desde un estado de suministro plegado a un estado al menos parcialmente ampliado. Por otro lado, las aberturas de entrada se configuran de tal modo que tengan poco o ninguna estructura base en el área de entrada, de modo que el coágulo directamente sobre la abertura de entrada y el coágulo de la región de estructura base adyacente pueden fluir, deformarse o migrar a través de la abertura de entrada. La capacidad de empujar el coágulo desde la región de estructura base para que fluya, se deforme o migre a través de la abertura de entrada reduce en gran medida el volumen del coágulo en la región de estructura base y esto tiene el efecto de reducir en gran medida el grado en el que se comprime el coágulo.

Preferiblemente, el dispositivo se configura de tal modo que, durante la ampliación de la cesta de stent, la energía requerida para hacer que al menos parte del coágulo que se encuentra radialmente hacia fuera de una región de estructura base fluya, se deforme o migre hacia o a través de una entrada adyacente es menor que la energía necesaria para comprimir (y deshidratar) el coágulo en un grado significativo.

Preferiblemente, el dispositivo se configura de tal modo que, durante la ampliación del dispositivo en un coágulo oclusivo, al menos parte del coágulo intercalado entre una región de estructura base y la pared del vaso se empuje hacia o dentro de una abertura de entrada adyacente.

Preferiblemente, el dispositivo de cesta de stent se configura de tal modo que, durante la ampliación del dispositivo en un coágulo oclusivo, sustancialmente todo el coágulo que se encuentra en la abertura de entrada pase a través de la abertura de entrada a medida que la cesta de stent ampliable se amplía.

Preferiblemente, el tamaño y el área relativos de las regiones de estructura base y las aberturas de entrada son tales que la cesta de stent puede ampliarse hasta un diámetro completamente ampliado que está entre 2 y 18 veces el diámetro plegado de la cesta de stent.

Las figuras 3a, 3b, 4 y 5 ilustran tres construcciones generales del dispositivo, pudiendo dichas construcciones aplicarse a todas las descripciones más detalladas proporcionadas en otra parte de este documento.

La **figura 3a** representa un dispositivo 51 para la extracción de coágulos con un vástago alargado 55 que tiene un extremo distal que se extiende hacia el interior de la arteria y un extremo proximal que se extiende hacia el exterior de la arteria, una cesta 52 de enganche configurada en el extremo distal del vástago alargado 55 para atrapar y enganchar el coágulo sin ejercer una fuerza de compresión excesiva sobre el coágulo, y una red 53 de captura distal unida a un vástago 54 de red de captura en un extremo distal, mientras que el extremo proximal se extiende fuera de la arteria. El vástago 54 de captura distal atraviesa el vástago alargado 55 para permitir al médico controlar y mover manualmente la red 53 de captura distal y la cesta 52 de enganche de forma independiente. En otras realizaciones, la cesta alargada, la red de captura y el eje pueden adoptar cualquiera de las formas descritas en las otras figuras de este documento, el vástago 54 de captura puede unirse de manera fija al vástago alargado 55 o la red de captura puede unirse directamente a la cesta alargada.

La **figura 3b** muestra una vista desarrollada de la cesta 52 de enganche de la figura 3a, que comprende un segmento proximal 60 que se conecta en su extremo proximal al brazo conector 65 y en su extremo distal al segmento medio 61, estando dicho segmento medio conectado a un segmento distal 62 en el punto 64 de articulación. Cada segmento comprende una red de puntales y coronas, incluidas las coronas terminales 63, que no se conectan directamente al segmento distal. Se observará que en el extremo distal de cada segmento, el número de coronas terminales 63 es mayor que el número de coronas conectadas 66.

La **figura 4** ilustra el dispositivo tipo cesta de stent 71 para la extracción de coágulos que tiene un vástago alargado 55 que tiene un extremo distal que se extiende hacia el interior de la arteria y un extremo proximal que se extiende hacia el exterior de la arteria, una cesta 52 de enganche que comprende múltiples segmentos 74, configurada en el extremo distal del vástago alargado 55 para atrapar y enganchar el coágulo sin ejercer una fuerza de compresión excesiva sobre el coágulo, un miembro tubular interior 73 para facilitar la restauración del flujo sanguíneo a través del coágulo y evitar la fragmentación a través del lumen interior, y una red 72 de captura distal unida al miembro tubular interior 73. El tubo interior 73 comprende una estructura tubular porosa y se configura para que se amplíe cuando no está restringido y la fuerza de ampliación es tal que crea al menos un lumen de flujo parcial a través del coágulo después del despliegue y antes del desprendimiento del coágulo. El tubo interior 73 puede ser de tela o de estructura tubular y puede ser polimérico o metálico. Preferiblemente, el tubo interior 73 es un tubo superelástico o con memoria de forma. Los poros del tubo 73 se dimensionan de modo que permitan que la sangre fluya a través de la pared del tubo, pero impidan el paso de fragmentos de coágulos que pueden

liberarse durante el procedimiento. En una realización, el extremo distal del tubo interior 73 es cónico. En un ejemplo, el extremo distal del tubo interior 73 se estrecha hacia fuera y el extremo cónico define un extremo cerrado de la cesta 52 de stent. La red 72 de captura distal se configura para capturar fragmentos que puedan liberarse durante los pasos de ampliación de dispositivo en el coágulo, desprendimiento del coágulo del segmento de vaso, extracción del coágulo a través de la vasculatura o extracción del coágulo hacia el lumen de un catéter de extracción o catéter guía. En otras realizaciones, la cesta de enganche, el miembro tubular interior, la red de captura y el vástago pueden adoptar cualquiera de las formas descritas en las otras figuras de este documento; la red 72 de captura puede ser una parte integrante del miembro tubular interior 73 y puede terminar adyacente al extremo distal de la cesta 52 de enganche o puede estar separada de la cesta de enganche y unirse a la cesta 52 de enganche o al vástago 55.

La **figura 5** ilustra otra realización ligeramente diferente de un dispositivo 75 para la extracción de coágulos basado en una plataforma de stent intracraneal. El dispositivo 75 para la extracción de coágulos tiene un vástago alargado 55 que tiene un extremo distal que se extiende hacia el interior de la arteria y un extremo proximal que se extiende hacia el exterior de la arteria, y una cesta 52 de enganche configurada en el extremo distal del vástago alargado 55 para atrapar y enganchar el coágulo sin ejercer una fuerza de compresión excesiva sobre el coágulo. En otras realizaciones, la cesta de enganche y el vástago pueden adoptar cualquiera de las formas descritas en las otras figuras de este documento. En otra realización, los segmentos 74 comprenden una pluralidad de segmentos tubulares cerrados, donde los puntales que forman los segmentos definen una estructura cilíndrica cerrada. En otra realización, los segmentos 74 comprenden una pluralidad de segmentos tubulares abiertos, donde los puntales que forman los segmentos definen una estructura cilíndrica, pero la estructura cilíndrica no está cerrada. En una variante, la estructura cilíndrica abierta de los segmentos comprende una estructura en forma de C. En una variante, la estructura cilíndrica abierta comprende un reborde longitudinal. En otra variante, la estructura cilíndrica de los segmentos 74 comprende un par de rebordes que se extienden longitudinalmente. La extensión longitudinal de los rebordes puede comprender una extensión lineal, o una extensión en espiral o la extensión longitudinal puede tener un componente circunferencial. El par de rebordes pueden estar separados entre sí. El par de rebordes pueden definir una brecha en la estructura cilíndrica del segmento 74. El par de rebordes pueden superponerse. En otra realización, el dispositivo puede comprender una pluralidad de segmentos 74 en donde algunos de los segmentos comprenden una estructura cilíndrica cerrada y otros comprenden una estructura cilíndrica abierta.

En las figuras 6 a 12 inclusive se muestra una variedad de realizaciones de las cestas alargadas. Cada uno de estos dispositivos comprende una configuración plegada para el suministro y una configuración ampliada para el enganche y retracción de coágulo, y pueden estar hechos de una variedad de materiales, pero preferiblemente de un material metálico y, con máxima preferencia, de nitinol. Generalmente, se autoamplían hasta su diámetro completamente ampliado, pero en algunas realizaciones se pueden accionar para lograr una ampliación total, y en otras realizaciones pueden ser autoampliables y autoaccionables. Estas figuras describen formas y construcciones generales y están destinadas a aplicarse a todas las cestas alargadas, cestas de stent o cuerpos ampliables descritos en otra parte de esta descripción, de modo que no es necesario repetir estos detalles a lo largo de este documento.

La **figura 6** muestra una cesta 81 de enganche conectada excéntricamente a un vástago 84 en una unión proximal 85. La cesta 81 de enganche comprende múltiples puntales 82 configurados para proporcionar regiones de estructura base 87 para coágulo y una pluralidad de bocas 83 de entrada. Las regiones de estructura base se configuran para ejercer una fuerza radial suave hacia fuera sobre el coágulo en el que se despliega el dispositivo, de modo que el coágulo se empuja hacia las regiones de boca de entrada sin estructura base. Las regiones de estructura base comprenden un área de superficie efectiva mayor que la de la superficie de contacto de los puntales que definen la región de estructura base y, por lo tanto, pueden obligar de manera efectiva a porciones del coágulo a migrar a través de las bocas de entrada al espacio 86 de recepción interno sin someter el coágulo a una presión focal suficiente para diseccionar o fragmentar el coágulo. De esta manera, se puede mantener la cohesión inherente del coágulo, lo que es particularmente beneficioso para retirar los coágulos de las bifurcaciones o trifurcaciones, y para evitar la fragmentación y la consiguiente embolia distal. Las características 88 de enganche de coágulo pueden estar presentes en algunos o todos los puntales 82. Dichas características pueden ser salientes en la superficie orientada proximalmente de un puntal cortado con láser, o se pueden configurar de otras maneras, tal como se describe con más detalle en relación con las figuras 22 y 23. Estas características son particularmente eficaces cuando se utilizan junto con los diseños de boca de entrada porque las bocas de entrada permiten que el coágulo se proyecte significativamente hacia el espacio de recepción, de tal modo que la superficie orientada proximalmente de un puntal en el perímetro distal de una boca de entrada queda sustancialmente encapsulada por el coágulo. Esto permite que dicho puntal ejerza una fuerza de retracción sobre el coágulo en una dirección sustancialmente paralela a la dirección en la que se ha de retraer el coágulo, es decir, una dirección sustancialmente paralela al eje central del vaso.

La **figura 7** representa un dispositivo para la extracción de coágulos que es una realización diferente del dispositivo para la extracción de coágulos ilustrado en la figura 6. El dispositivo para la extracción de coágulos tiene un vástago 84 y una cesta 91 de enganche conectada de forma sustancialmente concéntrica al vástago 84 en una unión proximal 85. La cesta 91 de enganche tiene una pluralidad de bocas 83 de entrada y un espacio 86 de recepción para atrapar y enganchar el coágulo sin ejercer una fuerza de compresión excesiva sobre el coágulo y una pluralidad de puntales para asegurar y retener el coágulo mientras se extrae de la arteria.

La **figura 8** representa otra realización de un dispositivo para la extracción de coágulos algo similar al mostrado en la figura 6. El dispositivo para la extracción de coágulos tiene un vástago 84 y una cesta 101 de enganche conectada excéntricamente

al vástago 84 en una unión proximal 85. La cesta 101 de enganche comprende uno o más puntales 102 de alambre configurados en una forma generalmente cónica distalmente y se fabrica a partir de alambre de nitinol.

La **figura 9** representa otra realización que es una realización diferente del dispositivo para la extracción de coágulos ilustrado en la figura 8. El dispositivo para la extracción de coágulos tiene un vástago 84 y una cesta 111 de enganche conectada de forma sustancialmente concéntrica al vástago 84 en una unión proximal 85. La cesta 111 de enganche comprende uno o más puntales 112 de alambre configurados en una forma generalmente cónica proximalmente y se fabrica a partir de alambre de nitinol.

La **figura 10** muestra otra realización de una cesta de enganche. La cesta 151 de enganche tiene una costura 152 que se extiende axialmente a lo largo de su longitud y una pluralidad de puntales 153.

En la **figura 11**, la cesta 161 de enganche tiene dos costuras axiales 162 que se extienden parcialmente a lo largo de su longitud y una pluralidad de puntales 163.

La **figura 12** ilustra otra variante de la cesta 171 de enganche que tiene una costura 172 que se extiende en espiral alrededor de su circunferencia y una pluralidad de puntales 173. Las costuras pueden separarse entre sí (como se muestra) o pueden superponerse (no se muestra) en el estado plegado o en el estado ampliado. Las costuras parciales o totales de este tipo se pueden aplicar a cualquiera de los diseños de cesta de enganche descritos en otra parte de este documento.

Las **figuras 13a, b, c, d** representan un dispositivo convencional tipo stent para la extracción de coágulos, como se describe en la técnica, e ilustran la manera en la que retiene y comprime el coágulo y la manera en que su forma se ve afectada cuando se coloca en una curva bajo tensión.

La **figura 13a** muestra una vista isométrica del dispositivo tipo stent 201 para la extracción de coágulos.

La **figura 13b** muestra una vista desarrollada del dispositivo tipo stent 201 para la extracción de coágulos, que ilustra la manera como comprende una serie de celdas 212 creadas por puntales 211 cuyos extremos proximal y distal se conectan a puntales vecinos, excepto en el extremo distal del dispositivo, creando una matriz de celdas cerradas, que pueden contener o no una costura.

La **figura 13c** muestra una vista lateral del dispositivo tipo stent 201 para la extracción de coágulos desplegado a través de un coágulo 222 en un vaso sanguíneo 221, que ilustra la manera como comprime el coágulo contra la pared del vaso y no tiene una migración significativa del coágulo a través de las celdas del dispositivo tipo stent para la extracción de coágulos. El dispositivo tipo stent para la extracción de coágulos aplica una fuerza radial 225 hacia fuera para agarrar el coágulo. Sin embargo, se debe tirar del coágulo a través del vaso en una dirección en ángulo recto con esta fuerza, por lo que se necesitará una fuerza radial alta para proporcionar una fuerza de agarre adecuada. La fuerza de tracción aplicada por el usuario da como resultado que se aplique una fuerza 223 al extremo proximal del dispositivo tipo stent para la extracción de coágulos, lo que a su vez da como resultado que se aplique una fuerza 224 al coágulo y que se aplique una fuerza 226 de tracción al vaso. La fuerza 224 debe ser lo suficientemente alta como para superar la fricción y la adhesión entre el coágulo y el vaso, pero la fuerza 224 solo se puede aumentar aumentando la fuerza radial 225 o la fuerza aplicada 223, las cuales pueden dar como resultado fuerzas potencialmente dañinas en el vaso. También es probable que la fuerza radial 225 provoque la compresión del coágulo, lo que según han descubierto los inventores provoca la deshidratación del coágulo y aumenta su coeficiente de fricción, haciéndolo aún más difícil de retirar.

La **figura 13d** muestra una vista lateral del dispositivo tipo stent 201 para la extracción de coágulos que se retrae a través de un vaso sanguíneo tortuoso 231, ilustrando la manera como pierde su forma y se pliega en diámetro en la región 232, lo que le dificulta retener su agarre sobre cualquier coágulo capturado. Esto se debe a que cuando dispositivo tipo stent para la extracción de coágulos se retrae sus puntales se ponen en tensión. Esta tensión se debe a la fricción entre el dispositivo y el vaso sanguíneo, y aumenta si se aplica una carga adicional, tal como la proporcionada por un coágulo. En una curva, los puntales en el exterior de la curva están sujetos a mayor tensión que aquellos en el interior. Para lograr el estado de energía más bajo posible, la superficie exterior del stent se mueve hacia la superficie interior de la curva, lo que reduce la tensión en los puntales, pero también reduce el diámetro ampliado del dispositivo tipo stent para la extracción de coágulos.

Los problemas descritos anteriormente se abordan mediante la cesta 251 de enganche que se muestra en la **figura 14a**. La cesta 251 de enganche comprende una pluralidad de segmentos tipo stent, cada uno de los cuales comprende un extremo proximal 254 que se estrecha distalmente, una sección 255 de cuerpo, un extremo distal 256 y un espacio 257 de recepción. El segmento 252 de stent proximal se conecta en su extremo proximal a un vástago alargado 258 que se extiende hacia el exterior del paciente, y en su extremo distal a un segmento adyacente.

La **figura 14b** muestra una vista desarrollada de la cesta 251 de enganche de la figura 14a. Cada segmento comprende una pluralidad de puntales 261, coronas 265 de unión y coronas terminales 264, con segmentos adyacentes conectados en los puntos 262 de conexión y los espacios entre los segmentos que definen las bocas 263 de entrada.

La **figura 14c** muestra la cesta 251 de enganche cuando se despliega a través del coágulo 272 en una arteria 271, los puntales 261 migran hacia la pared arterial, lo que permite que el coágulo 272 migre a través de las bocas 263 de entrada

descritas anteriormente hacia el espacio 257 de recepción de la cesta 251 de enganche. Los puntales 261 ejercen una fuerza de compresión mínima sobre el coágulo 272, lo que minimiza la cantidad de deshidratación del coágulo inducida y, por lo tanto, minimiza cualquier aumento en el coeficiente de fricción del coágulo. Los puntales 261 se incrustan dentro del coágulo 272 y actúan sobre el coágulo 272 en una dirección sustancialmente alineada con el eje de la cesta 251 de enganche cuando se retrae de la arteria 271. De esta manera, la cesta 251 de enganche no depende de la fuerza radial 275 para mantener su agarre sobre el coágulo 272 y el coágulo 272 se puede retirar de la arteria 271 con una fuerza baja 274, lo que significa que las fuerzas 273 que deben ejercerse sobre el dispositivo para la extracción de coágulos y las fuerzas 276 resultantes ejercidas sobre la vasculatura también son bajas, lo que da como resultado un procedimiento más atraumático y de menor fuerza que en el caso del diseño del dispositivo tipo stent para la extracción de coágulos descrito en la figura 13.

La **figura 14d** ilustra la manera como la cesta 251 de enganche puede retener de manera efectiva su forma cuando se coloca en una arteria tortuosa 281 con un eje central 283 y un radio de curvatura 282, porque los puntales 261 no se conectan de manera continua a lo largo de la longitud de la cesta 251 de enganche. Las coronas terminales 264 sirven para romper la continuidad de los puntales 261 y evitar que los puntales 261 se pongan en una tensión significativa cuando se retraen a través de la arteria tortuosa 281.

Las **figuras 15a-15b** muestran una cesta 301 de enganche que es una realización ligeramente diferente de la cesta 251 de enganche mostrada en las figuras 14-14d. La cesta 301 de enganche tiene una pluralidad de puntales que tienen extremos distales conectados a coronas, excepto a las coronas terminales 303, lo que da como resultado una pluralidad de puntos 302 de articulación y bocas 304 de entrada abiertas. Algunos o todos los puntales pueden tener una pluralidad de características 306 de enganche de coágulo y las coronas orientadas más distalmente pueden tener una lengüeta distal 305.

La **figura 16** muestra una cesta de enganche ligeramente diferente con un número reducido de celdas alrededor de su circunferencia, que tiene puntos 332 de articulación y bocas 333 de entrada abiertas similares de la cesta 331 de enganche.

En la **figura 17** se muestra otra realización diferente de una cesta 351 de enganche. La cesta 351 de enganche tiene una pluralidad de segmentos distintos hechos de una pluralidad de puntales 355 que tienen extremos distales conectados a coronas, excepto a las coronas terminales 354. Cada segmento se une a un vástago 352 de cesta en un collar 353 proximal de segmento y migra hacia la pared arterial, lo que permite que el coágulo migre hacia la cesta 351 de enganche. Los segmentos discretos cortos de este diseño proporcionan una excelente flexibilidad tanto en el estado comprimido para el suministro a través de un microcatéter como en el estado expandido para la retracción a través de la vasculatura. La discontinuidad entre los segmentos también permite que la cesta mantenga su forma en las curvas de una manera similar a la mostrada en la figura 14d. Como ocurre con todas las cestas de enganche mostradas, este diseño también puede comprender un miembro tubular interior y/o una red de captura.

La **figura 18** muestra otra cesta alargada 371 que comprende una pluralidad de elementos 375 de anillo plegados conectados entre sí en los puntos 373 de intersección y, mediante brazos 372 de conexión en el collar 376, a un vástago alargado que se extiende hacia el exterior del paciente. El punto más distal de cada anillo 375 no se conecta a un anillo adyacente y, por lo tanto, no transmite ninguna carga o distorsión aplicada a un anillo vecino, lo que se combina con la acción articuladora de los puntos 373 de conexión para ayudar a mantener una forma ampliada y mantener un agarre firme del coágulo capturado cuando se retrae a través de la tortuosidad vascular. En otra realización similar, los elementos de anillo adyacentes se pueden conectar mediante pares de elementos de puntal axiales.

La **figura 19** muestra otra configuración diferente de los puntos 393 de articulación escalonados de la cesta 391 de enganche. La cesta 391 de enganche tiene brazos proximales 392 unidos a un collar proximal 396, una pluralidad de puntales conectados a las coronas, excepto a las coronas terminales 395, lo que da como resultado una pluralidad de puntos 393 de articulación escalonados y bocas 394 de entrada abiertas. Cada punto de articulación 393 está a 90 grados con respecto al siguiente. El collar proximal 395 se monta en un vástago 397 de dispositivo.

La **figura 20a** muestra un diseño mediante el cual una cesta 414 de enganche puede unirse a un vástago proximal para permitir que la cesta gire con respecto al vástago, de modo que pueda utilizar sus características de articulación y adaptarse a las curvas del vaso con una pérdida mínima de forma ampliada. La cesta 414 de enganche puede ser cualquiera de las cestas descritas en esta descripción y se une a un collar proximal 413 montado en un vástago 411. El vástago 411 tiene un tope proximal 412 y un tope distal 415, de tal modo que permite que la cesta 414 de enganche gire y se autoalineé en una orientación preferida en una arteria tortuosa. La **figura 20b** muestra una configuración ligeramente diferente en la que la cesta 424 de enganche, que puede ser cualquiera de las cestas descritas en esta descripción, se une al vástago 421 en el collar 423 mediante un elemento 422 de conexión flexible. El elemento 422 puede ser un elemento metálico o polimérico monofilamento o multifilamento, tal como un alambre de nitinol o un hilo de aramida.

Otra realización preferida de una cesta 451 de enganche se ilustra en las **figuras 21a-21b**. La cesta 451 de enganche tiene una pluralidad de segmentos interiores 454 de menor diámetro que tienen puntales 456 más cortos para crear un lumen 460 de flujo a través del coágulo y facilitar la restauración del flujo sanguíneo inmediatamente después de que la cesta 451 de enganche se haya desplegado sobre el coágulo, y una pluralidad de segmentos exteriores 453 de mayor diámetro que tienen puntales 455 más largos para adaptarse a un amplio rango de tamaños de arterias y permitir que la cesta 451 de enganche retenga el coágulo mientras se retira hacia arterias proximales de diámetro progresivamente mayor. El segmento exterior 453 más proximal se une a un collar proximal montado en un vástago 452 y el segmento exterior más distal se une a una

red 461 de captura. Cada corona distal 458 del segmento exterior 453 se conecta al segmento interior 454 mediante brazos 457 de conexión. El espacio entre el segmento exterior 453 actúa como bocas 462 de entrada para atrapar y enganchar el coágulo sin ejercer una fuerza de compresión excesiva sobre el coágulo. La figura 21b muestra una vista de extremo del dispositivo en el que el coágulo 459 ha migrado entre los segmentos exteriores 453, y está sujetado por los puntales del segmento interior 454 para que no obstruya el lumen 460 de flujo.

Las **figuras 22a-22e** representan características de enganche de coágulo de una cesta 471 de enganche según la invención. La cesta 471 de enganche tiene una pluralidad de puntales 474. Cada puntal 474 tiene una pluralidad de características 474 de enganche de coágulo. La característica 474 de enganche de coágulo puede ser un ojal 475 o una lengüeta 476 o un brazo 477 o combinaciones de los mismos. La corona 479 orientada más distalmente puede tener una característica 473 de agarre del coágulo distal. La figura 22e muestra una configuración ligeramente diferente de las características de enganche de coágulo de la cesta 471 de enganche que tiene una estructura 478 de dos capas. La capa exterior es lisa y atraumática, por lo que puede entrar en contacto de forma segura con la pared arterial, mientras que la capa interior tiene una forma con características 480 de compresión de coágulo para agarrar y sujetar el coágulo. En otra realización, parte o la totalidad del dispositivo para la extracción de coágulos se recubre con un agente adherente a los coágulos, que se configura para unirse a los sitios activos no utilizados en las cadenas de fibrina del coágulo. En otra realización más, la superficie de los puntales se puede texturizar mediante medios de rugosidad, moleteado, flocado o similares para proporcionar un mejor agarre del coágulo. Esta modificación de superficie se puede aplicar a todas las superficies de puntal, pero se aplica preferiblemente a aquellas superficies que no se configuran para entrar en contacto con la pared del vaso.

La orientación preferida de las características de compresión de coágulo mencionadas anteriormente se describe en las figuras 23a-23f.

La **figura 23a** muestra un tubo 501 del que se ha cortado con láser la cesta 502 de enganche. El diámetro del tubo puede ser similar al diámetro completamente ampliado de la cesta de enganche, o de un tamaño similar al perfil de suministro envuelto deseado, o de un tamaño intermedio.

La **figura 23b** muestra una vista isométrica de los puntales 503 de la cesta de enganche ampliada. En una realización, las características 504 de agarre de coágulo sobresalen de las superficies 518 orientadas proximalmente, pero no de la superficie 516 que entra en contacto con el vaso ni de la superficie 517 orientada distalmente.

Las **figuras 23d, e y f** muestran una vista en sección A-A a través del puntal 503 de la figura 23b con cantidades progresivamente mayores de pulido, lo que demuestra la manera como se pueden redondear los bordes 506 mediante una mayor eliminación de material, y se crea una superficie 516 de contacto con el vaso más atraumática. Por lo tanto, el pulido se puede utilizar para eliminar material de los bordes y la superficie y crear una superficie de contacto con el vaso lisa sin afectar significativamente la eficacia de las características de enganche de coágulo.

La **figura 23c** muestra otra vista en sección A-A a través del puntal 503 de la figura 23b, esta vez incluyendo una vista del vaso 511 en el que se amplía. El radio de curvatura R2 (514) de la sección 512 de puntal y la característica 513 de agarre de coágulo es menor que el radio de curvatura R1 (515) del vaso si el diámetro del tubo 501 del que se cortó la cesta de enganche es menor que el diámetro del vaso. Esta diferencia de curvatura ayuda a evitar el contacto entre la característica de agarre de coágulo y la pared del vaso.

Otra realización preferida de una cesta 551 de enganche con un miembro tubular interior 553 se representa en las **figuras 24a-24c**. La cesta 551 de enganche tiene un miembro exterior 552 que tiene una pluralidad de puntales 557 y un tubo trenzado interior 553 que tiene un extremo unido al miembro exterior en una unión proximal 554 y otro extremo unido a los puntales 557 en una unión distal 555. El tubo trenzado interior se fabrica a partir de fibras de nitinol o acero inoxidable u otras fibras metálicas, o podría fabricarse a partir de un polímero de alta resistencia tal como PET, PEN, LCP, aramida o UHMWPE. Las fibras 556 del tubo trenzado interior 553 se unen al miembro exterior 552 a través de ojales 558 en los puntales 557 en la unión distal 555.

Las **figuras 25a-25d** muestran configuraciones ligeramente diferentes de las fibras 573 de unión en la unión distal 555. Los puntales 571 en la unión distal tienen ojales ovalados 572 a través de los cuales se pueden pasar las fibras 573. Alternativamente, los puntales 574, 576, 578 en la unión distal tienen inflexiones 575 o cavidades 577 o protuberancias 579 a través de las cuales se pueden pasar las fibras 573.

Otra realización preferida de una cesta 601 de enganche se muestra en la **figura 26a**. La cesta 601 de enganche tiene un miembro exterior 602 y una pluralidad de redes 603 de captura integradas.

Otra realización preferida de una cesta de enganche se muestra en la **figura 26b**. El dispositivo comprende un miembro alargado 611 conectado a un cuerpo ampliable 612 con una pluralidad de aberturas 613 de entrada y una pluralidad de capas 615 de retención que definen una pluralidad de espacios 614 de recepción. En una realización, las capas de retención comprenden capas de malla y pueden estar trenzadas o tricotadas o formadas a partir de membranas porosas. En otra realización, las capas de retención comprenden elementos de puntal.

La **figura 27** representa otra realización preferida de una cesta 621 de enganche que tiene un miembro exterior 622, un tubo interior 623 y una red 624 de captura integrada.

Otra realización preferida de una cesta 641 de enganche se muestra en las **figuras 28-29**. La cesta 641 de enganche se une a un vástago 645 de cesta y tiene un miembro exterior 642 y una red 643 de captura distal desmontable unida a un vástago 644 de red de captura distal. La red 643 de captura distal desmontable se une al puntal 663 de miembro exterior y tiene una red 661 de captura, un marco 662 de red de captura y lengüetas 664, 665 de enganche. Por lo tanto, la red de captura y su marco forman parte integral de la cesta de enganche y pueden utilizarse como tales si lo desea el usuario. Si el espacio de estacionamiento en el extremo distal del coágulo es suficiente, la red 643 de captura puede dejarse en el extremo distal del coágulo para capturar cualquier fragmento liberado mientras el miembro exterior 642 se retrae con el coágulo.

En la **figura 30** se muestra otra realización preferida de un dispositivo 681 para la extracción de coágulos basado en una plataforma de stent intracraneal. El dispositivo 681 para la extracción de coágulos tiene un vástago alargado 689 que tiene un extremo distal que se extiende hacia el interior de la arteria y un extremo proximal que se extiende hacia el exterior de la arteria, una cesta 682 de enganche configurada en el extremo distal del vástago alargado 689 que tiene un miembro exterior 684 y un miembro tubular trenzado interior 685 que tiene una parte proximal conectada al miembro exterior 684 en una unión proximal 690, y una red 683 de captura distal unida a un vástago 688 de red de captura distal en un extremo distal, mientras que el extremo proximal se extiende hacia el exterior de la arteria. La red 683 de captura distal tiene una red 686 de captura montada en el marco 687. El vástago 688 de red de captura distal se extiende a través del vástago alargado 689 para permitir al médico controlar y mover manualmente la red 683 de captura distal y la cesta 682 de enganche de forma independiente.

El miembro exterior puede ser un miembro de nitinol cortado con láser y se puede configurar como se muestra en cualquiera de las otras figuras de la presente memoria, y puede tener regiones de fuerza radial adaptadas, tal como se describe en las figuras 47, 48 o 49.

Las **figuras 31a-31e** ilustran varios diseños para redes 702, 704, 706, 708 y 710 de captura distales y marcos 701, 703, 705, 707 y 709 que podrían utilizarse en lugar de las redes de captura independientes. Las redes pueden estar tricotadas o trenzadas a partir de muchas fibras metálicas o poliméricas monofilamento o multifilamentos, pero preferiblemente se fabrican a partir de fibras de SS, MP35N, nitinol, tungsteno, PEN, PET, UHMWPE, LCP o aramida. Estas fibras se pueden unir a los marcos de red de captura en una pluralidad de puntos 711 de unión, y dichos puntos de unión pueden comprender cualquiera de los diseños descritos en las figuras 24 y 25. Los marcos son preferiblemente autoampliables y se fabrican preferiblemente a partir de un material superelástico o con memoria de forma, tal como el nitinol, de modo que pueden ampliarse desde una configuración de suministro comprimida hasta colocarse en aposición con la pared de una amplia gama de tamaños de vasos.

Otra realización preferida de un dispositivo para la extracción de coágulos se muestra en las **figuras 32a-32c**. El dispositivo para la extracción de coágulos se diseña particularmente para espacios de estacionamiento cortos, lo que se logra mediante el diseño de una red 754 de captura de perfil ultrabajo que se puede envolver debajo de la cesta 753 de enganche mientras se suministra a través de un microcatéter 751. El dispositivo para la extracción de coágulos tiene un vástago alargado 752 que tiene un extremo distal que se extiende hacia el interior de la arteria y un extremo proximal que se extiende hacia el exterior de la arteria, una cesta 753 de enganche configurada en el extremo distal del vástago alargado 752 y una red de captura unida a un vástago 755 de red de captura en un extremo distal, mientras que el extremo proximal se extiende hacia el exterior de la arteria. El vástago 755 de red de captura se extiende a lo largo del vástago alargado 752 para facilitar al médico controlar y mover manualmente la red 754 de captura distal y la cesta 753 de enganche de forma independiente.

Otra realización preferida de un dispositivo para la extracción de coágulos se muestra en la **figura 33**. El dispositivo para la extracción de coágulos tiene un vástago alargado 771, una cesta de enganche que tiene un miembro tubular interior 774 fabricado a partir de un tubo cortado con láser, un miembro exterior que tiene una pluralidad de elementos 775 de anillo conectados a un par de varillas axiales 773 y una red 776 de captura distal. Las varillas axiales 773 se unen al vástago alargado 771 mediante brazos 772 de conexión. Las varillas axiales evitan el acortamiento de la cesta de enganche, minimizando así la compresión axial del coágulo. Estas dos varillas también se alinearán con el eje del vaso cuando están sujetas a tensión en la tortuosidad vascular, lo que permitirá que los elementos de anillo permanezcan ampliados y en contacto con las paredes del vaso. Si la circunferencia de cada semianillo es igual o mayor que la del vaso en el que está desplegado, entonces podrán mantener la aposición con la pared (de manera similar a la ilustrada en la figura 14d) incluso si se tira de las varillas axiales juntas contra una pared del vaso, como puede ocurrir cuando el dispositivo se retrae contra la resistencia a través de la tortuosidad vascular. Este diseño con varillas del miembro exterior también se puede emplear como miembro tubular interior. En una realización de un dispositivo para la extracción de coágulos, tanto el miembro exterior como los miembros interiores comprenden varillas y anillos similares a los elementos 775 de anillo y los elementos 773 de varilla, y las varillas de los miembros interior y exterior se alinean en el mismo plano, que naturalmente tiende a autoalinearse con el plano de flexión, lo que hace que el dispositivo sea altamente flexible y mantenga un lumen abierto a través del tubo interior, así como una buena aposición con la pared del miembro exterior en las curvas y en tensión. En otra realización, las varillas de los miembros interior y exterior se desplazan 90 grados entre sí.

La **figura 34** representa otra realización preferida de un dispositivo para la extracción de coágulos. El dispositivo para la extracción de coágulos tiene un vástago alargado 791, una cesta de enganche unida al vástago alargado 791 que tiene un miembro tubular interior 794 y un miembro exterior 792 con una pluralidad de bocas 793 de entrada, y una red de captura

distal unida al miembro tubular interior 794 mediante brazos 795 de conexión. La red de captura distal tiene una red 797 de captura montada en un marco 796. Otra realización preferida de un dispositivo 881 para la extracción de coágulos basado en una plataforma de stent intracraneal se muestra en las **figuras 35a-35e**. El dispositivo 881 para la extracción de coágulos tiene un vástago que tiene un extremo distal 890 que se extiende hacia el interior de la arteria y un extremo proximal 893 que se extiende hacia el exterior de la arteria, un cable 884 de activación que se extiende a través de dicho vástago y sobresale de ambos extremos, una pluralidad de collares tubulares 885, una pluralidad de segmentos 886 unidos a los collares tubulares 885 y un tope distal 888. Cada segmento tiene puntales circunferenciales 883 y puntales radiales 882. El dispositivo 881 para la extracción de coágulos avanza a través de un microcatéter 889 en una configuración relativamente recta y plegada a través del coágulo 892. Una vez desplegado, el microcatéter 889 se retrae para permitir que el dispositivo 881 para la extracción de coágulos alcance la configuración ampliada. El cable de activación 884 se usa para ejercer una fuerza radial para ayudar a los segmentos 886 a atrapar y enganchar el coágulo. Los collares tubulares 885 y el tope distal 888 se utilizan como toques límite para evitar que el dispositivo 881 para la extracción de coágulos se comprima demasiado.

La **figura 35a** muestra una vista isométrica del dispositivo en un estado parcialmente ampliado.

La **figura 35b** muestra el dispositivo comprimido para el suministro a través de un microcatéter 889.

La **figura 35c** muestra una vista lateral del dispositivo en un estado completamente ampliado en el que el cable 884 de activación está sujeto a tensión y el vástago 890 está sujeto a compresión, de modo que los collares tubulares 886 y el collar distal 887 se unen mediante la acción del tope 888 de cable, que ayuda a la ampliación de los segmentos 886. En una realización, los segmentos 886 son completamente autoampliables y los asiste únicamente el mecanismo de accionamiento. En otra realización, los segmentos se configuran de modo que se autoamplíen hasta un diámetro menor que el diámetro completamente ampliado, y en otra realización más, los segmentos no se autoamplían en absoluto y se accionan completamente mediante el mecanismo de accionamiento.

La **figura 35d** muestra el dispositivo desplegado dentro de un coágulo antes del accionamiento del cable 884. La fuerza radial baja y atraumática de los segmentos autoampliables no es suficiente para incrustar los puntales del segmento en el coágulo en un grado significativo.

La **figura 35e** muestra el dispositivo desplegado dentro de un coágulo después del accionamiento del cable 884. El segmento medio se ha comprimido y se ha ayudado a expandir y desplazar el coágulo.

Este principio de funcionamiento es aplicable a todos los diseños accionables descritos en la presente memoria, y está destinado a combinarse con todas las características de cesta de enganche descritas en otra parte de este documento, tales como las bocas de entrada, las regiones de estructura base, los espacios de recepción, los diámetros escalonados, la fuerza radial variable, los miembros tubulares interiores y las redes de captura.

Por lo tanto, este diseño de enganchador se autoamplía, pero se le puede brindar ayuda adicional accionando el cable de activación. Esto es útil porque permite al usuario aplicar algo de fuerza radial adicional al enganchador inmediatamente después de que se haya desplegado por debajo del coágulo, lo que ayudará al enganchador a incrustarse en el coágulo y empujar el coágulo hacia el cuerpo de enganche. Los collares tubulares se utilizan como toques límite para evitar que el dispositivo se comprima demasiado. El hecho de que el dispositivo se autoamplíe significa que el usuario puede soltar el cable de accionamiento una vez que se haya enganchado el coágulo, y el enganchador seguirá enganchado con el coágulo, pero con una fuerza radial menor. Esta fuerza menor es lo suficientemente alta como para mantener el agarre del coágulo mientras se retira a través de la vasculatura, pero es lo suficientemente baja como para garantizar que no se produzca ningún traumatismo en el vaso.

Este concepto se puede utilizar como un enganchador independiente, como se muestra, o se puede utilizar como una ayuda de ampliación interna dentro de un cuerpo de enganchador externo, como se muestra en las figuras 40-42.

El cable de accionamiento se puede fijar al collar distal del dispositivo, o puede tener un tope distal, como se muestra, que se puede acoplar con el collar distal cuando se tira del mismo. Si se utiliza con un tope distal, el cable de accionamiento puede utilizarse como alambre guía/alambre de re acceso, como se describe en otra parte de este documento. También se podría unir una cesta al extremo distal del cable de accionamiento, como se describe en otra parte de este documento.

Otra realización preferida de un dispositivo para la extracción de coágulos se muestra en la **figura 36**. El dispositivo para la extracción de coágulos tiene un cable 951 de accionamiento que tiene una pluralidad de toques 953, un vástago 956, una cesta 954 de enganche que tiene una pluralidad de puntales 955 de accionamiento que sobresalen hacia dentro, un tope 958 de seguridad, una punta distal 952 y una red 957 de captura. Los toques 953 se utilizan para aplicar una fuerza de compresión sobre los puntales 955 de accionamiento, lo que imparte una fuerza de ampliación a la cesta 954 de enganche. La fuerza de ampliación facilita la creación de un lumen de flujo a través del coágulo y ayuda a la migración de los puntales 955 de accionamiento a través del coágulo para agarrar el coágulo de manera efectiva sin la necesidad de una fuerza radial significativa.

La **figura 37** representa un dispositivo para la extracción de coágulos que es similar en principio al dispositivo para la extracción de coágulos mostrado en la figura 35. El dispositivo para la extracción de coágulos tiene un cable 971 de

accionamiento que tiene una pluralidad de topes 973, un vástago 977, una pluralidad de segmentos 97 de cesta de enganche, un puntal 975 de conexión, un collar 976, un collar distal 978, un collar proximal 979, una punta distal 972 y un tope 973.

La **figura 38** representa un dispositivo para la extracción de coágulos basado en una plataforma de stent intracraneal que es otra realización ligeramente diferente del dispositivo para la extracción de coágulos mostrado en las figuras 36 y 37. Un dispositivo para la extracción de coágulos tiene un cable 991 de accionamiento, un vástago 992, una pluralidad de segmentos interiores 999 de menor diámetro que tienen puntales 995 más cortos para crear un lumen de flujo a través del coágulo y facilitar la restauración del flujo sanguíneo inmediatamente después de que el dispositivo para la extracción de coágulos se haya desplegado a través del coágulo, y una pluralidad de segmentos exteriores 998 de mayor diámetro que tienen puntales 994 más largos para adaptarse a un amplio rango de tamaños de arteria y permitir que el dispositivo para la extracción de coágulos retenga el coágulo mientras se retira hacia arterias proximales de diámetro progresivamente mayor, y una junta distal 997. El segmento exterior 998 más proximal se une al vástago 992. El espacio entre el segmento exterior 998 actúa como boca de entrada para atrapar y enganchar el coágulo sin ejercer una fuerza de compresión excesiva sobre el coágulo.

Las **figuras 39 a-e** muestran un dispositivo para la extracción de coágulos en el que se puede comprimir una región de la cesta de enganche en la dirección axial para ampliarla en la dirección radial. Esto se logra comprimiendo un conjunto de puntales que se proyectan radialmente hacia dentro desde el miembro exterior. El dispositivo comprende un vástago tubular alargado 1052 que tiene un extremo distal que se extiende hacia el interior de la arteria y al que se fija un collar 1053 y un extremo proximal que se extiende hacia el exterior de la arteria, un cable 1051 de accionamiento que atraviesa y sobresale de cada extremo de dicho vástago, un miembro exterior ampliable que se une de forma deslizable al extremo distal del vástago 1052 y comprende al menos un conjunto de puntales 1057 orientados hacia dentro y proximalmente y al menos un conjunto de puntales 1058 orientados hacia dentro y distalmente, un tubo 1054 de transferencia y una red 1061 de captura. El tubo de transferencia se encuentra entre el collar distal 1053 y los puntales orientados hacia dentro y se puede cortar en la sección distal del cable de accionamiento. Al aplicar tensión al cable de accionamiento y compresión al vástago, se ejerce compresión sobre los puntales orientados hacia dentro, lo que sirve para ejercer una fuerza de ampliación radial hacia fuera al extremo distal del miembro exterior. En la realización mostrada, el collar proximal puede deslizarse libremente sobre el vástago y está limitado por un tope (1053) para que no se deslice distalmente más allá del tope. Esta libertad permite que la cesta de enganche se acorte a medida que se amplía, como se muestra en la figura 39d. En otra realización de este diseño, el collar proximal (1056) de la cesta de enganche se une de manera fija al vástago (1052).

La **figura 39b** muestra una vista detallada de la región de la cesta de enganche en la que se encuentran los puntales orientados hacia dentro, con la red y el cable de accionamiento retirados para mayor claridad. Los puntales 1057 y 1058 orientados hacia dentro se unen al miembro exterior 1055 en el punto 1062. En otras realizaciones, estos puntales pueden separarse más entre sí, de modo que al menos un elemento de puntal del miembro 1055 también esté sujeto a compresión cuando se comprimen los puntales orientados hacia dentro.

La **figura 39c** muestra el dispositivo configurado para el suministro. El vástago empuja la cesta de enganche a través del tubo (1054) de transferencia y los puntales (1057).

La **figura 39d** muestra el dispositivo en funcionamiento. El cable 1051 se tensa hasta que el tope 1060 alcanza el extremo del tubo 1054 de transferencia.

La **figura 39e** muestra el dispositivo configurado para la retirada del vaso. El vástago 1052 se retrae, lo que hace que el tope 1053 entre en contacto con el collar proximal 1056, sometiendo a tensión la cesta de enganche para una extracción segura.

La **figura 40** representa un dispositivo para la extracción de coágulos que es en gran medida similar al dispositivo 881 para la extracción de coágulos mostrado en la figura 35, con la única diferencia de que se le ha añadido un miembro exterior 1081.

Otra realización preferida de un dispositivo para la extracción de coágulos se muestra en la **figura 41**. El dispositivo para la extracción de coágulos tiene un vástago alargado 1104 que tiene un extremo distal que se extiende hacia el interior de la arteria y un extremo proximal que se extiende hacia el exterior de la arteria, una cesta de enganche configurada en el extremo distal del vástago alargado 1104 que tiene un miembro exterior 1102, y un amplificador 1101 unido a un vástago 1104 de ampliación. El amplificador 1101 se retira a través del miembro exterior 1102 para ayudar a su ampliación y crear un lumen de flujo a través del dispositivo para la extracción de coágulos y el coágulo. Alternativamente, puede haber una pluralidad de amplificadores 1101 conectados en serie.

Otra realización preferida de un dispositivo para la extracción de coágulos se muestra en la **figura 42**. El dispositivo para la extracción de coágulos tiene un vástago alargado 1123 que tiene un extremo distal que se extiende hacia el interior de la arteria y un extremo proximal que se extiende hacia el exterior de la arteria, una cesta de enganche configurada en el extremo distal del vástago alargado 1123 que tiene un miembro exterior 1122 y un miembro ampliable interior trenzado 1121 con un extremo conectado al miembro exterior 1122 en el punto 1125 de conexión, y una red 1126 de captura. Alternativamente, puede haber una pluralidad de elementos trenzados más cortos.

Las **figuras 43a-43f** ilustran varios medios para hacer que el dispositivo para la extracción de coágulos basado en una plataforma de stent intracraneal de la presente invención sea visible mediante fluoroscopia (rayos X) utilizando materiales

de un número atómico y una densidad altos. La visibilidad del dispositivo para la extracción de coágulos se puede lograr rodeando el puntal 1151 con un alambre enrollado 1152. Se puede soldar una lengüeta 1155 a una corona 1159 o a un ojal 1157, donde la lengüeta 1155 se puede remachar, soldar o unir en el interior. Se puede aplicar un recubrimiento 1158 a una o todas las superficies. El área de superficie también se puede aumentar añadiendo una lengüeta 1155 a una corona 1159 o aumentando la anchura del puntal en ciertas áreas. Alternativamente, una lengüeta 1160 que sobresale de una corona 1159 puede ser una banda marcadora/manga 1153 o un soporte 1154 de bobina.

Otra realización preferida de un dispositivo para la extracción de coágulos basado en una plataforma de stent intracraneal se muestra en las **figuras 44a-44h**. Un alambre guía 1184 y un microcatéter 1183 se insertan en la vasculatura 1181 y se hacen avanzar a través del coágulo obstructivo 1182 utilizando técnicas convencionales conocidas. El alambre guía 1181 se retira de la arteria 1181 para permitir que el dispositivo para la extracción de coágulos avance a través del microcatéter 1183 en una configuración plegada hasta que la red 1185 de captura distal llegue al extremo distal del coágulo 1182. El microcatéter 1183 se retrae para desplegar el dispositivo para la extracción de coágulos a través del coágulo 1182 de tal modo que la red 1185 de captura se coloque en el extremo distal del coágulo 1182 y la cesta 1186 de enganche se coloque a través del coágulo 1182. En una primera pasada, solo una parte del coágulo 1182 se captura mediante la cesta 1186 de enganche. La parte del coágulo capturado 1190 y la cesta 1186 de enganche se retraen mediante el vástago 1187 de cesta de enganche y se retiran hacia un catéter guía (no mostrado), dejando la parte 1189 de coágulo restante dentro de la arteria 1181. La red 1185 de captura unida al vástago 1187 de red de captura permanece en su posición original. Se hace avanzar un microcatéter 1183 a través del coágulo restante 1189 utilizando el vástago 1187 de red de captura como alambre de acceso. Una cesta 1186 de enganche se hace avanzar a través del microcatéter 1183 a través del coágulo restante 1189 y se retrae de nuevo para retirar el coágulo restante 1189. A continuación, la red 1185 de captura se retira junto con cualquier fragmento capturado. El vástago de red de captura en este ejemplo actúa como un alambre de acceso integrado. Un alambre de acceso de este tipo puede ser:

- corto sin extensor, para permitir retirar la cesta de enganche hasta el catéter guía y volver a avanzar varias veces.
- Corto con extensor, para permitir retirar por completo la cesta de enganche y, a continuación, volver a utilizarla o utilizar otro dispositivo, o simplemente para permitir el intercambio de otro dispositivo, tal como un microcatéter, por el dispositivo.
- Largo (con o sin posibilidad de desmontaje de longitud media) para permitir retirar por completo la cesta de enganche y, a continuación, volver a utilizarla o utilizar otro dispositivo, o simplemente para permitir el intercambio de otro dispositivo, como un microcatéter, por el dispositivo.
- Cualquiera de los anteriores con una cesta en el extremo del alambre (como se muestra).
- Cualquiera de los anteriores con un tope en el alambre para utilizarlo con diseños accionables descritos en otra parte de esta patente.

La **figura 45** muestra un gráfico 1251 de los resultados de las pruebas que se llevaron a cabo para investigar cómo cambian ciertas propiedades del coágulo cuando el coágulo se comprime. La prueba consistió en aplicar fuerza a los coágulos de muestra para simular la compresión que podría producirse durante la extracción del coágulo; lo que dio como resultado una deshidratación significativa de los coágulos. El efecto de esto sobre las propiedades de fricción del coágulo se midió entonces colocando el coágulo en un plano inclinado y aumentando el ángulo de inclinación hasta que el coágulo comenzara a deslizarse por el plano. El eje vertical 1252 es la tangente del ángulo en el que el coágulo comenzó a deslizarse y el eje horizontal 1253 es el porcentaje de deshidratación del coágulo. Se recogieron muestras de sangre porcina para este propósito y se coagularon hasta formar un coágulo de forma espontánea (coágulo tipo A, representado con forma de rombo 1254 en el gráfico) y con la ayuda de trombina (coágulos de tipo B, representados con forma triangular 1255 en el gráfico y coágulo de tipo C, representado con forma cuadrada 1256 en el gráfico). A continuación, cada uno de los tres tipos de coágulos diferentes se ensayó de la siguiente manera:

Cada muestra de coágulo se pesó y, a continuación, se colocó en un embudo cónico, donde se comprimió suavemente por la fuerza de su propio peso, permitiendo que el fluido liberado escapara a través del orificio del embudo. A continuación, se retiró el coágulo del embudo, se pesó de nuevo para establecer el nivel de deshidratación y se colocó en el accesorio de prueba. El accesorio de prueba consistía en una superficie plana humedecida que podía inclinarse en diversos grados con respecto a la horizontal. A continuación, el ángulo del plano se inclinó gradualmente desde la horizontal hasta que el coágulo comenzó a deslizarse hacia abajo por el plano. El coeficiente de fricción para los fines de este estudio se definió como la tangente del ángulo en el que comenzó el deslizamiento.

Esta prueba se repitió con cada uno de los tres tipos de coágulos descritos anteriormente y en varios niveles diferentes de deshidratación. Los resultados se representaron en el gráfico presentado en la figura 45. En resumen, con una deshidratación del 25 %, los coágulos analizados mostraron en promedio un aumento de aproximadamente el 40 % en su coeficiente de fricción. Estos sorprendentes resultados muestran que la compresión (y, por lo tanto, la deshidratación) del coágulo puede provocar un deterioro significativo en las propiedades de fricción y, por lo tanto, aumentar significativamente la fuerza requerida para retirar el coágulo de un vaso sanguíneo.

La **figura 46** representa otro dispositivo para la extracción de coágulos desplegado dentro de un coágulo 1307 en un vaso 1308. El dispositivo para la extracción de coágulos comprende un miembro alargado 1309 configurado para extenderse desde el exterior del paciente hasta el sitio de extracción del coágulo objetivo, el interior del paciente, un cuerpo ampliable 1312 conectado en su extremo proximal a una sección distal del miembro alargado 1309 con una pared 1308 que contiene múltiples aberturas 1310 de entrada y áreas 1311 de estructura base, un cuerpo tubular interior 1304 situado dentro del cuerpo ampliable y que se extiende sustancialmente a lo largo del cuerpo ampliable y una red 1305 de captura en el extremo distal del cuerpo ampliable. El dispositivo para la extracción de coágulos se despliega dentro del coágulo con un primer segmento 1301 generalmente en el extremo proximal del coágulo, un segundo segmento 1302 generalmente dentro del coágulo y una tercera sección 1303 generalmente en el extremo distal del coágulo. De esta manera, el primer segmento evita el movimiento proximal del coágulo, el tercer segmento evita el movimiento distal del coágulo y el segmento medio agarra el coágulo gracias a que las secciones de estructura base aplican presión al coágulo, lo que obliga a partes del coágulo a migrar a través de las aberturas de entrada de la pared hacia un espacio de recepción interno. El miembro tubular interior define un lumen a través de este espacio a través del cual la sangre puede fluir a través del coágulo, aliviando el gradiente de presión a través del coágulo, lo que reduce la fuerza requerida para desprender y extraer el coágulo. La red de captura distal se configura para atrapar cualquier fragmento que pueda liberarse y que, de otro modo, podría provocar una embolia distal. Se representa en este punto una de las realizaciones de la estructura del cuerpo ampliable, el miembro tubular interior, la red de captura y el miembro alargado, pero se pretende que también se pueda aplicar cualquiera de las estructuras representadas en otra parte de la descripción.

La **figura 47** representa una vista desarrollada del cuerpo ampliable 1355 de otro dispositivo para la extracción de coágulos.

Las características descritas en la presente memoria podrían aplicarse a cualquiera de los cuerpos ampliables descritos en otra parte de este documento. Por lo tanto, se pueden emplear otras características, tales como miembros tubulares interiores y redes de captura, con este cuerpo ampliable, pero se omiten en esta figura por motivos de claridad. El cuerpo expansible 1355 comprende un segmento proximal 1356, un segmento medio 1357 y un segmento distal 1358, cada segmento conectado en los puntos de conexión 1365 y 1366. Un brazo 1368 de conexión proximal se conecta al extremo proximal del segmento proximal para proporcionar un medio de unión a un vástago alargado (no mostrado). Cada segmento comprende múltiples puntales, cualquiera de los cuales puede comprender las características 1367 de agarre de coágulo, que se describen con más detalle en la descripción detallada relacionada con las figuras 22 y 23. Los puntales y coronas de cada segmento se diseñan de modo que ejerzan diferentes grados de fuerza radial en diferentes regiones. El gradiente de fuerza radial resultante ayuda a empujar el coágulo hacia las aberturas de entrada y a mantenerlo firmemente una vez allí. El cuerpo ampliable comprende múltiples geometrías de puntal: el puntal tipo A 1359 es un puntal relativamente rígido, el puntal tipo C 1361 es un puntal relativamente flexible y el puntal tipo B 1360 es un puntal cónico de una rigidez entre la de A y C, y múltiples geometrías de corona: corona tipo A 1362 es una corona relativamente rígida que ejerce una fuerza radial significativa a sus puntales vecinos, la corona tipo B 1363 es una corona más flexible y la corona 1364 es una corona terminal que no se conecta distalmente a un puntal. El segmento proximal 1356, el segmento medio 1357 y el segmento distal 1358 utilizan los puntales y/o coronas más rígidos mencionados anteriormente para crear anillos de alta fuerza radial adyacentes al extremo proximal de cada segmento. En otras realizaciones, el cuerpo ampliable puede formarse a partir de múltiples segmentos similares a cualquiera de los tres segmentos anteriores, o puede formarse a partir de una mezcla de segmentos. En una realización, el cuerpo ampliable no tiene aberturas de entrada, pero tiene una serie de gradientes de fuerza radial que comprenden regiones de alta fuerza radial y regiones de baja fuerza radial. Las regiones de baja fuerza radial actúan como espacios de recepción efectivos para el coágulo cuando es empujado hacia estas regiones por las regiones de alta fuerza radial. La fuerza radial también se puede variar alrededor de la circunferencia del cuerpo ampliable utilizando medios similares o ajustando las longitudes de los puntales.

Las **figuras 48a, b, c y d** muestran otro cuerpo ampliable 1401 de extracción de coágulo con un sistema de fuerza radial de dos etapas. Las características descritas en la presente memoria podrían aplicarse a cualquiera de los cuerpos ampliables descritos en otra parte de este documento. Por lo tanto, se pueden emplear otras características, tales como miembros tubulares interiores y redes de captura, con este cuerpo ampliable, pero se omiten en esta figura por motivos de claridad. La figura 48a representa el cuerpo ampliable 1401 desplegado dentro de un coágulo 1409 en un vaso 1410. El cuerpo ampliable 1401 comprende una serie de anillos conectados de una forma generalmente cilíndrica conectados en la unión 1404 mediante puntales proximales 1403 al brazo 1402 de conexión, que se conecta a un miembro alargado (no mostrado) que se extiende hacia el exterior del paciente. Los anillos comprenden una red de puntales y coronas que se describen mejor en las figuras 48b, c y d, y que incluyen marcadores 1408 en el extremo distal para la visibilidad bajo fluoroscopia. En el estado desplegado dentro de un coágulo en un vaso, los anillos del cuerpo ampliable pueden estar muy comprimidos, tal como el anillo 1407, parcialmente comprimidos, tal como el anillo 1406, o descomprimidos, tal como el anillo 1405, o comprimidos a cualquier nivel entre estos.

Para agarrar el coágulo con firmeza, es deseable que los puntales del cuerpo ampliable migren hacia el cuerpo del coágulo durante o poco después del despliegue y, por lo tanto, es deseable que el cuerpo ampliable pueda ejercer una fuerza radial alta cuando se comprime hasta un diámetro pequeño dentro del coágulo. Sin embargo, también es deseable que el cuerpo ampliable ejerza una fuerza radial baja sobre las paredes del vaso por donde debe retraerse para evitar un traumatismo vascular. Puede parecer que este conflicto se aborda mediante un patrón convencional de puntales de dispositivos tipo stent para la extracción de coágulos, ya que la fuerza radial del dispositivo aumenta cuanto más se comprime. Sin embargo, dicho diseño proporciona una progresión generalmente lineal de la fuerza radial entre los estados ampliado y comprimido, lo que significa que si la fuerza radial en el estado comprimido aumenta hasta un nivel suficiente para agarrar de manera efectiva

los coágulos firmes, puede ser demasiado alta para moverse de forma segura a través de la vasculatura, incluso cuando se hace en vasos de mayor diámetro. Este problema se supera con el diseño descrito porque permite que el cuerpo ampliable ejerza una fuerza radial alta cuando se comprime hasta un diámetro pequeño y otra fuerza radial mucho menor cuando se comprime en menor grado en un vaso más grande.

La **figura 48b** muestra un anillo del cuerpo ampliable 1401 de la figura 48a comprimido hasta un diámetro D1 1438, como podría ser para el suministro a través de un microcatéter. Las coronas 1481 se conectan a secciones 1432 de puntal rígidas que, a su vez, se conectan a secciones 1433 de puntal flexibles mediante secciones 1437 de transición. Los ángulos α_1 1435 y β_1 1436 de apertura de puntal en las coronas 1434 y 1431, respectivamente, son generalmente similares en este estado altamente comprimido.

La **figura 48c** muestra el anillo 1407 de la figura 48a y el anillo de la figura 48b comprimidos hasta un diámetro D2, tal como podría ser cuando se despliega dentro de un coágulo. La mayor fuerza radial de los puntales y coronas más rígidos impulsa el cuerpo ampliable firmemente hacia el coágulo, de modo que la apertura β_2 1453 entre los puntales rígidos es mayor que el ángulo α_2 1452 de apertura de puntal entre los puntales flexibles.

La **figura 48d** muestra el anillo 1405 de la figura 48a y el anillo de las figuras 48b y 48c ampliado hasta un diámetro D3 1471, tal como podría ser cuando se despliega dentro de un vaso de diámetro cercano al diámetro completamente ampliado del cuerpo ampliable. La apertura β_3 1473 entre los puntales rígidos es sustancialmente la misma que el ángulo β_2 de apertura en la figura 48c, pero el ángulo α_3 1472 de apertura entre los puntales flexibles es mayor que el ángulo α_2 1452 de apertura de la figura 48c. Por lo tanto, la fuerza de apertura que impulsa al cuerpo ampliable a ampliarse desde un diámetro de agarre de coágulo de aproximadamente el 50 % o menos de su diámetro completamente ampliado a un diámetro completamente ampliado es impulsada principalmente por los elementos de puntal y corona flexibles, y la fuerza de apertura que impulsa al cuerpo ampliable a ampliarse desde su estado de suministro a un diámetro de agarre de coágulo de aproximadamente el 50 % o menos de su diámetro completamente ampliado es impulsada principalmente por los elementos de puntal y corona rígidos, de modo que se pueda aplicar una fuerza radial alta para agarrar el coágulo sin que se aplique una fuerza radial alta a los vasos.

En una realización que puede ser aplicable para la extracción de coágulos de las vasculaturas cerebrales, el diámetro D1 puede ser de 0,75 mm o menos, el diámetro D2 puede ser de aproximadamente 1,5 mm o 2 mm y el diámetro D3 puede ser de aproximadamente 4 mm a 6 mm.

En otra realización del dispositivo mostrado en las figuras 48 a-d, el diseño de corona y puntal de cada anillo es de naturaleza más simétrica, teniendo cada puntal una sección media flexible y una sección más rígida en cada extremo adyacente a sus coronas. La sección de puntal flexible intermedia se configura para adoptar una forma de "S" para aumentar el diámetro del cuerpo ampliable con una fuerza radial baja más allá del diámetro preestablecido de agarre de coágulo de los componentes de puntal rígido.

La **figura 49** muestra un anillo 1501 de un cuerpo ampliable que se configura para proporcionar una fuerza radial en dos etapas algo similar a la del diseño mostrado en las figuras 48. El anillo puede ser un anillo de nitinol cortado de un tubo o lámina. En este caso, el anillo comprende puntales rígidos 1504 conectados entre sí en las coronas 1506, y puntales flexibles 1505 conectados entre sí en las coronas 1508. En las coronas 1507 se conectan pares alternos de puntales rígidos y flexibles. En una modalidad en el estado expandido, el ángulo de apertura 1502 de las coronas 1506 es menor que el ángulo de apertura 1503 de las coronas 1509. De esta manera, el dispositivo ejercerá una fuerza radial externa baja cuando se comprima hasta en un 50 % o más de su diámetro ampliado, ya que los elementos de puntal y corona flexibles absorberán la mayor parte de la tensión aplicada, pero ejercerán una fuerza radial alta cuando se compriman significativamente por debajo del 50 % de su diámetro ampliado, ya que se inducirá tensión en los puntales y coronas más rígidos.

La **figura 50** muestra otra realización de un dispositivo para la extracción de coágulos. El dispositivo 1551 para la extracción de coágulos tiene un vástago alargado 1553 que tiene un extremo distal que se extiende hacia el interior de la arteria y un extremo proximal que se extiende hacia el exterior de la arteria, un cable interior 1557 con una punta distal 1561 que se extiende a través del vástago alargado y una serie de segmentos ampliables 1568, 1566 y 1563. El segmento ampliable proximal 1568 se conecta al vástago alargado 1553 en el collar 1554, y al segmento medio 1566 mediante conectores axiales 1567. El segmento medio 1566 se conecta al segmento distal 1563 mediante conectores axiales 1567, y se une de forma deslizable al alambre central 1557 en el collar 1565 mediante el tope 1559. El segmento distal 1663 también se une de forma deslizable al alambre central 1557 en otro collar 1565 mediante el tope 1560. Cada segmento comprende múltiples puntales 1555 y coronas 1552, incluidas las coronas terminales 1556 a las que se unen los conectores axiales. Los segmentos medio y distal tienen brazos distales 1558 y 1562, respectivamente, que se extienden radialmente hacia dentro desde el cuerpo del segmento hasta su collar distal. Estos brazos distales permiten aplicar una carga de compresión sobre estos segmentos aplicando una carga de tracción al cable interior, que transmite esta carga a través de los topes 1559 y 1560 a los collares 1565 y, por lo tanto, a través de los brazos distales a los segmentos. Esta carga de compresión se puede utilizar para aumentar temporalmente la fuerza de apertura o la fuerza radial de los segmentos, lo que permite al usuario aumentar la fuerza radial del dispositivo para lograr un fuerte enganche de coágulo y, a continuación, relajar la tensión en el cable interior para devolver el dispositivo a un estado de fuerza radial baja para la extracción atraumática a través de la vasculatura. Los conectores axiales 1567 son preferiblemente largos, delgados y flexibles, idealmente con una relación de aspecto entre longitud y anchura mayor que 20:1 para que actúen como ataduras flexibles entre cada segmento. De esta manera,

proporcionan regiones de articulación que permiten al dispositivo alojar vasos muy tortuosos sin deformar la forma ampliada del dispositivo (lo cual es importante para mantener el agarre sobre el coágulo capturado) ni ejercer una fuerza lateral elevada sobre la pared del vaso (lo cual es importante para evitar traumatismos). Los brazos de conexión también proporcionan transiciones atraumáticas hacia las coronas terminales orientadas proximalmente que, de otro modo, podrían engancharse en la pared del vaso o rasparla durante la retirada. Otro beneficio de los brazos de conexión es que crean espacios de recepción entre los segmentos para atrapar y retener el coágulo y, en virtud de su flexibilidad, crean regiones efectivas de baja fuerza radial entre los segmentos de mayor fuerza radial, que se combinan para empujar el coágulo hacia los espacios de recepción.

Las **figuras 51a y 51b** muestran otra realización de un dispositivo para la extracción de coágulos.

El dispositivo 2027 para la extracción de coágulos tiene un vástago alargado 2026 que tiene un extremo distal que se extiende hacia el interior de la arteria y un extremo proximal que se extiende hacia el exterior de la arteria y del cuerpo, un miembro tubular interior 2028 y un miembro exterior 2029. Los miembros interior y exterior se fabrican preferiblemente a partir de un material superelástico o pseudoelástico tal como nitinol u otra aleación similar que presenta una alta deformación recuperable. El vástago 2026 puede ser un vástago de alambre cónico, y puede fabricarse a partir de acero inoxidable, MP35N, nitinol u otro material con un módulo y una resistencia a la tracción adecuadamente altos. El vástago 2026 tiene una manga 2001 adyacente a su extremo distal y al extremo proximal del miembro exterior y el miembro tubular interior. La manga puede ser metálica y puede fabricarse a partir de acero inoxidable o de un material más radiopaco, tal como platino u oro, por ejemplo, o una aleación de tal material. En otra realización, la manga puede ser polimérica y puede volverse radiopaca mediante la adición de un material de carga tal como tungsteno o sulfato de bario. El vástago 2026 puede tener collares o características 2002 y 2003 de escalón integrados para ayudar a la integridad de las juntas entre el extremo distal del vástago y los extremos proximales del miembro tubular interior 2028 y el miembro exterior 2029. El extremo proximal 2004 del miembro exterior y el extremo proximal 2020 del miembro tubular interior pueden comprender collares y dichos collares pueden comprender una o más regiones elásticas para que puedan ensamblarse en el vástago 2026 en la parte proximal de las características 2002 y 2003 de escalón, por ejemplo, a la manera de una junta de ajuste a presión. En otras realizaciones, los collares proximales pueden estar divididos o pueden tener otras características de ubicación para facilitar una unión fuerte con el vástago. En algunas realizaciones, una o ambas de estas uniones comprenden una unión con soldadura, soldadura fuerte o adhesiva, mientras que en otras pueden comprender una unión con soldadura por fusión. En otra realización más, uno o ambos collares pueden girar sobre el vástago y se pueden configurar para que se deslicen a lo largo del eje del vástago entre los toques límite.

El miembro exterior 2029 comprende puntales proximales 2005 conectados en sus extremos proximales al collar 2004 y en sus extremos distales a un primer miembro ampliable 2030, que a su vez se conecta a un segundo miembro ampliable 2031 mediante dos brazos 2011 de conexión, que van desde una unión proximal 2010 hasta una unión distal 2012. En una realización, estos brazos de conexión comprenden generalmente puntales rectos que se extienden paralelos al eje central del dispositivo. En otras realizaciones, estos brazos de conexión pueden incluir una pluralidad de puntales configurados en una o más celdas o pueden incluir brazos curvos o espirales. La región entre el primer y el segundo miembro ampliable comprende dos bocas 2013 de entrada a través de las cuales el coágulo puede pasar y entrar en el espacio de recepción definido por la región entre los miembros interior y exterior. El extremo cerrado del segundo miembro ampliable evita la salida del coágulo o fragmentos del coágulo que hayan entrado en dicho espacio de recepción. El miembro exterior se configura para que se autoamplíe al liberarse de una funda de retención (tal como un microcatéter) hasta un diámetro mayor que el del miembro tubular interior y funcione de una manera similar a la descrita para el miembro exterior 8 de la figura 1a.

El primer miembro ampliable comprende una serie de puntales interconectados, con ciertos puntales, tales como el puntal 2006, que terminan en coronas sin elementos de conexión distales, y otros puntales, tales como el 2008, que terminan en puntos de unión, tales como 2009 y 2010. El segundo miembro ampliable 2031 comprende una serie de puntales interconectados, con ciertos puntales, tales como el puntal 2014, que terminan en coronas sin elementos de conexión distales, y otros puntales, tales como el puntal 2015, que terminan en puntos de unión. Uno o ambos miembros ampliables pueden comprender bandas marcadoras o características radiopacas, tal como se describe en detalle en las figuras 43a-f. El extremo distal del segundo miembro ampliable comprende una serie de puntales 2016 y 2017 que, finalmente, terminan en un punto 2018 de unión distal, definiendo así un extremo cerrado del miembro exterior. Esta serie de puntales puede comprender una forma generalmente cónica como se muestra en la figura 51a, o en otras realizaciones puede comprender un plano generalmente plano que puede estar inclinado o puede ser normal al eje longitudinal del dispositivo. En una realización (como se muestra), el punto 2018 de unión distal comprende un collar. Los puntales 2016 y 2017 pueden estrecharse hasta alcanzar un ancho menor que el de los puntales más proximales, que comprenden el cuerpo del primer y el segundo miembro ampliable, creando de esta manera una transición gradual en la rigidez del dispositivo tanto en el estado ampliado como en el plegado. En ciertas realizaciones, esta sección distal puede comprender puntos de unión de fibras, tales como ojales o cualquiera de las otras características de unión de fibras descritas en otra parte de este documento, y en otras realizaciones más, las fibras pueden conectarse a la sección distal en estos puntos de unión para crear una red distal, como se muestra en varias otras figuras.

El miembro tubular interior 2028 comprende una sección generalmente cilíndrica de puntales interconectados 2022, que se conecta en su extremo proximal mediante puntales 2021 al collar 2020, y en su extremo distal mediante puntales 2023 al collar 2024. En una realización (como se muestra en la **figura 51b**, que es una vista detallada y parcialmente en sección del extremo distal del dispositivo de la figura 51a), el extremo distal del miembro tubular interior también comprende una sección

2032 de bobina y un brazo distal 2033. Esta bobina y brazo se pueden mecanizar con láser a partir del mismo tubo a partir del cual se procesa el resto del miembro tubular interior. Una bobina radiopaca (que puede ser de platino u oro o una aleación de los mismos) se coloca sobre el brazo distal 2033 y se extiende debajo del collar distal 2018 del miembro exterior 2029, donde se conecta mediante una unión adhesiva 2019 al collar 2018 y al brazo 2033.

En otras realizaciones, el miembro tubular interior puede no estar conectado en absoluto al extremo distal del miembro exterior, o puede estar restringido dentro del miembro exterior sin estar unido de manera fija, como se describe en otra parte de la presente memoria. En otras realizaciones, el miembro tubular interior puede tener una sección transversal no cilíndrica, puede tener un diámetro no uniforme, y puede tener patrones de puntal adaptados para proporcionar regiones de diferente fuerza radial o flexibilidad. Los miembros interiores de dichos diseños se describen en otra parte de este documento, y debe entenderse que estos pueden combinarse con cualquiera de los miembros exteriores descritos en la presente memoria, aunque no se hayan ilustrado todas estas combinaciones. La función del miembro interior se describe con más detalle en la descripción detallada relativa a las figuras 53 a 57.

La **figura 52a** muestra otra realización de un dispositivo para la extracción de coágulos. El dispositivo 2101 para la extracción de coágulos tiene un vástago alargado 2109 que tiene un extremo distal que se extiende hacia el interior de la arteria y un extremo proximal que se extiende hacia el exterior de la arteria y del cuerpo, un miembro tubular interior 2117 y un miembro exterior 2122. El vástago 2109 tiene una manga 2102 adyacente a su extremo distal que es similar a la manga 2001 del dispositivo 2027.

El miembro exterior 2122 comprende tres secciones ampliables 2104, 2105 y 2106 y se configura para que se amplíe dentro y/o en la parte proximal y distal del coágulo y funcione de una manera similar a la descrita para el miembro exterior 8 de la figura 1a. El miembro exterior puede comprender bandas marcadoras o características radiopacas, tal como se describe en detalle en las figuras 43a-f. La primera sección ampliable 2104 es muy similar al miembro 2030 de la figura 51a, y se conecta a la segunda sección ampliable 2105 mediante dos brazos 2110 de conexión, que van desde los puntos 2012 de conexión hasta los puntos de conexión. La segunda sección ampliable 2105 es similar a la 2104 y se conecta a la tercera sección ampliable 2106 mediante dos brazos 2111 de conexión, que van desde los puntos 2114 de conexión hasta los puntos 2115 de conexión. Los brazos 2111 de conexión se desplazan 90 grados con respecto a los brazos 2110 de conexión. La tercera sección ampliable 2106 es similar al miembro 2031 de la figura 51a, y comprende una región de estructura base generalmente cilíndrica y una región distal 2123 que se estrecha hacia dentro. La región 2123 comprende elementos que se proyectan dentro y a través del lumen del vaso en el que se despliega el dispositivo y, por lo tanto, sirven para evitar la migración distal del coágulo o partículas de coágulo que se transportan a esa región. La figura 52b describe una realización de esta región con más detalle.

Las bocas 2120 y 2121 de entrada se encuentran entre las secciones ampliables 2104 y 2105 de estructura base y entre 2105 y 2106, respectivamente, y están destinadas a proporcionar aberturas a través de las cuales la presión radial hacia el exterior ejercida por las secciones de estructura base circundantes pueda empujar el coágulo.

El miembro exterior 2122 y el miembro interior 2117 se conectan al vástago 2109 mediante collares proximales 2103 y 2116 y collares distales 2118 y 2119, respectivamente, que pueden girar en el vástago de modo que el usuario pueda torcer o dirigir la punta distal 2108 sin girar los miembros exteriores o interiores, simplemente torciendo el extremo proximal del vástago 2109. En una realización, los collares proximales también se configuran para que puedan deslizarse una distancia limitada entre los toques límite del vástago, lo que permite que el vástago se mueva una cierta distancia sin impartir movimiento a los miembros interior y exterior. Dicha característica se puede emplear para permitir que el dispositivo tolere los movimientos involuntarios del vástago que, de otro modo, podrían provocar un movimiento inadvertido hacia adelante del dispositivo desplegado o parcialmente desplegado.

El miembro tubular interior 2117 es similar al elemento 2028 de la figura 51a y funciona de una manera similar a la descrita para el miembro tubular interior 5 de la figura 1a. Comprende una sección de cuerpo generalmente cilíndrica con una terminación proximal 2116 que se conecta al vástago 2109, y una terminación distal 2118 que se conecta de manera deslizable al alambre central 2107. En otras realizaciones, el miembro tubular interior puede tener un extremo distal abierto sin un único punto terminal, y puede no estar conectado en su extremo distal. En otra parte de este documento, incluidas las figuras 53 a 57, se describen varios diseños de miembro tubular interior que pueden ensamblarse dentro de un miembro de enganche exterior para formar una cesta de enganche o cesta de stent.

La **figura 52b** muestra una realización del extremo distal del dispositivo de la figura 52a. Una serie de puntales que se proyectan radialmente hacia dentro se configuran en una forma generalmente similar a la de una cúpula que termina en el collar 2151, que en esta realización se conecta de forma deslizable al alambre central 2107, que a su vez se conecta a la sección 2108 de punta. En otras realizaciones, algunas de las cuales se ilustran en otra parte de esta patente, los puntales que se proyectan hacia dentro pueden terminar en un punto que no sea un collar cilíndrico, o pueden terminar en más de un punto y pueden no estar conectados a un alambre central. Los puntales que se proyectan hacia dentro crean una región de estructura base para evitar la migración distal del coágulo o partículas de coágulo que pueden desplazarse hacia el extremo distal del dispositivo de enganche de coágulo. La estructura base puede mejorarse aún más mediante la adición de fibras 2157 y 2158 que se conectan a los miembros de puntal en los puntos 2155 de conexión, en donde dichos puntos de conexión pueden comprender ojales u otras formas, tal como se muestra en las figuras 24 y 25, y dichas fibras se pueden pasar a través o alrededor de dichos puntos de conexión, y también se pueden atar o unir en su lugar. Las fibras 2157 y 2158 pueden

comprender cualquiera de una gama de fibras monofilamento o multifilamento metálicas o poliméricas, pero preferiblemente están hechas de fibras de SS, MP35N, nitinol, tungsteno, PEN, PET, UHMWPE, LCP o aramida.

En la realización mostrada en la figura 52b, los segmentos 2153 de puntal comprenden puntos 2152 de conexión proximales que se conectan o forman parte del miembro ampliable exterior distal 2106. El puntal segmentado 2154 se estrecha en anchura y se conecta a la sección 2156 de puntal curva. La curvatura de las secciones 2156 de puntal crea una zona de pandeo controlado que permite que la sección distal en forma de cúpula experimente deflexión con una fuerza muy baja si se comprime. Esto se debe a que la deflexión proximal del collar 2151 se puede compensar mediante la rotación del collar, que se compensa doblando la sección 2156 de puntal en un plano aproximadamente normal al eje del vaso y del dispositivo, en lugar de doblarse en un plano aproximadamente paralelo al eje del vaso y el dispositivo, como sería el caso de un puntal recto convencional. Si el puntal tiene una relación de aspecto entre anchura y profundidad menor que 1:1, se doblará en esta dirección normal con una fuerza menor a la que se doblará en la dirección perpendicular. Si los segmentos 2156 de puntal se cortan a partir del mismo tubo o lámina del que se corta el resto del miembro exterior, es probable que la profundidad (o el grosor de pared) de los puntales 2156 sea significativamente mayor que la anchura de los puntales y, por lo tanto, proporcionar este modo de deflexión de baja fuerza puede reducir significativamente la probabilidad de que se produzca una lesión vascular si el extremo distal del dispositivo se hace avanzar inadvertidamente.

Un método para unir el collar de un miembro interior o exterior a un vástago consiste en utilizar un diseño de ajuste a presión, tal como se ilustra en la **figura 52c**. El vástago 2171 tiene una zona cónica escalonada 2172 cuyo diámetro más grande es mayor que el del extremo proximal de vástago del mismo. El collar 2174 se conecta mediante brazos 2173 de conexión al miembro exterior o interior (no mostrado), y comprende elementos 2175 de ampliación flexibles que permiten que el diámetro interior del collar se amplíe hasta un diámetro al menos igual al diámetro más grande de la zona 2172 de estrechamiento escalonado. Esta construcción proporciona una conexión muy sólida entre el vástago y el collar, y tiene la ventaja adicional de facilitar la rotación del vástago con respecto al collar si el diámetro interior del collar es ligeramente mayor que el del vástago 2171.

En las figuras 53 a 57 se describen varios diseños de miembro tubular interior. Se pretende que cualquiera de estos diseños se pueda combinar con cualquiera de los diseños de miembro exterior/enganchador exterior descritos en otra parte de este documento, o se pueda aplicar a cualquiera de los diseños de tubo interior ilustrados en otra parte de este documento. Se puede lograr una fuerza radial alta con diámetros de vaso pequeños en un tubo interior de perfil muy bajo utilizando longitudes de puntal cortas y cortando a partir de un tubo de diámetro pequeño. Por lo tanto, el miembro tubular interior se puede envolver hasta obtener un perfil que sea menor que el espacio de lumen que queda dentro del miembro exterior envuelto y, por lo tanto, puede tener un impacto negativo mínimo en el perfil envuelto general del dispositivo. Por lo tanto, el tubo interior se puede utilizar para ejercer una fuerte fuerza radial de apertura sobre el coágulo, restableciendo un lumen de flujo a través del coágulo y reduciendo el gradiente de presión a través del coágulo. Este lumen de flujo controlado y de bajo diámetro también puede servir para evitar un aumento repentino y perjudicial de la presión y el flujo a la neurovasculatura distal, lo que podría provocar efectos adversos como la conversión hemorrágica. El tubo interior se puede utilizar para proporcionar al dispositivo para la extracción de coágulos una fuerte fuerza de agarre sobre el coágulo en diámetros pequeños para agarrar y desprender de manera fiable el coágulo objetivo, mientras que el miembro exterior se puede configurar con una fuerza radial menor adecuada para los vasos, ya que simplemente necesita mantener un agarre suave sobre el coágulo desprendido para una retracción segura hacia el catéter receptor.

Cualquiera de los miembros tubulares interiores o miembros exteriores podría mecanizarse a partir de un tubo o de una lámina, o podría formarse a partir de alambre. Se podrían emplear como métodos de mecanizado, el mecanizado por láser o el corte por chorro de agua, o el grabado químico. Un material superelástico o pseudoelástico, tal como el nitinol o una aleación similar, es una elección de material preferido por sus propiedades de autoampliación. Se pretende que cualquiera de los miembros exteriores descritos en la presente memoria pueda combinarse con cualquiera de los miembros tubulares interiores y con cualquiera de las construcciones de red de captura/estructura base distal y con cualquiera de los diseños de vástago también descritos en este documento.

La **figura 53a** muestra un miembro tubular 3006 cuya línea central sigue un trayecto generalmente helicoidal a lo largo de al menos una parte de su longitud. El cuerpo tubular 3003 comprende una pluralidad de puntales 3004 y se conecta al vástago 3001 mediante brazos 3002 de conexión en su extremo proximal. En la realización mostrada, el extremo distal 3005 del cuerpo 3003 está abierto, pero en otras realizaciones puede cerrarse mediante puntales orientados hacia dentro, y en otras realizaciones más puede ensancharse radialmente hacia fuera. Una línea central helicoidal o en espiral, tal como esta, también se puede aplicar a miembros de otras secciones transversales, tales como las ilustradas en las figuras 53c-g.

La **figura 53b** muestra un miembro tubular 3025 con una configuración de doble tubo. Los cuerpos tubulares 3023 y 3024 comprenden una pluralidad de puntales 3026 y se conectan entre sí y al vástago 3021 mediante brazos 3022 de conexión en sus extremos proximales. En la realización mostrada, los extremos distales de los cuerpos 3023 y 3024 están abiertos, pero en otras realizaciones uno o ambos extremos pueden cerrarse mediante puntales orientados hacia dentro, y en otras realizaciones más pueden ensancharse radialmente hacia fuera.

Las **figuras 53c-g** muestran una gama de formas de sección transversal de miembros tubulares interiores. La **figura 53c** es una sección transversal de un miembro tubular cuya superficie exterior 3041 es generalmente de forma cilíndrica.

La **figura 53d** es una sección transversal del miembro 3025 de la figura 53b, en la que 3051 es la superficie exterior del cuerpo tubular 3023 y 3052 es la superficie exterior del cuerpo tubular 3024.

La **figura 53e** muestra una sección transversal de un miembro que comprende tres cuerpos tubulares 3061, 3062 y 3063 generalmente paralelos, cuyas líneas centrales podrían ser rectas o podrían curvarse de manera similar a la del cuerpo 3006 en la figura 53a.

La **figura 53f** es una sección transversal del cuerpo 3072 que tiene un perfil en forma de riñón con una región plegada 3071 en su forma ampliada, como se muestra. El cuerpo 3072 comprende una forma generalmente cilíndrica cuando se envuelve en un microcatéter para el suministro, pero se amplía hasta alcanzar el perfil en forma de riñón (que se muestra) cuando se desenfunda. La región plegada 3071 sirve para pellizcar y sujetar el coágulo en el que se despliega, mientras el lumen interior 3073 crea un lumen de flujo a través del coágulo.

La **figura 53g** es una sección transversal del cuerpo 3082 que tiene un perfil en forma de hoja de trébol con las regiones plegadas 3081 en su forma ampliada que funcionan de manera similar a la región plegada 3071 de la figura 53f.

La **figura 53h** es una sección transversal del cuerpo 3091 que tiene un perfil en forma de riñón en el que un miembro tubular interior 3092 y un miembro exterior 3093 se forman a partir del mismo tubo o lámina de material.

Cualquiera de los perfiles de sección transversal descritos en las figuras 53c-g también podría emplearse con cualquiera de los diseños de miembro/enganchador exterior que se muestran en otra parte de este documento, y los miembros tubulares definidos por estos perfiles se podrían utilizar como dispositivos para la extracción de coágulos independientes sin miembros exteriores adicionales.

La **figura 54** muestra una vista desarrollada de una parte de un miembro tubular interior 3101 que representa algunas de las formas y patrones de puntal que pueden emplearse para proporcionar al miembro la combinación óptima de fuerza radial, perfil envuelto y flexibilidad. Los puntales 3102 son más cortos y anchos que los puntales 3105, de modo que una primera región que comprende una pluralidad de puntales interconectados 3102 tiene una fuerza radial mayor que una segunda región que comprende una pluralidad de puntales interconectados 3105. Sin embargo, los puntales 3105 más largos y más estrechos de la segunda región le darían una mayor flexibilidad, tanto en la configuración envuelta como en la ampliada, que los de la primera región, a menos que la primera región comprendiera conectores flexibles, tales como 3106, o coronas no conectadas, como 3103. Se muestran puntales cónicos 3104 que pueden emplearse para crear una transición entre regiones de fuerza radial relativamente alta y baja.

La **figura 55** muestra un dispositivo 3151 para la extracción de coágulos que comprende un vástago 3152, un miembro exterior 3154 y un miembro interior 3153. El miembro interior 3153 tiene una primera región 3156 de diámetro conectada al vástago 3152 mediante brazos 3162 de conexión, una segunda región 3157 de diámetro que tiene un diámetro menor que el de la primera región de diámetro, una tercera región 3158 de diámetro que tiene un diámetro mayor que el de la segunda región de diámetro, y una cuarta región 3159 ensanchada cuyo diámetro máximo es mayor que el de cualquiera de las otras regiones. En la realización mostrada, una región 3160 cónica o en forma de cúpula que se estrecha distalmente hacia dentro se conecta a la región 3159 ensanchada, y una punta flexible 3161 se une al extremo distal de la región 3160. En otras realizaciones, la región distal ensanchada puede terminar en un extremo abierto, en lugar de en un extremo cerrado con una punta. Este diseño de diámetro escalonado tiene una serie de ventajas: 1) la(s) región(es) 3157 de diámetro reducido ayudan a agarrar el coágulo en el que se despliega el dispositivo al crear un enganche mecánico entre el dispositivo y el coágulo, 2) la(s) región(es) 3157 de diámetro reducido pueden reducir el riesgo de conversión hemorrágica al proporcionar un lumen de flujo definido que controla la velocidad del flujo sanguíneo a través del dispositivo mientras se despliega en el coágulo, evitando así el aumento abrupto y grande de flujo y presión que se crearía por un desplazamiento o eliminación significativos de la obstrucción por coágulo. 3) la(s) región(es) 3157 de diámetro reducido proporcionan puntos de articulación para hacer que el dispositivo sea flexible y atraumático durante el suministro y la retracción. Esta configuración escalonada y/o ensanchada se puede aplicar a cualquiera de los miembros tubulares interiores descritos en otra parte de este documento.

El extremo ensanchado 3159 del miembro tubular interior 3151 ayuda a controlar la posición del miembro tubular interior con respecto al miembro exterior 3154 y a evitar el enganche de cualquier punto de extremo terminal del miembro tubular interior dentro de los puntales del miembro exterior. Esto es particularmente beneficioso si hay un cambio significativo en la longitud (debido al acortamiento) del miembro exterior con respecto al interior (o viceversa) entre la configuración de suministro envuelta y la configuración desplegada ampliada. Otros medios para evitar el enganche y controlar la posición de la región distal de miembro tubular interior se ilustran en otra parte de este documento, e incluyen una conexión por alambre de resorte (como se muestra en la figura 51b), una configuración de collar deslizante (como se muestra en la figura 52b), una conexión atada entre un extremo ensanchado del extremo interior y el extremo distal del miembro exterior (como se muestra en la figura 70) y un acortamiento coincidente de los miembros interior y exterior para evitar cualquier cambio relativo en la longitud.

El miembro exterior 3154 puede terminar en un diseño de extremo abierto en el extremo 3155, como se muestra, o puede comprender un extremo distal cerrado o con estructura base, como se ilustra en las figuras 51 y 52 y en otras partes de este documento.

La **figura 56a** muestra una vista lateral de un miembro tubular interior 3201 desplegado en una curva. El miembro tubular interior 3201 comprende una pluralidad de puntales 3202 conectados en los puntos 3203 de unión y que definen las celdas 3205 de tal modo que cuatro de estas celdas rodean la circunferencia del miembro. Por lo tanto, cuando se colocan en una curva, las celdas del interior de la curva están sujetas a compresión, las celdas del exterior de la curva están sujetas a tensión y las celdas a cada lado del miembro tubular interior generalmente alineadas con su eje neutro están sujetas a una tensión significativamente menor. La simetría de una construcción de cuatro celdas, como se muestra, significa que los grados de libertad proporcionados a cada uno de los puntales y puntos de unión permiten que las celdas se deformen y que el tubo se doble en un radio de curvatura muy estrecho sin pandeo. Esto se ilustra en la figura 56b, que muestra una vista en sección a través del radio de curvatura más estrecho del dispositivo 3201, que muestra que la superficie exterior 3221 ha mantenido una forma generalmente circular, manteniendo así un lumen 3222 de flujo grande a través del interior del miembro tubular.

La **figura 57a** ilustra el pandeo 3253 que puede producirse en un tubo convencional tipo stent 3251 que comprende puntales 3252 interconectados configurados en un diseño de cinco celdas o más cuando se coloca en una curva cerrada. La figura 56b muestra una vista en sección a través del radio de curvatura más estrecho del dispositivo 3251, que muestra que la superficie exterior 3271 se ha plegado en una forma aplanada, por lo que no puede mantener un lumen 3222 de flujo suficiente a través del interior del miembro tubular.

La **figura 58a** muestra una vista isométrica de un miembro exterior 3301. El miembro exterior 3301 comprende tres segmentos autoampliables conectados por dos miembros de varilla. El primer segmento autoampliable 3303 se conecta en la unión proximal 3306 al miembro alargado 3302, y comprende tres miembros 3307, 3309 y 3310 de anillo. El miembro 3307 de anillo proximal solo se conecta al miembro 3301 en la unión proximal 3306, y su corona o vértice distal 3308 no se conecta a ningún miembro de anillo adyacente. Esto significa que el miembro 3307 de anillo proximal puede mantener una buena aposición con la pared de un vaso en el que se despliega, incluso cuando el miembro exterior está sujeto a tensión, como podría ocurrir cuando se retrae a través de la tortuosidad vascular, lo que es beneficioso para evitar la pérdida de cualquier coágulo que el miembro exterior mantenga alrededor o en el extremo proximal de dicho miembro de anillo. El segundo miembro 3309 de anillo se conecta en su extremo proximal al miembro alargado 3302 y al miembro 3307 de anillo proximal mediante el brazo 3317 de conexión, y en su extremo distal 3312 al miembro 3313 de varilla. El tercer miembro 3310 de anillo comprende aproximadamente la mitad de la circunferencia del miembro exterior y se conecta al segundo miembro 3309 de anillo en el punto 3311 de unión. El segundo segmento autoexpansible 3304 y el tercer segmento autoexpansible 3305 son de una construcción similar al primer segmento autoexpansible 3303. El segundo segmento autoampliable 3304 se orienta a 180 grados con respecto al primer segmento autoampliable 3303, y se conecta a él mediante el miembro 3313 de varilla, mientras que el tercer segmento autoampliable 3305 se orienta a 180 grados con respecto al segundo segmento autoampliable 3304, y se conecta a él mediante el miembro 3314 de varilla.

Los tres segmentos autoampliables se separan mediante bocas 3318 y 3319 de entrada, que permiten que partes del coágulo entren en un espacio de recepción definido por el miembro exterior y un miembro tubular interior dispuesto en el interior del mismo.

En la realización mostrada, las coronas distales 3315 y 3316 comprenden el extremo distal del miembro exterior, pero en otras realizaciones se puede añadir una red de captura al miembro exterior, como se describe en otra parte de este documento, y en otras realizaciones más, el extremo distal del miembro exterior puede comprender puntales que se proyectan radialmente hacia dentro para crear una región de estructura base de retención de coágulos que, en algunas realizaciones, también puede comprender fibras de estructura base, como se ilustra, por ejemplo, en la figura 52b.

La **figura 58b** es una vista desarrollada del miembro exterior 3301 de la figura 58a.

La **figura 59a** muestra una vista isométrica de un miembro exterior 3351. El miembro exterior 3351 comprende tres segmentos autoampliables similares conectados por dos pares de miembros de varilla. El primer segmento autoampliable 3356 comprende un primer miembro de anillo que comprende cuatro puntales 3353, un segundo miembro de anillo que comprende cuatro puntales 3363 y dos celdas en forma de rombo formadas por el segundo miembro de anillo y los puntales 3368. El primero y el segundo miembro de anillo contienen coronas terminales 3355 y 3354 no conectadas, respectivamente, y se conectan entre sí mediante puntales 3365 de conexión. El primer segmento autoampliable 3356 se conecta en los puntos 3369 al vástago alargado 3352 mediante dos brazos 3366 de conexión. El segundo segmento autoampliable 3357 es similar al primero y se conecta a él mediante miembros 3361 de varilla paralelos, que se desplazan entre los puntos 3364 y 3362 de unión. El tercer segmento autoampliable 3358 es similar al primero y al segundo segmento autoampliable, y se conecta al segundo segmento autoampliable mediante miembros 3360 de varilla paralelos. En la realización mostrada, el tercer segmento autoampliable del miembro exterior comprende coronas terminales 3359, pero en otras realizaciones se puede añadir una red de captura al miembro exterior, como se describe en otra parte de este documento, y en otras realizaciones, el extremo distal del miembro exterior puede comprender puntales que se proyectan hacia dentro radialmente para crear una región de estructura base de retención de coágulos, que puede en algunas realizaciones también comprender fibras de estructura base, como se ilustra, por ejemplo, en la figura 52b.

Los tres segmentos autoampliables se separan mediante bocas 3370 de entrada, que permiten que partes del coágulo entren en un espacio de recepción definido por el miembro exterior y un miembro tubular interior dispuesto en el interior del mismo.

En otra realización, la tercera sección autoampliable 3358 y las varillas 3360 se orientan a 90 grados con respecto a lo que se muestra en la figura 59a, de modo que las varillas 3360 se conectan al segundo segmento autoampliable en las coronas 3367.

5 La **figura 59b** es una vista desarrollada del miembro exterior 3351 de la figura 59a.

La **figura 60a** es una vista desarrollada de otro miembro exterior de un dispositivo para la extracción de coágulos.

10 El miembro exterior 3401 es un componente autoampliable que comprende una región 3402 de estructura base proximal, una región 3403 de estructura base media y una región 3404 de estructura base distal. Las bocas 3405 y 3406 de entrada se encuentran entre las secciones de estructura base, de modo que las secciones de estructura base pueden empujar el coágulo a través de las bocas de entrada hacia un espacio de recepción dentro del miembro exterior. Cada sección de estructura base comprende una pluralidad de puntales 3407 y coronas 3408, que incluyen en esta realización las coronas terminales 3409 no conectadas. Cada sección de estructura base se conecta a la sección de estructura base contigua mediante varillas 3410 que, en esta realización, contienen características 3411 de articulación. La sección 3402 de estructura base proximal se conecta a un punto de unión proximal o collar 3412 mediante brazos 3413 de conexión proximales. La sección 3404 de estructura base distal comprende una pluralidad de puntales 3415 que se proyectan radialmente hacia dentro que, en esta realización, terminan en un punto de unión distal o collar 3414, y comprenden múltiples características 3416 de conexión de fibra, que pueden ser ojales u otras formas, como las que se muestran en las figuras 24 y 25. Los marcadores radiopacos 3417 pueden colocarse en el miembro exterior para ayudar a visualizar la posición y el estado del dispositivo bajo fluoroscopia.

25 La **figura 60b** es una vista detallada de una característica atraumática unida al extremo distal de una corona terminal (no conectada) orientada distalmente de un miembro exterior, tal como la corona 3409 de la figura 60a, por ejemplo. La característica 3432 de punta atraumática es un puntal cónico que se curva radialmente hacia dentro conectado en su extremo proximal a la corona 3431 y que termina en un extremo redondeado 3433.

30 La **figura 60c** es una vista detallada de una característica atraumática unida al extremo distal de una corona terminal (no conectada) orientada distalmente de un miembro exterior, tal como la corona 3409 de la figura 60a, por ejemplo. La característica de punta atraumática 3442 comprende las características 3444 de ranura y se conecta en su extremo proximal a la corona 3441 y termina en un extremo 3443 en forma de punta esférica. Las características 3444 de ranura añaden flexibilidad a la característica de punta para permitir que se desvíe con una fuerza muy baja bajo una carga lateral o de compresión, tal como la que se puede experimentar al entrar en contacto con la pared de un vaso.

35 La **figura 61** muestra un dispositivo 3451 para la extracción de coágulos que comprende un miembro tubular interior 3453 y un miembro exterior 3457. El miembro exterior 3457 comprende una pluralidad de elementos 3454 de anillo conectados en sus extremos proximales a la varilla axial 3455, que a su vez se conecta en su extremo proximal al vástago alargado 3452. Una red 3456 de captura distal se conecta al anillo más distal de los miembros 3454 de anillo.

40 La **figura 62** muestra otro miembro exterior de un dispositivo para la extracción de coágulos, en el que tres miembros 3502, 3503 y 3504 en forma de sillín se conectan entre sí mediante brazos 3506 y 3507 de conexión y a un punto 3501 de conexión proximal mediante brazos 3505 de conexión. Dicho miembro exterior se puede utilizar junto con cualquiera de los miembros tubulares interiores descritos en otra parte de este documento, y se puede utilizar junto con cualquiera de los diseños de red de captura descritos en otra parte de este documento, que pueden estar separados del miembro exterior, tal como se ilustra en la figura 1a, o estar integrados con el miembro exterior, tal como se ilustra en la figura 52b.

La **figura 63a** y la **figura 63b** muestran una vista isométrica y una vista lateral, respectivamente, de un miembro exterior 3551 de una cesta de enganche de un dispositivo para la extracción de coágulos. El miembro exterior 3551 comprende una pluralidad de puntales conectados de tal modo que se crean dos miembros de varilla paralelos que comprenden una serie de celdas 3554 en forma de rombo conectadas que comprenden miembros 3555 de puntal, y una pluralidad de miembros en forma de V que comprenden pares de puntales 3556, que se conectan en sus extremos proximales a las celdas 3555 en forma de rombo y en sus extremos distales a los elementos 3557 de resorte. Los miembros de varilla se conectan a un collar proximal o punto 3552 de conexión mediante brazos 3553 de conexión. Por lo tanto, este miembro exterior comprende dos tipos básicos de celdas: celdas 3555 en forma de rombo y celdas 3559 de cinco lados. El propósito de las varillas de las celdas 3555 en forma de rombo es actuar como transmisores de fuerza a través del dispositivo, de modo que cuando está bajo tensión (como cuando se retrae el coágulo capturado a través de tortuosidad) esta fuerza de tracción se transmite a través de las celdas 3555 en forma de rombo y los brazos 3553 de conexión al collar proximal 3552, en lugar de a través de las celdas 3559 de cinco lados. Esto permite que el dispositivo mantenga su diámetro y, por lo tanto, evite la pérdida del coágulo capturado. El elemento 3557 de resorte puede estirarse para adoptar la forma 3557a o comprimirse para adoptar la forma 3557b con fuerzas muy bajas, de modo que el dispositivo mantenga su forma y evite el pandeo en las curvas. Esta construcción tiene la ventaja de evitar que cualquiera de las coronas 3560 del dispositivo migre y dañe los pequeños y delicados vasos perforantes que se ramifican desde las paredes de las arterias cerebrales. Dicho miembro exterior se puede utilizar junto con cualquiera de los miembros tubulares interiores descritos en otra parte de este documento, y se puede utilizar junto con cualquiera de los diseños de red de captura descritos en otra parte de este documento, que pueden estar separados del miembro exterior, tal como se ilustra en la figura 1a, o estar integrados con el miembro exterior, tal como se ilustra en la figura 52b.

La **figura 64a** muestra una vista lateral de otro miembro exterior 3601 de una cesta de enganche de un dispositivo para la extracción de coágulos. El miembro exterior 3601 es idéntico al miembro 3551 de la figura 63a, con la excepción de que se han retirado varios puntales de las varillas de celda en forma de rombo (tal como entre los puntos 3602 y 3603) para crear aberturas 3604 de entrada grandes, por las que puede fluir el coágulo. Dicho miembro exterior se puede utilizar junto con cualquiera de los miembros tubulares interiores descritos en otra parte de este documento, y se puede utilizar junto con cualquiera de los diseños de red de captura descritos en otra parte de este documento, que pueden estar separados del miembro exterior, tal como se ilustra en la figura 1a, o estar integrados con el miembro exterior, tal como se ilustra en la figura 52b.

La **figura 64b** muestra una vista lateral de otro miembro exterior 3651 de una cesta de enganche de un dispositivo para la extracción de coágulos. Otro miembro exterior 3651 es idéntico al miembro 3551 de la figura 63a, con la excepción de que se han retirado varios puntales de las varillas de celda en forma de rombo (tal como entre los puntos 3652 y 3653) y de las celdas de cinco lados (tal como entre los puntos 3654 y 3655) para crear aberturas de entrada 3656 grandes, por las que puede fluir el coágulo. Dicho miembro exterior se puede utilizar junto con cualquiera de los miembros tubulares interiores descritos en otra parte de este documento, y se puede utilizar junto con cualquiera de los diseños de red de captura descritos en otra parte de este documento, que pueden estar separados del miembro exterior, tal como se ilustra en la figura 1a, o estar integrados con el miembro exterior, tal como se ilustra en la figura 52b.

La **figura 65a** muestra una vista lateral de otro miembro exterior 3671 de una cesta de enganche de un dispositivo para la extracción de coágulos. El miembro exterior 3671 es similar al miembro 3551 de la figura 63a, con la excepción de que se han retirado cuatro de los puntales 3557 para crear cuatro aberturas 3677 de entrada grandes, por las que puede fluir el coágulo. La retirada de estos puntales crea tres segmentos: el segmento proximal 3672, que se conecta al segmento medio 3673 en los puntos 3678 de articulación; el segmento medio 3673, que se conecta al segmento distal 3674 en los puntos 3679 de articulación, y el segmento distal, que comprende una sección 3675 de estructura base en forma de cúpula a la que se une una punta flexible distal 3676. Un miembro exterior de este tipo se puede utilizar junto con cualquiera de los miembros tubulares interiores descritos en otra parte de este documento, y se puede utilizar junto con cualquiera de los diseños de red de captura descritos en otra parte de este documento, donde las redes de captura pueden estar separadas del miembro exterior, tal como se ilustra en la figura 1a, o estar integradas con el miembro exterior, tal como se muestra en esta realización. Este diseño segmentado permite que el dispositivo interactúe con el coágulo y lo agarre, y se mantenga en excelente aposición con la pared en las curvas y bajo tensión de una manera similar a la descrita en las figuras 14a-d y también en las figuras 83a-b.

La **figura 65b** muestra una vista superior de una parte media de otro miembro exterior 3685 de una cesta de enganche de un dispositivo para la extracción de coágulos. Esta vista muestra una realización de la sección media 3673 del dispositivo 3671 en la figura 65a. Esta sección media tiene una construcción similar a la de 3673 (que es similar a la de 3551 mostrada en la figura 63a), pero difiere en que tiene coronas terminales adicionales 3689 y un puntal axial 3686 más corto. Las coronas terminales 3689 se crean mediante la unión de los extremos distales de los puntales 3687 y 3688. Este diseño crea una celda 3690 de estructura base de seis lados, cuya corona terminal 3689 está separada de la de la celda adyacente 3691. Esto, efectivamente, crea una corona terminal adicional, cuyo vértice proporciona una "punta de sillín" que puede ayudar a agarrar y desprender el coágulo.

La **figura 66** es una vista lateral del extremo distal con estructura base de un miembro exterior 3701, y muestra un diseño de estructura base atraumático que podría aplicarse a muchos de los miembros exteriores descritos en otra parte de este documento. Los puntales 3702 terminan en coronas 3703, a las que se unen radialmente los elementos 3704 de aro, que se proyectan radialmente hacia dentro y se interconectan a través de los ojales 3705 en su extremo distal mediante el elemento 3706 de atadura. Al no conectar rigidamente los ojales 3705, los elementos 3704 de aro pueden desviarse libremente con una fuerza muy baja en respuesta a una fuerza de compresión, tal como el contacto con la pared de un vaso. Al mismo tiempo, los aros 3704 y la atadura 3706 proporcionan un alto grado de estructura base para evitar la migración distal del coágulo retenido dentro del miembro exterior.

La **figura 67** es una vista isométrica del extremo distal con estructura base de un miembro exterior 3751, y muestra un diseño de estructura base atraumático que podría aplicarse a muchos de los miembros exteriores descritos en otra parte de este documento. En este diseño, se ha añadido una sección amoldable a los puntales distales orientados hacia dentro del dispositivo para que pueda desviarse con una fuerza muy baja cuando se comprime. Este enfoque se puede utilizar junto con fibras, como se muestra en otra parte de este documento, para proporcionar una red de captura altamente atraumática y con estructura base. Los puntos 3752 de conexión representan los puntos de unión de la estructura 3751 a la sección distal de un miembro exterior, o podrían ser una parte del propio miembro exterior en una realización en la que la estructura 3751 está integrada con el miembro exterior. Los puntales cónicos 3753 que se proyectan hacia dentro se extienden entre los puntos 3752 de conexión y los puntales compresibles 3755, que a su vez se conectan al collar distal 3756. Los puntales compresibles 3755 comprenden secciones amoldables 3757 que consisten en regiones onduladas con una pluralidad de puntos 3758 de inflexión.

La **figura 68** es una vista isométrica del extremo distal de un miembro exterior 3801, y muestra un diseño de puntal atraumático que podría aplicarse a muchos de los miembros exteriores descritos en otra parte de este documento. El miembro exterior 3801 comprende una pluralidad de puntales 3802 de grosor 3805 de pared en una primera región proximal

de su extremo distal, y una pluralidad de puntales 3804 de grosor 3806 de pared en una segunda región adyacente a su extremo distal y en el extremo distal de la primera región, y una pluralidad de puntales 3803 en una tercera región que se encuentra entre la primera y la segunda región cuyo grosor de pared se estrecha desde una dimensión igual o menor que la de 3805 a una dimensión igual o mayor que la de 3806. En la realización mostrada, los puntales 3804 terminan en el collar distal 3807, mientras que en otras realizaciones los extremos distales de los puntales 3804 pueden flotar libremente o estar interconectados sin un collar o estar atados o conectados a un miembro tubular interior. Una ventaja de este diseño es que al reducir el grosor de pared de puntal, el extremo distal del miembro exterior puede hacerse muy flexible y atraumático. La anchura de puntal también se puede reducir mecanizando un puntal más estrecho, de modo que el segundo momento de área resultante de los puntales distales 3804 sea significativamente menor que el de los puntales 3802. Por lo tanto, los puntales 3802 pueden proporcionar una fuerza radial alta para agarrar el coágulo, mientras que los puntales 3803 y 3804 pueden proporcionar una estructura base eficaz para el coágulo y una transición de rigidez suave hacia un extremo distal blando. Lograr una transición de rigidez suave de esta manera es muy ventajoso para la capacidad de suministro, particularmente cuando se hace avanzar un dispositivo de este tipo a través de un microcatéter de diámetro pequeño alrededor de curvas tortuosas.

Lograr el grosor de pared de puntal cónico deseado descrito anteriormente no es fácil utilizando los métodos convencionales para la fabricación de stents o dispositivos tipo stent para la extracción de coágulos, tales como el mecanizado por láser, porque la herramienta de corte (en este caso, un láser) típicamente trabaja en ángulo recto con respecto a la superficie del tubo o la lámina del cual se corta el dispositivo. Por lo tanto, se puede lograr fácilmente la variación de la anchura de puntal, pero no se puede variar el grosor de puntal.

Un método para lograr el grosor de pared de puntal cónico deseado descrito anteriormente consiste en reducir el grosor de pared del tubo (o lámina) del que se corta el componente. La **figura 69** muestra una sección transversal de un tubo 3851 que tiene un grosor 3853 de pared en su extremo distal menor que el grosor 3852 de pared en su extremo proximal. Esta diferencia en el grosor de pared podría lograrse rectificando, grabando, puliendo o eliminando de otro modo el material del diámetro exterior o interior del tubo. Esta diferencia en el grosor de pared también podría lograrse rectificando, grabando, puliendo o eliminando de otro modo el material del diámetro exterior o interior del miembro exterior total o parcialmente mecanizado, ya sea antes o después de la ampliación hasta su tamaño nominal y el pulido.

En otra realización del miembro exterior 3801, la sección distal de pared delgada que comprende los puntales 3804 podría mecanizarse a partir de un tubo o lámina diferente de aquel/aquella a partir del(de la) cual se mecanizaron los puntales 3802, y los dos componentes ensamblarse posteriormente entre sí mediante soldadura, unión o atadura.

Otro método más para lograr el grosor de pared de puntal cónico deseado descrito anteriormente consiste en desplazar la herramienta de corte (que puede ser, por ejemplo, un rayo láser) respecto del eje central del tubo. Este método se describe con más detalle en relación con las figuras 92 a 94.

La **figura 70a** muestra una vista lateral del extremo distal de un dispositivo para la extracción de coágulos, que comprende un miembro tubular interior 3902 y un miembro exterior 3903. El miembro tubular interior 3902 comprende una pluralidad de puntales 3907 y termina en una punta distal 3906 que se conecta al cuerpo del miembro tubular interior mediante los brazos distales 3909. La región distal del miembro tubular interior también comprende una pluralidad de puntales 3912 de estructura base que se proyectan hacia fuera y terminan en ojales 3905. La región distal del miembro exterior 3903 comprende una pluralidad de puntales 3911 que contienen ojales 3904, y una pluralidad de brazos 3910 de estructura base que se proyectan hacia dentro que también comprenden ojales en sus extremos terminales. Los puntales 3912 que se proyectan hacia fuera del miembro tubular interior se conectan a los puntales 3910 que se proyectan hacia dentro del miembro exterior mediante una o más fibras 3908 que pasan a través de los ojales 3905 y 3904. Por lo tanto, la(s) fibra(s) 3908, junto con los puntales de los miembros interior y exterior, forman una red de estructura base en el extremo distal del miembro exterior, como se muestra en la **figura 70b**, que es una vista de extremo del dispositivo de la figura 70a.

La **figura 71** muestra una vista isométrica del extremo distal de un miembro exterior de un dispositivo para la extracción de coágulos. La región distal del miembro exterior 3951 comprende una pluralidad de puntales 3952 que contienen ojales 3953 a través de los cuales se pasan una o más fibras 3954 de tal modo que la(s) fibra(s) forman una red de estructura base en el extremo distal del miembro exterior.

La **figura 72** muestra una vista lateral del extremo distal de un dispositivo 4001 para la extracción de coágulos, que comprende un miembro tubular interior 4002 y un miembro exterior 4003. La región distal del miembro exterior 4003 comprende una pluralidad de puntales 4004 que contienen ojales 4005. Una pluralidad de fibras (o una sola fibra doblada sobre sí misma varias veces) 4006 se pasan a través de los ojales 4005 y se conectan al extremo distal del miembro tubular interior 4002 en el collar 4007, de tal modo que se forma una red invertida 4008, donde el extremo más distal de la red comprende un cepillo altamente atraumático de fibras de diámetro fino. Esta construcción tiene la ventaja adicional de proporcionar una conexión amoldable entre el extremo del miembro tubular interior 4002 y el miembro exterior 4003, que puede adaptarse a algunos cambios de longitud durante la carga y el despliegue y minimiza el riesgo de enganche de un elemento en el otro. En otra modalidad, las fibras se configuran además en un patrón tricotado o trenzado.

La **figura 73** muestra una vista isométrica del extremo distal de un miembro exterior de otro dispositivo para la extracción de coágulos, algo similar al ilustrado en la figura 52b. La región distal del miembro exterior 4051 comprende una pluralidad de

puntales 4052 que definen una forma generalmente cilíndrica, desde la cual una pluralidad de puntales 4053 se proyecta radialmente hacia dentro hasta el punto de unión 4054, al que se une una punta distal 4055 flexible y radiopaca. La fibra 4056, que puede ser una fibra continua o múltiples fibras, se pasa a través de los ojales 4052 alrededor del miembro exterior de tal modo que se forma una red de estructura base en el extremo distal del miembro exterior.

La **figura 74a** muestra una vista lateral de un dispositivo para la extracción de coágulos, que comprende un miembro tubular interior 4102 y un miembro exterior 4103 conectados en sus extremos proximales a un vástago alargado 4114. El miembro exterior 4103 comprende una sección proximal autoampliable 4104 generalmente cilíndrica y una sección distal autoampliable 4105 que comprende un extremo distal generalmente cónico o en forma de cúpula al que se une una punta flexible 4108. Las secciones proximal y distal del miembro exterior se conectan mediante dos brazos 4106 y 4107 de conexión, que adoptan una configuración generalmente en espiral, como se muestra en el estado ampliado sin restricciones. Los extremos distales de los miembros interior y exterior se conectan mediante una sección 4109 de resorte amoldable axialmente, que puede adaptarse a un cambio de longitud y/o movimiento de rotación entre los miembros interior y exterior durante el uso. En otras modalidades, los extremos distales de los miembros interno y externo pueden no estar conectados, o pueden estar restringidos sin una conexión fija. El miembro tubular interior 4102 comprende una pluralidad de zonas de diferente fuerza radial y flexibilidad, que se pueden crear mediante diferentes geometrías y configuraciones de puntal, como se describe en relación con la figura 54. Una zona 4110 de alta fuerza radial se ubica en el extremo proximal del miembro tubular interior y se asienta en el extremo proximal de la sección proximal 4104 con estructura base del miembro exterior, de modo que cuando se despliega dentro de un coágulo, esta zona del miembro tubular interior puede ampliarse y agarrar el coágulo y crear un lumen de flujo a través de esa parte del coágulo. Una zona 4111 de fuerza radial relativamente más baja se ubica distal con respecto a la zona 4110 y se asienta debajo de la sección proximal 4104 con estructura base del miembro exterior, de modo que cuando se despliega dentro de un coágulo, la fuerza radial combinada de los miembros interior y exterior es suficiente para agarrar el coágulo y crear un lumen de flujo a través de esa parte del coágulo, mientras que los puntales más largos y delgados de esta zona proporcionan a esta parte del miembro tubular interior una flexibilidad de flexión mayor que la de su zona vecina de alta fuerza radial. Una zona 4112 de alta fuerza radial se ubica en el extremo proximal del miembro tubular interior, y se encuentra entre la sección proximal 4104 con estructura base y la sección distal 4105 del miembro exterior, de modo que cuando se despliega dentro de un coágulo, esta zona del miembro tubular interior puede ampliarse y agarrar el coágulo y crear un lumen de flujo a través de esa parte del coágulo. Una zona 4113 de fuerza radial relativamente más baja se ubica en el extremo distal del miembro tubular interior y se encuentra debajo de la sección distal 4105 con estructura base del miembro exterior, de modo que cuando se despliega dentro de un coágulo, la fuerza radial combinada de los miembros interior y exterior es suficiente para agarrar el coágulo y crear un lumen de flujo a través de esa parte del coágulo, mientras que los puntales más largos y delgados de esta zona proporcionan a esta parte del miembro tubular interior una flexibilidad de flexión mayor que la de su zona de alta fuerza radial vecina.

La **figura 74b** muestra una vista lateral del dispositivo 4101 de la figura 74a en una configuración plegada, tal como podría ser para el suministro a través de un microcatéter. Durante la carga en un tubo de diámetro pequeño, los dos brazos 4106 y 4107 de conexión se extienden y enderezan para adoptar una posición generalmente paralela al vástago del dispositivo. Como consecuencia de esto, la sección distal 4105 del miembro exterior tiende a girar con respecto a la sección proximal 4104 una vez que el dispositivo se despliega y se permite que se amplíe. Esta acción giratoria y la reducción de la distancia entre las secciones de miembro exterior proximal y distal sirven para atrapar el coágulo debajo de los brazos de conexión y dentro del espacio de recepción entre los miembros interior y exterior.

La **figura 75** muestra un gráfico 4151 que representa la presión radial en el eje vertical 4153 y el diámetro de vaso en el eje horizontal 4152. Las barras del gráfico representan la presión radial de diferentes dispositivos o componentes de dispositivo en diferentes diámetros de vaso. El punto 4155 en el eje horizontal representa el diámetro de vaso más pequeño en el que se pretende utilizar estos dispositivos para la extracción de coágulos, que podría ser, por ejemplo, de 1,5 mm. El punto 4156 representa un diámetro de vaso típico a través del cual se espera que se desplieguen y retiren estos dispositivos para la extracción de coágulos, por ejemplo, de 3,0 mm. El punto 4154 representa el diámetro en el que se espera que el dispositivo se amplíe hasta dentro del coágulo objetivo para crear un lumen de flujo y agarrar el coágulo, siendo dicho diámetro menor que el diámetro de vaso más pequeño en el que se pretende utilizar estos dispositivos para la extracción de coágulos, por ejemplo, de 1,0 mm. En el eje horizontal están marcados dos niveles de presión radial: es deseable que los dispositivos ejerzan una presión radial sobre el vaso menor que el nivel representado por la línea 4163 para evitar traumatismos vasculares, y es deseable que los dispositivos ejerzan una presión radial sobre el coágulo mayor que el nivel representado por la línea 4164 para crear un lumen a través del coágulo y, por lo tanto, restablecer el flujo sanguíneo al tejido cerebral isquémico y reducir el gradiente de presión a través del coágulo. Es muy difícil que un solo componente autoampliable, tal como el típico dispositivo tipo stent 201 para la extracción de coágulos ilustrado en la figura 13, satisfaga estos dos deseos contradictorios de presión radial y, por lo tanto, los dispositivos tipo stent para la extracción de coágulos típicos tienden a tener una fuerza radial intermedia que no es lo suficientemente alta como para garantizar un lumen de flujo a través del coágulo, ni tampoco lo suficientemente baja como para garantizar que se eviten traumatismos vasculares. Los dispositivos para la extracción de coágulos de doble capa de esta descripción superan esta desventaja no deseable, porque el miembro tubular interior se puede configurar para suministrar una presión radial fuerte, pero con un diámetro ampliado máximo que es menor que el diámetro de vaso más pequeño en el que se pretende utilizar estos dispositivos para la extracción de coágulos, y el miembro exterior se puede configurar para suministrar una presión radial menor de la que sería traumática para el vaso.

Estos niveles de presión radial se ilustran mediante las barras del gráfico 4151:

La barra 4157 muestra la presión radial de un dispositivo tipo stent para la extracción de coágulos típico cuando se amplía hasta un diámetro bajo 4154, y la barra 4160 muestra la presión radial de un dispositivo tipo stent para la extracción de coágulos típico cuando se amplía hasta un diámetro mayor 4156, lo que demuestra que la fuerza radial ejercida en el diámetro 4154 puede no ser suficiente para abrir un lumen de flujo, y la fuerza radial ejercida en el diámetro 4156 puede ser demasiado alta para garantizar un contacto atraumático con el vaso.

La barra 4158 muestra la presión radial de un miembro tubular interior cuando se amplía hasta un diámetro bajo 4154, y la barra 4161 indica que el miembro tubular interior ejerce una presión radial cero sobre el vaso con el diámetro 4156 de vaso porque el diámetro de vaso es mayor que el diámetro del miembro tubular interior. Por lo tanto, se puede observar que el miembro tubular interior por sí solo tiene la resistencia radial necesaria para ampliarse hasta el diámetro 4154 y crear un lumen de flujo a través del coágulo, pero no ejerce ninguna presión radial sobre el vaso porque su diámetro ampliado máximo es menor que el de cualquier vaso en el que se despliega.

La barra 4159 muestra la presión radial de un miembro exterior cuando se amplía hasta un diámetro bajo 4154, y la barra 4162 muestra la presión radial del miembro exterior cuando se amplía hasta un diámetro mayor 4156. Sin embargo, la presión radial efectiva ejercida por el dispositivo para la extracción de coágulos es en realidad la suma de la ejercida por el miembro tubular interior y la ejercida por el miembro exterior. Por lo tanto, la fuerza radial percibida por el coágulo es alta y la percibida por el vaso es baja. El diseño del miembro exterior puede tener una o más de una serie de características, tales como bocas de entrada, regiones de articulación, varillas y características de agarre de coágulo (todas descritas en este documento) que le permiten mantener un agarre seguro del coágulo con una fuerza radial baja.

Por lo tanto, con un diseño de doble capa de tubos interno y externo, es posible crear con precisión la relación deseada entre la presión radial (o la fuerza radial hacia fuera por unidad de área) ejercida por el dispositivo en el diámetro A y la presión radial ejercida por el dispositivo en el diámetro B, donde el diámetro A es un diámetro menor que el del vaso en el que está alojado el coágulo objetivo, y el diámetro B es un diámetro mayor que el del vaso en el que está alojado el coágulo objetivo. Por ejemplo, en el caso de un dispositivo para la extracción de coágulos neurovasculares, puede ser deseable tener un dispositivo que pueda desplegarse en arterias cerebrales con un diámetro tan pequeño como de 1,5 mm. En este caso, sería deseable ejercer una fuerte presión radial para abrir el coágulo de hasta 1,5 mm y, a continuación, ejercer una presión radial mucho menor para retener el coágulo, a 1,5 mm y más. Por lo tanto, sería deseable que la relación de presión radial entre un diámetro de 1 mm y un diámetro de 2 mm fuera de al menos 2:1, y más preferiblemente de al menos 2,5:1 y con máxima preferencia mayor de 3:1. En otra realización de un dispositivo para la extracción de coágulos diseñado para un vaso objetivo más grande, sería deseable que las relaciones de presión anteriores se alcanzaran entre un diámetro de 2 mm y un diámetro de 3 mm. En otra realización de un dispositivo para la extracción de coágulos diseñado para un vaso objetivo aún más grande, sería deseable que las relaciones de presión anteriores se alcanzaran entre un diámetro de 3 mm y un diámetro de 4 mm. En otra realización de un dispositivo para la extracción de coágulos diseñado para un vaso objetivo aún más grande, sería deseable que las relaciones de presión anteriores se alcanzaran entre un diámetro de 4 mm y un diámetro de 5 mm.

En una realización, la fuerza radial ejercida por el dispositivo para la extracción de coágulos es relativamente constante a lo largo de la longitud de la parte de enganche de coágulo. En otra realización, la fuerza radial ejercida por el dispositivo para la extracción de coágulos cambia significativamente a lo largo de la longitud de la parte de enganche de coágulo. Las secciones de estructura base y boca de entrada de muchos de los miembros exteriores descritos en este documento crean un perfil de fuerza radial escalonado a lo largo de la longitud del dispositivo, lo que es beneficioso para agarrar el coágulo y obligar al coágulo a moverse desde un área de fuerza radial alta a un área (boca de entrada) de fuerza radial más baja.

Las **figuras 76a-c** muestran vistas laterales de una realización de un dispositivo para la extracción de coágulos que se utiliza para extraer un coágulo 4202 de un vaso 4201. El dispositivo para la extracción de coágulos comprende un vástago alargado 4207, un miembro exterior 4204, un miembro tubular interior 4203 y una red 4205 de captura. Los miembros exterior e interior se conectan en sus extremos proximales a la región distal del vástago alargado, y la red de captura se conecta mediante brazos 4210 de conexión al extremo distal del miembro tubular interior.

El dispositivo se muestra tras el despliegue inicial en el coágulo objetivo en un vaso de diámetro pequeño en la figura 76a. La figura 76b muestra el dispositivo retirado una corta distancia de su posición de despliegue inicial, de modo que está situado en un vaso de diámetro ligeramente mayor y, por lo tanto, se ha ampliado algo en diámetro. La figura 76c muestra el dispositivo retraído una distancia significativa de su posición de despliegue inicial, de modo que está situado en un vaso de diámetro significativamente mayor (cerca de una rama lateral 4208) y, por lo tanto, se ha ampliado significativamente en diámetro.

El miembro exterior se acorta en longitud a medida que se amplía, de modo que la distancia entre el extremo distal 4206 del miembro exterior y la boca 4209 de la red de captura aumenta a medida que el dispositivo se amplía, lo que significa que esta distancia aumenta a medida que el dispositivo se retrae en vasos más proximales más grandes que en aquellos en donde se desplegó inicialmente. Aumentar la distancia entre el extremo distal 4206 del miembro exterior y la boca 4209 de la red de captura significa que se crea una abertura mayor entre los dos, como se muestra en la figura 76c, de modo que es más fácil que cualquier fragmento de coágulo que pueda liberarse durante la retracción, tal como al pasar por una rama lateral 4208, por ejemplo, o al retraerse hacia un catéter receptor (no mostrado), entre en la boca de la red de captura.

El grado en que la distancia entre el extremo distal 4206 del miembro exterior y la boca 4209 de la red de captura aumenta con la ampliación depende del acortamiento relativo de los miembros interior y exterior. Este acortamiento depende del diseño: se puede minimizar o eliminar casi por completo mediante el uso de cadenas principales, tales como los elementos 773 ilustrados en la figura 33, o se puede aumentar aumentando la abertura ampliada de los diseños con estructuras de celda (por ejemplo, el ángulo 1472 de la figura 48d). De esta manera, el miembro exterior se puede configurar con ángulos de apertura grandes de modo que se acorte significativamente tras la ampliación, y el tubo interior al que se conecta la red de captura se podría configurar con un diseño de estructura central tal como el que se muestra para el miembro exterior de la figura 33, de modo que tenga un acortamiento mínimo tras la ampliación.

Las **figuras 77a-b** muestran vistas laterales de otro dispositivo 4251 para la extracción de coágulos mientras extrae un coágulo 4257. El dispositivo 4251 comprende un miembro exterior 4254 similar al miembro 2029 de la figura 51a, un miembro tubular interior 4258 y un vástago alargado 4252. El miembro tubular interior 4258 se conecta al extremo del vástago alargado 4252 y se asienta dentro del miembro exterior 4254, que a su vez se conecta de forma deslizante al vástago alargado 4252 mediante un collar 4259 que puede desplazarse entre el tope 4253 de vástago y el extremo proximal del miembro tubular interior, con el elemento 4260 de resorte sentado sobre el vástago entre el collar 4259 y el extremo proximal del miembro tubular interior. El miembro exterior 4254 comprende una sección 4255 de estructura base proximal y una sección 4256 de estructura base distal, separadas por las bocas 4261 de entrada de coágulo. Por lo tanto, el miembro exterior 4254 puede moverse distalmente con respecto al miembro tubular interior durante la extracción, de modo que la sección autoampliable proximal 4255 del miembro exterior pueda deslizarse sobre el coágulo 4257 que está retenido por el miembro tubular interior 4258 y atrapar el coágulo entre sí y el miembro tubular interior, como se muestra en la figura 77b.

En otra realización, se emplea un miembro tubular interior más corto, de modo que el extremo distal del miembro tubular interior se sitúe adyacente al extremo distal de la sección 4255 de estructura base proximal del miembro exterior en la configuración retraída ilustrada en la figura 77b. De esta manera, se crea un espacio de recepción más grande debajo de la boca 4261 de entrada para que el coágulo pueda recibirse más fácilmente dentro del dispositivo.

En otra realización más, el movimiento del dispositivo se invierte, de modo que el miembro exterior se desliza proximalmente al retraerse, lo que ayuda a la sección 4256 de estructura base distal del miembro exterior a deslizarse sobre el coágulo y atraparlo.

Las **figuras 78a-b** muestran vistas laterales de otro dispositivo 4301 para la extracción de coágulos mientras extrae un coágulo 4308. El dispositivo 4301 comprende tres segmentos de enganche de coágulo conectados a un vástago alargado 4309. El segmento 4302 de enganche de coágulo proximal y el segmento 4304 de enganche de coágulo distal se conectan al vástago 4309 en los collares 4305 y 4307, respectivamente. El segmento 4303 de enganche de coágulo medio se conecta en su extremo proximal al collar 4306, que se puede deslizar sobre el vástago 4309 entre los collares 4305 y 4307. La figura 78a muestra el dispositivo 4301 tal como se vería cuando se desplegara inicialmente dentro de un vaso bajo el coágulo 4308. A medida que el dispositivo se retrae proximalmente, la fricción entre el segmento medio 4303 y la pared del vaso empuja el segmento medio distalmente con respecto al vástago y a los segmentos proximal y distal, fijando el coágulo 4308 entre los segmentos medio y distal. Este mecanismo de fijación proporciona un agarre seguro del coágulo para una retracción segura a través de la vasculatura y fuera del paciente.

Las **figuras 79a-d** ilustran un método de uso del dispositivo 2101 para la extracción de coágulos (figura 52a), y también ilustran el método de uso de muchos de los otros dispositivos para la extracción de coágulos descritos en la presente memoria.

La **figura 79a** muestra un vaso 4351 en el que está alojado un coágulo 4353. Se muestra que un microcatéter 4352 ha atravesado un coágulo, lo que puede haberse logrado con la ayuda de un alambre guía (no mostrado).

El lumen del microcatéter ahora se puede utilizar como un túnel a través del cual hacer avanzar el dispositivo para la extracción de coágulos hasta que la punta del dispositivo para la extracción de coágulos alcance el extremo distal del microcatéter. A continuación, el microcatéter se puede retraer para dejar el dispositivo para la extracción de coágulos desplegado a través del coágulo, como se muestra en la **figura 79b**. En este punto, el miembro tubular interior 2117 se amplía total o casi totalmente hasta un diámetro menor que el del segmento de vaso en el que está desplegado, pero lo suficiente como para proporcionar una vía de flujo sanguíneo a través del coágulo hasta el lecho vascular distal. El miembro exterior 2112 está parcialmente ampliado y sus secciones 2104 y 2105 de estructura base en ampliación han empujado el coágulo al menos parcialmente a través de las bocas 2120 y 2121 de entrada, de modo que el coágulo se retenga de forma segura sin que se ejerza una alta presión radial sobre el vaso. Al retener el coágulo sin deformarlo excesivamente, se permite que el coágulo se retraiga en una sola pieza desde una bifurcación, como se muestra.

La **figura 79c** muestra el dispositivo 2101 que retrae el coágulo capturado 4353 hacia un segmento más proximal del vaso 4351, con fragmentos 4357 de coágulo atrapados en el cono distal 2123 con estructura base.

La **figura 79d** muestra el dispositivo 2101 que se retira hacia la punta distal de un catéter guía 4358, con fragmentos 4357 de coágulo atrapados en el cono distal 2123 con estructura base.

La **figura 80** muestra el extremo distal del dispositivo 4401 para la extracción de coágulos desplegado en el vaso 4403. Una punta blanda 4402 en forma de “cola de cerdo” se une al extremo distal del dispositivo 4401 para la extracción de coágulos con un rizo preformado para minimizar el riesgo de que el extremo distal 4405 de la punta entre en cualquier rama lateral pequeña, tal como el vaso perforante 4404 que se muestra, donde podría causar lesiones en la pared del vaso. Este tipo de característica de punta atraumática es particularmente importante para los dispositivos para la extracción de coágulos que se suministran a través de catéteres hasta el sitio objetivo, ya que existe el riesgo de que avancen involuntariamente (especialmente durante el despliegue) dentro de los delicados vasos del cerebro. Muchos de estos vasos tienen vasos más pequeños, como perforantes o lenticuloestriados, que se ramifican en sus paredes, y estos vasos pueden dañarse fácilmente si un elemento del dispositivo para la extracción de coágulos se engancha dentro de ellos y avanza. Un método para evitar tales enganches es minimizar el riesgo de que un elemento del dispositivo penetre en un vaso de rama lateral tan pequeña en primer lugar, y la punta “en forma de cola de cerdo” es una forma de hacerlo. Otra es emplear un extremo en forma de cúpula para la superficie distal del miembro exterior, tal como en las figuras 51, 60, 61, 66, 67, 72, de modo que la curvatura convexa del extremo distal del miembro exterior mantenga cualquier protuberancia en su vértice distal (si está presente) alejada de la pared del vaso. Otro enfoque consiste en garantizar que el extremo distal del dispositivo sea blando y deformable durante la compresión, tal como se ha descrito en varias otras partes de este documento, incluidas las figuras 66 a 68 y las figuras 81 y 82 siguientes.

La **figura 81** muestra una vista lateral parcialmente en sección del extremo distal de un dispositivo 4451 para la extracción de coágulos que comprende un brazo distal 4452 que se estrecha hasta alcanzar un área de sección transversal más pequeña en su región distal 4453 que en su extremo proximal. Un elemento 4455 enrollado en espiral se coloca sobre el brazo 4452 y se une a él en su punta distal mediante el material 4456 de unión. En una realización, este elemento enrollado es un alambre metálico radiopaco tal como platino u oro o una aleación de los mismos, y el material de unión es una soldadura, tal como de plata o una aleación de la misma. En otras realizaciones, se pueden emplear materiales de bobina alternativos y se pueden utilizar materiales y métodos de unión alternativos, tales como soldadura fuerte, unión adhesiva o soldadura. Se deja un espacio entre algunas o todas las bobinas del elemento 4455 enrollado en espiral, tal como se muestra, para que pueda deformarse y doblarse o comprimirse con una fuerza muy baja. El brazo distal 4452 comprende una forma curva en su estado relajado, de modo que está preestablecido de manera efectiva con un punto de curvatura preferido y, por lo tanto, se desviará a una fuerza baja al doblarse si se le aplica una carga de compresión. En otra realización, se proporciona un alambre de núcleo dúctil dentro de la punta para que un usuario pueda darle la forma preferida a la punta antes de usarla.

La **figura 82** muestra una vista lateral del extremo distal de un dispositivo 4501 para la extracción de coágulos en el que se ha mecanizado una punta distal blanda y deformable a partir del mismo tubo a partir del cual se ha mecanizado el cuerpo del dispositivo para la extracción de coágulos. Este diseño tiene la ventaja de no requerir ningún material de unión adicional que pueda añadir regiones rígidas a la punta, así como aumentar la longitud, la complejidad y el coste del dispositivo. El dispositivo 4501 para la extracción de coágulos comprende un collar distal 4502 y una punta distal integrada 4506 que se ha mecanizado para que tenga un alto grado de flexibilidad cuando se dobla mediante la eliminación de material para crear ranuras en la región 4503, y mediante un corte en espiral con puentes de conexión en la región 4504, y mediante un corte en espiral sin puentes de conexión en la región 4507. Se proporciona un extremo esférico redondo 4505 en el extremo distal para crear una superficie distal lisa y atraumática. Se puede añadir una curva preestablecida a la punta, como se muestra, para garantizar que se doble en respuesta a una carga de compresión, en lugar de doblarse inicialmente como podría ser el caso de una punta perfectamente recta. En otra realización, se proporciona un alambre de núcleo dúctil dentro de la punta para que un usuario pueda darle la forma preferida a la punta antes de usarla.

Las **figuras 83a y 83b** muestran un dibujo esquemático de un dispositivo 4603 para la extracción de coágulos con cesta de enganche desplegado en un coágulo 4604 de un vaso 4601 con la línea central 4602. Estos dibujos ilustran la naturaleza de la interacción entre las cestas de enganche o cestas de stent o los miembros exteriores de los dispositivos para la extracción de coágulos de esta descripción y el coágulo que se pretende capturar y extraer. Los inventores han descubierto que los coágulos oclusivos son cuerpos tridimensionales altamente móviles in vivo y que, bajo la influencia de una fuerza aplicada, el coágulo cambiará de forma, se deformará y/o migrará (sin un cambio de volumen significativo) en lugar de deshidratarse bajo la influencia de la fuerza aplicada. La energía requerida para deshidratar el coágulo es en muchas situaciones mayor que la energía requerida para cambiar la forma del coágulo. Este descubrimiento ha permitido a los inventores definir una serie de nuevas estrategias para capturar y extraer los coágulos oclusivos en los vasos humanos.

Se apreciará que un dispositivo tubular expansible con suficiente fuerza radial (como un stent) que pase de un estado plegado de diámetro pequeño a un estado expandido de diámetro mayor mientras se coloca a lo largo de una parte sustancial o toda la longitud del coágulo provocará la compresión y deshidratación del coágulo.

Sin embargo, la cesta de stent actual describe un dispositivo con un elemento tubular ampliable poroso donde el elemento tubular ampliable comprende una pared exterior que comprende una pluralidad de regiones de estructura base que se configuran para sujetar el coágulo contra la pared del vaso a medida que el elemento tubular ampliable se amplía hacia fuera, y una pluralidad de aberturas de entrada que se configuran para permitir que el coágulo migre a través de ellas a un espacio de recepción dentro del dispositivo.

La **figura 83a** muestra un dispositivo 4603 de este tipo inmediatamente después del despliegue dentro del coágulo 4604, antes de que haya tenido la oportunidad de ejercer cualquier fuerza radial sobre el coágulo. La **figura 83b** muestra el mismo

dispositivo 4603 poco tiempo después, cuando se ha ampliado y ha interactuado con el coágulo. El dispositivo 4603 comprende las regiones 4607, 4608 y 4609 de estructura base, separadas por las aberturas 4610 y 4611 de entrada. El coágulo 4604 en la **figura 83a** se muestra que comprende múltiples zonas con el fin de ilustrar el efecto de la ampliación del dispositivo dentro del coágulo. Las zonas 4605 del coágulo están situadas por encima de las regiones de estructura base de la cesta de stent y se indican mediante múltiples círculos blancos, mientras que las zonas 4606 del coágulo están situadas por encima de la abertura de entrada de la cesta de stent y se indican mediante múltiples círculos oscuros.

La **figura 83b** muestra el dispositivo 4603 un cierto período de tiempo después del despliegue en el coágulo 4604, después de que se ha ampliado y ha interactuado con el coágulo. La fuerza radial hacia fuera del dispositivo 4603 ha permitido que las secciones 4607, 4608 y 4609 de estructura base se amplíen radialmente hacia fuera, comprimiendo las zonas 4605 de coágulo, pero aplicando una compresión mínima al coágulo colocado por encima de las aberturas 4610 y 4611 de entrada en las zonas 4606. Por lo tanto, una cierta parte del coágulo en la zona 4605 se ha comprimido por encima de la sección de estructura base, como se ilustra con las formas ovaladas 4651, y una cierta parte del coágulo originalmente en la zona 4605 ha sido empujada por la fuerza de compresión hacia las aberturas de entrada sin estructura base, como se ilustra mediante los círculos blancos 4652. Las partes del coágulo en las zonas 4606 situadas originalmente por encima de una abertura de entrada han sido empujadas a través de las aberturas hacia un espacio 4656 de recepción, como se ilustra mediante los círculos oscuros 4653 en las zonas 4654.

En otra realización, las regiones de estructura base se conectan entre sí para formar una superficie de estructura base continua. El elemento tubular ampliable comprende aberturas de entrada en la pared y estas aberturas de entrada comprenden regiones sustancialmente sin estructura base. Las aberturas de entrada pueden estar intercaladas entre regiones de estructura base o las aberturas de entrada pueden estar sustancialmente rodeadas por una pluralidad continua de regiones de estructura base.

Las regiones de estructura base se configuran para proporcionar suficiente fuerza radial y de soporte para comprimir un coágulo constreñido durante la ampliación desde un estado de suministro plegado a un estado al menos parcialmente ampliado. Por otro lado, las aberturas de entrada se configuran de tal modo que tengan poco o ninguna estructura base en el área de entrada, de modo que el coágulo directamente sobre la abertura de entrada y el coágulo de la región de estructura base adyacente pueden fluir, deformarse o migrar a través de la abertura de entrada. La capacidad de empujar el coágulo desde la región de estructura base para que fluya, se deforme o migre a través de la abertura de entrada reduce en gran medida el volumen del coágulo en la región de estructura base y esto tiene el efecto de reducir en gran medida el grado en el que se comprime el coágulo.

Preferiblemente, el dispositivo se configura de tal modo que, durante la ampliación de la cesta de stent, la energía requerida para hacer que al menos parte del coágulo que se encuentra radialmente hacia fuera de una región de estructura base fluya, se deforme o migre hacia o a través de una entrada adyacente sea menor que la energía necesaria para comprimir (y deshidratar) el coágulo en un grado significativo.

Preferiblemente, el dispositivo se configura de tal modo que, durante la ampliación del dispositivo en un coágulo oclusivo, al menos parte del coágulo intercalado entre una región de estructura base y la pared del vaso se empuje hacia o dentro de una abertura de entrada adyacente.

Preferiblemente, el dispositivo de cesta de stent se configura de tal modo que, durante la ampliación del dispositivo en un coágulo oclusivo, sustancialmente todo el coágulo que se encuentra en la abertura de entrada pase a través de la abertura de entrada a medida que la cesta de stent ampliable se amplía.

Preferiblemente, el tamaño y el área relativos de las regiones de estructura base y las aberturas de entrada son tales que la cesta de stent puede ampliarse hasta un diámetro completamente ampliado que está entre 2 y 18 veces el diámetro plegado de la cesta de stent.

Orificios y perfiles para puntales

Los dispositivos para la extracción de coágulos endovasculares generalmente tienen una configuración plegada para el suministro del dispositivo y se despliegan y amplían en el lumen de un vaso como parte del procedimiento de tratamiento. De hecho, esto también se aplica, pero no se limita a, muchos dispositivos endovasculares, tales como los stents, los filtros embólicos, los injertos de stent, las válvulas cardíacas mecánicas y los filtros de vena cava. Para facilitar el plegado del dispositivo en una configuración de suministro, muchos dispositivos comprenden una disposición de características de puntal configuradas para plegarse y ampliarse para facilitar el suministro y el despliegue, respectivamente. Una estrategia común empleada en la industria para construir estos dispositivos consiste en utilizar un láser para cortar un patrón a partir de una sola pieza de material, tal como un tubo, ampliar y dar forma a la estructura cortada y pulirla electrolíticamente para obtener un acabado de superficie liso. Un proceso de corte por láser convencional utilizado para cortar un patrón a través de la pared de un tubo se describe en las figuras 84, 85a, 85b. La estructura basada en puntales producida por este proceso se ilustra en la figura 86 antes del conformado y la figura 87 muestra la estructura después de la ampliación y conformado. En el método convencional descrito en las figuras 84 a 87 como referencia, la fuente láser está sustancialmente directamente por encima del eje central del tubo. Durante el procesamiento, el tubo generalmente gira alrededor de su eje central y se traslada a lo largo de su longitud para cortar el patrón deseado en el tubo. Las características intrincadas, tales como los ojales

pequeños o el estrechamiento de puntal localizado, se pueden mecanizar utilizando el proceso convencional descrito en las figuras 84-87. En el caso de los dispositivos para la extracción de coágulos, se pueden utilizar ojales en los puntales para unir las fibras a la estructura, y el estrechamiento de los puntales permite adaptar la rigidez estructural a niveles adecuados a lo largo de la longitud del dispositivo. Si bien estas características intrincadas mejoran el rendimiento del dispositivo, las características generalmente se limitan a las que están en una dirección sustancialmente radial.

La figura 88 muestra un método novedoso para incluir características intrincadas en una dirección no radial. En este caso, un dispositivo para la extracción de coágulos con cortes existentes en una dirección radial se traslada en la dirección transversal y se corta una nueva característica intrincada a través de la pared lateral de un puntal. Esto facilita las características intrincadas, tales como los ojales, a través de la pared lateral de los puntales, como se muestra en el dispositivo ampliado en la figura 89a. Los ojales de pared lateral se comparan ilustrativamente con los ojales convencionales para la unión de fibras en las figuras 90a, 90b, 91a y 91b, y la mejora resultante en el rendimiento del dispositivo se describe a continuación.

Minimizar el perfil cargado del dispositivo es importante en el diseño de dispositivos endovasculares, porque un perfil reducido generalmente se asocia con un suministro más fácil del dispositivo, acceso al sitio de tratamiento y menores fuerzas laterales en el vaso. El perfil generalmente está determinado por el volumen del material en el dispositivo, la eficacia con la que se puede envolver en el espacio de lumen de catéter y la fuerza de reacción radial en la configuración envuelta a un diámetro de lumen determinado. El equilibrio correcto entre el perfil cargado y la fuerza de reacción radial permite que el dispositivo se mueva en relación con el lumen de catéter con una fuerza axial que lo hace utilizable por un médico en un entorno clínico. La unión de fibras de red a los ojales convencionales en los dispositivos para la extracción de coágulos da como resultado un saliente de la fibra en una dirección normal a la superficie del dispositivo. En los ojales convencionales, la fibra se extiende desde el interior del dispositivo hasta su exterior, lo que significa que parte de la fibra se ubica fuera del perímetro definido por la circunferencia exterior de puntal y, por lo tanto, aumenta el perfil, como se muestra en la figura 90b. Por el contrario, los ojales de las paredes laterales permiten que toda la fibra o red se ubique dentro del perímetro exterior del dispositivo. El ojal lateral mostrado en la figura 91b ilustra este punto, donde la fibra comienza y termina por debajo de la superficie exterior del dispositivo.

Los dispositivos endovasculares, tales como los dispositivos para la extracción de coágulos, tienen características de rendimiento clave, p. ej., la fuerza radial hacia fuera, la fuerza de carga, la flexibilidad del dispositivo en las curvas y la resistencia al pandeo del dispositivo, que están directamente influenciadas por la anchura y el grosor de puntal. La forma y la rigidez de los puntales individuales contribuyen directamente a estas características y, por lo tanto, son una consideración clave en el diseño del dispositivo. Las técnicas de procesamiento tradicionales para un patrón dado limitan las variaciones geométricas a la anchura de puntal, lo que limita la capacidad de variar la flexibilidad de los puntales individuales o partes de los mismos para un grosor de pared de tubo dado sin utilizar otras técnicas de procesamiento tales como el rectificado o el grabado selectivo o el electropulido. El método descrito en este documento tiene la ventaja de facilitar el engrosamiento de puntal en secciones de puntal muy discretas para optimizar la resistencia radial del dispositivo, la fuerza de carga, la flexibilidad, la resistencia al pandeo o cualquier otra de las características que se ven afectadas por las dimensiones de puntal y que, en última instancia, conducen a un mejor rendimiento del dispositivo. Los ejemplos de adelgazamiento de puntal selectivo se muestran en las figuras 92a, 92b, 93a, 93b y 94.

También se describen variaciones de diseños de características de puntal utilizando este método; por ejemplo, es posible cortar un ojal que entre en la pared exterior del dispositivo y salga por el lateral de un puntal, en cuyo caso el ángulo de entrada o salida de fibra es casi tangencial a la superficie del dispositivo, lo que tiene la ventaja de evitar el pandeo o reducir las tensiones de la fibra. Para lograr una mayor eficiencia en el procesamiento, esta técnica también permite el corte simultáneo de múltiples puntales, como se muestra en la figura 95. También es posible combinar ojales, que tienen aberturas tanto en la dirección normal como en la pared lateral, como se muestra en la figura 97. La unión independiente de dos o más fibras a un solo puntal es posible con ojales combinados.

Se usa un dispositivo de recuperación de coágulos a modo de ejemplo para resaltar las ventajas de esta descripción. Los beneficios de la descripción se extienden a estructuras mínimamente invasivas tales como stent, filtros embólicos, injertos de stent, válvulas cardíacas mecánicas y filtros de vena cava, y en particular a cualquier dispositivo médico que comprenda una estructura de soporte primaria y un segundo componente funcional. A modo de ejemplo, dichos dispositivos podrían incluir un injerto de stent con una estructura de soporte primaria tipo stent a la que se adhiere un material similar a una tela, un dispositivo de protección embólica con un marco de soporte al que se une una estructura de filtrado de sangre, una válvula cardíaca con un anillo de soporte al que se unen las valvas de válvula, etc.

Para tales aplicaciones, es preferible el material de nitinol, más preferiblemente un material que cumpla con la norma ASTM F2063 (especificación estándar para aleaciones con memoria de forma de titanio y níquel forjado para dispositivos médicos e implantes quirúrgicos). El nitinol se puede moldear y, generalmente, se moldea a partir de un diámetro de tubo inicial más pequeño hasta un diámetro ampliado más grande, aunque también es posible cortarlo a partir de un tubo más grande. El comportamiento superelástico del Nitinol permite que el dispositivo se envuelva en una configuración de suministro sin una deformación permanente significativa, lo que facilita la autoampliación del dispositivo una vez que se elimina una restricción de suministro in situ. No hay ninguna razón por la que la descripción en la presente memoria no pueda aplicarse igualmente a los dispositivos médicos que comprenden materiales metálicos comunes de calidad médica donde la autoampliación es un requisito menor, tales como las aleaciones de acero inoxidable, las aleaciones de cobalto y cromo, el tantalito o cualquier

material adecuado para dispositivos médicos o implantes quirúrgicos. Además, la descripción podría aplicarse a estructuras que comprenden materiales poliméricos bioabsorbibles tales como ácido poli-L-láctico (PLLA), ácido poliglicólico (PGA), copolímero de poli (D, L-láctida/glicólido) (PDLA) y policaprolactona (PCL) o stent metálicos bioabsorbibles hechos de materiales tales como magnesio.

En la descripción se hace referencia generalmente a un método de corte por láser para cortar el patrón. El corte por láser es el método preferido para procesar dispositivos de este tamaño, porque permite tolerancias finas y el proceso de ablación minimiza la zona del material afectada por el calor, en particular cuando se utilizan láseres de frecuencia más alta o ultraalta. El principio también se aplica a los métodos de corte abrasivo, tales como el chorro de agua, o a los procesos de corte térmico, tales como la EDX, aunque es probable que el control de la precisión y la tolerancia sea más difícil con estos métodos.

Los ejemplos dados en los dibujos muestran la manera como se pueden incorporar ojales de pared lateral en un dispositivo que se fabrica a partir de una pieza de material tubular. El método convencional para fabricar estas piezas implica girar el tubo alrededor de su eje y trasladarlo en la dirección axial. El método propuesto introduce una traslación adicional en la dirección transversal para crear la característica de pared lateral. Este principio de funcionamiento se puede extender a un dispositivo fabricado a partir de material en lámina, donde el método de producción convencional traslada el dispositivo en las direcciones axial y transversal, y se introduce una dirección de rotación adicional para cortar las características de la pared lateral. La desviación adicional fuera del plano de un dispositivo parcialmente cortado puede facilitar el corte paralelo a la superficie plana del material en lámina.

En la descripción de las técnicas de procesamiento, el primer corte generalmente se refiere al corte del patrón de puntal primario utilizando una configuración de proceso convencional, y un segundo corte generalmente se refiere al corte de la característica de pared lateral, tal como un ojal de pared lateral o una sección delgada de puntal. La secuencia del primer corte y el segundo corte se puede intercambiar de modo que las características de pared lateral se corten antes de cortar el patrón de puntal primario.

La **figura 84** es una vista en sección transversal del tubo alargado 9001, donde el tubo alargado 9001 comprende la superficie exterior 9002, la superficie interior 9003, el lumen interior 9005 y la pared 9004 de tubo.

La **figura 85a** es una vista isométrica del dispositivo 9016 para la extracción de coágulos en proceso en un estado parcialmente procesado, y la figura 85b es el mismo dispositivo para la extracción de coágulos en proceso en una vista en sección transversal. El mismo sistema de numeración se utiliza en la figura 84, la figura 85a y 85b. Estas figuras muestran un método de procesamiento láser convencional en el que se forma una estructura primaria a partir de la trayectoria 9006 de corte, que se crea girando el tubo alargado 9001 alrededor del eje central 9007 del tubo y/o moviéndolo simultáneamente a lo largo del eje central 9007 del tubo. La trayectoria 9006 de corte penetra generalmente en la pared 9004 del tubo al entrar en la superficie exterior 9002 del tubo y salir de la superficie interior 9003 del tubo en el lumen interior 9005.

En la **figura 85b**, el dispositivo 9016 para la extracción de coágulos en proceso que utiliza un método de proceso convencional se muestra con la fuente 9010 de corte sustancialmente por encima del eje central 9007 del tubo y la trayectoria de la fuente 9015 de corte alineada o sustancialmente alineada con el eje Z 9009. La pared 9004 del tubo se corta utilizando la fuente 9010 de corte, que sigue la trayectoria 9015 de corte. La fuente 9010 de corte entra en el tubo alargado 9001 a través de la superficie exterior 9002 en el punto 9011 de entrada de corte, retira el material de la pared 9004 del tubo, sale a través de la superficie interior 9003 del tubo en el punto 9012 de salida de corte y termina en el lumen interior 9005 del tubo. La ablación con láser es el método de eliminación de material preferido, aunque también se pueden utilizar procesos de abrasión fina, tales como el corte por chorro de agua, o procesos térmicos. El proceso crea el espacio 9013 de primer corte que comprende la superficie 9014 de primer corte en ambos lados del corte. El eje transversal 9008 de la figura 85b es sustancialmente perpendicular al eje Z 9009.

La **figura 86** es una sección transversal de un dispositivo para la extracción de coágulos en estado de corte después del corte por láser con un proceso convencional, pero antes de la fijación con calor y la ampliación. El dispositivo 9051 para la extracción de coágulos en estado de corte comprende una serie de puntales 9055 separados por el espacio 9056 de corte. Los puntales se separan uniformemente entre sí alrededor de la circunferencia del dispositivo y tienen una relación de aspecto con un grosor de puntal mayor que la anchura de puntal, es decir, la dimensión del puntal 9055 en la superficie exterior 9052 es mayor que su dimensión del puntal en la dirección radial a lo largo de la superficie 9054 de primer corte. La ilustración es solo a modo de ejemplo, y los puntales se pueden separar entre sí de manera desigual o en pares o pueden comprender más o menos puntales alrededor de la circunferencia, con un aspecto de 1, o se pueden desviar en la dirección circunferencial. La superficie interior 9053 del dispositivo se ubica en el lumen interior 9057 del dispositivo.

La **figura 87** es una vista isométrica de una parte del dispositivo 9101 para la extracción de coágulos ampliado. El dispositivo 9101 para la extracción de coágulos se fabrica utilizando técnicas convencionales, es decir, la configuración descrita en la figura 85b. La superficie exterior 9102 del puntal y la superficie interior 9103 del puntal se corresponden con la superficie exterior 9052 del tubo y la superficie interior 9053 del tubo del dispositivo 9051 para la extracción de coágulos en estado cortado en la figura 86, pero ahora están en un estado ampliado. Similarmemente, la pared lateral 9104 del puntal se corresponde con la superficie 9054 de primer corte en la configuración cortada. Los ojales 9105 de anchura de puntal están en la superficie exterior del puntal y se extienden en la dirección radial. En este ejemplo, los ojales de anchura de puntal

tienen un perfil circular, y también pueden tener un perfil ovalado, un perfil cuadrado o rectangular, o un perfil de ranura, etc. Las esquinas del ojal de anchura de puntal generalmente se redondean mediante el proceso láser y el posterior proceso de electropulido, típicamente con un radio de 0,010 mm a 0,015 mm o más. La pared interior 9106 de ojal de anchura de puntal se puede formar mediante un único corte con láser, por ejemplo, cuando un haz de sección transversal circular corta un ojal circular, o donde el dispositivo se mueve con respecto al rayo láser para cortar un trayecto deseado y producir formas de ranura alternativas, tales como óvalos, cuadrados, etc. El ojal 9105 de anchura de puntal está cortado completamente a través del puntal con una dimensión de grosor 910t de puntal. La dimensión de anchura 910w de puntal aumenta en la ubicación del ojal de anchura de puntal en este ejemplo, pero puede permanecer constante para los ojales más pequeños o los puntales más anchos. Generalmente, es deseable que la anchura 910w de puntal en la ubicación del ojal 9105 de anchura de puntal no sea significativamente mayor que la mitad del radio exterior de la corona 9107 para evitar que el ojal 9105 de anchura de puntal se añada al perfil envuelto en el dispositivo.

La **figura 88** es una vista en sección transversal del dispositivo 9151 para la extracción de coágulos en proceso con un ojal de pared lateral fabricado parcialmente. La fuente 9161 de corte está utilizando un segundo corte para cortar la nueva característica de pared lateral. En esta ilustración, el dispositivo para la extracción de coágulos en proceso tiene dos espacios 9156 de primer corte. Cada primer corte se extiende radialmente desde la superficie exterior 9152 del tubo a través de la pared 9154 del tubo, y sale por la superficie interior 9153 del tubo hacia el lumen interior 9155 del tubo. El primer corte se forma utilizando la configuración típica descrita anteriormente pero no ilustrada en este punto, donde la fuente 9161 de corte y la trayectoria 9162 de fuente de corte están sustancialmente alineadas con el eje Z 9159. En la figura 88, el eje central 9160 ya no coincide con la trayectoria 9162 de fuente de corte; el dispositivo 9151 para la extracción de coágulos en proceso se ha desplazado con respecto a la fuente 9161 de corte, como se representa con la flecha 9163. La traslación es en la dirección del eje transversal 9158, lo que también se puede lograr moviendo la fuente de corte, moviendo la pieza de trabajo, redirigiendo la trayectoria de corte o cualquier combinación de los mismos. La trayectoria 9162 de fuente de corte mostrada entra en el espacio del dispositivo 9151 para la extracción de coágulos en proceso a través del espacio 9156 de primer corte, entra en la pared del tubo en el segundo punto 9165 de entrada de corte en la superficie 9157 de primer corte y sale por el segundo punto 9166 de salida de corte en la superficie 9157 de primer corte, donde termina en el espacio 9157 de primer corte o después del mismo. El espacio 9167 de segundo corte puede formar un ojal en un puntal definido por la superficie 9168 de segundo corte. Las características y beneficios del dispositivo resultante se describen con más detalle más adelante. Haciendo referencia ahora a la figura 88 y haciendo referencia de nuevo a la figura 85b, puede ser necesario realizar un ajuste del proceso al cambiar de un primer corte a un segundo corte, ya que la distancia desde el punto de entrada de corte hasta la fuente de corte puede cambiar. Esto se puede lograr manteniendo la distancia desde el punto 9165 de entrada de corte hasta la fuente 9161 de corte sustancialmente constante moviendo la pieza de trabajo con respecto a la fuente de corte, tal como se representa mediante el desplazamiento en z 9164. Esto también se puede lograr reenfocando la energía desde la fuente de corte para que la distancia desde la fuente 9161 de corte al punto focal de energía coincida sustancialmente con la distancia desde la fuente de corte hasta el segundo punto 9165 de entrada de corte. En esta ilustración, el espacio 9156 de primer corte se representa como más ancho que el espacio 9167 de segundo corte, pero podría tener una anchura equivalente o una anchura mayor que la del espacio 9156 de primer corte. En este ejemplo, el espacio de primer corte se representa como un vacío, pero también podría contener material sobrante, material de sacrificio o material de desecho generado por uno o varios primeros cortes, que se pueden retirar del dispositivo en un punto posterior del proceso de fabricación.

La **figura 89a** es una vista isométrica de una parte del dispositivo 9201 para la extracción de coágulos. El dispositivo se muestra en una vista desarrollada o en un estado aplanado. Los ojales 9204 de pared lateral se ubican en la pared lateral 9207 de puntal. El dispositivo 9201 para la extracción de coágulos se amplía completamente y se somete a electropulido, eliminando por completo cualquier exceso de material de desecho que resulte del paso de procesamiento por láser, por ejemplo, el material del espacio 9208 entre puntales.

La **figura 89b** es una vista en sección transversal del dispositivo 9201 para la extracción de coágulos en una configuración de suministro, donde la sección transversal se toma a través de múltiples ojales de pared lateral. El dispositivo 9201 para la extracción de coágulos en este caso está en una configuración circular para el suministro o despliegue. Las figuras 89a y 89b muestran el dispositivo para la extracción de coágulos completamente procesado que se corresponde con el dispositivo 9151 para la extracción de coágulos en proceso de la figura 88. La superficie exterior 9202 del dispositivo, la superficie interior 9203 del dispositivo y la pared lateral 9207 del puntal en las figuras 89a y 89b corresponden a la superficie exterior 9152 del tubo, la superficie interior 9153 del tubo y la superficie 9157 de primer corte en la figura 88. Similarmente, el ojal 9204 de pared lateral y la pared 9205 de ojal se corresponden con el espacio 9167 de segundo corte y la superficie 9168 de segundo corte, respectivamente. Del mismo modo, el espacio 9165 de corte corresponde al espacio 9208 entre puntales.

Las **figuras 90a y 90b** son vistas isométricas y en sección transversal, respectivamente, de una parte del dispositivo 9251 para la extracción de coágulos. El dispositivo 9251 para la extracción de coágulos se fabrica utilizando técnicas de procesamiento láser convencionales descritas anteriormente, y ahora tiene fibras 9256 unidas para mejorar la capacidad para la extracción de coágulos y captura de fragmentos. En esta realización, el primer lado 9257 de fibra de la fibra 9256 es un ojal 9254 de anchura de puntal enhebrado. La fibra 9256 entra desde la superficie interior 9253 del dispositivo y el segundo lado 9258 de la fibra sale por el ojal 9254 de anchura de puntal por la superficie exterior 9252 del dispositivo. Las fibras se extienden para formar una estructura similar a una red con una pluralidad de puntos 9259 de cruce. En esta realización, el segundo lado 9258 de la fibra se extiende fuera del puntal 9260 más allá de la superficie exterior 9252, lo que tiene el efecto

de aumentar el perfil del dispositivo en al menos el diámetro de la fibra 9256. La fibra 9256 está en contacto con la pared 9255 del ojal.

Las **figuras 91a y 91b** son vistas isométricas y laterales, respectivamente, de una parte del dispositivo 9264 para la extracción de coágulos. El dispositivo 9264 para la extracción de coágulos tiene una pluralidad de ojales 9262 de pared lateral que atraviesan la pared lateral 9261 del puntal, y a los cuales se unen las fibras 9256. En esta realización, el primer lado 9257 de fibra de la fibra 9256 y el segundo lado 9258 de fibra están ambos por debajo de la superficie exterior 9252 del dispositivo. Las fibras 9256 en esta realización no se extienden más allá de la superficie exterior 9252 del dispositivo y, por lo tanto, no se suman al perfil del dispositivo en la configuración ampliada o de suministro.

El rendimiento del dispositivo, como se ha descrito anteriormente, generalmente se mejora al reducir el perfil del dispositivo. En esta realización, el perfil se reduce naturalmente al hacer pasar las fibras a través del ojal 9262 de pared lateral en lugar de extenderlas más allá de la superficie exterior del puntal. Además, la envoltura del dispositivo es más eficiente en esta realización, ya que las fibras ocupan el espacio dentro de la superficie interior del dispositivo y al menos parte de la fibra ocupa el espacio 9263 entre puntales.

Esto tiene la ventaja de reducir el perfil del dispositivo en la configuración de suministro, y también puede tener la ventaja de un contacto más predecible o distribuido de manera más uniforme con la pared de un vaso en la configuración desplegada. Durante la extracción del coágulo, un coágulo puede ocupar al menos parcialmente el espacio entre puntales, después de que un puntal incruste al menos parcialmente el coágulo. La cantidad de agarre que el dispositivo ejerza sobre el coágulo dependerá de la cantidad de incrustación y también de la fricción entre el puntal y el coágulo. La configuración de los ojales a través del lado de puntal y el saliente resultante de la fibra a través de la pared lateral del puntal puede aumentar adicionalmente la fricción entre el coágulo y el dispositivo, mejorando de este modo el agarre que el dispositivo ejerce sobre el coágulo.

La **figura 91c** es una vista isométrica de una parte del dispositivo 9280 para la extracción de coágulos que comprende puntales 9281 con ojales 9282 que pasan a través de las paredes laterales 9284 de los puntales, y la fibra 9283 que pasa a través de algunos o todos dichos ojales. Esta es una construcción similar a la descrita en relación con las figuras 91a y 91b, y podría emplearse para crear una variante de muchos de los dispositivos para la extracción de coágulos descritos en este documento, tales como por ejemplo en las figuras 52b, 66, 70, 71, 72 y 73. La fibra 9283 se puede utilizar para aumentar significativamente la estructura base de una región del dispositivo para la extracción de coágulos sin afectar significativamente a la rigidez, el perfil envuelto o la capacidad de suministro del dispositivo. Se podría crear un patrón de estructura base utilizando una sola fibra que puede pasar alrededor del dispositivo varias veces sin cruzarse sobre sí misma, o la fibra puede cruzarse y entrelazarse consigo misma varias veces, o se pueden emplear múltiples fibras. La(s) fibra(s) se puede(n) pasar a través de los ojales como se muestra y se puede(n) adherir aún más con adhesivo o mediante bucles o nudos adicionales para evitar el deslizamiento durante la carga y el suministro a través de un microcatéter.

La **figura 92a** es una vista en sección transversal del dispositivo 9301 para la extracción de coágulos en proceso con la superficie exterior 9302 del tubo, la superficie interior 9303 del tubo, la pared 9304 del tubo y el lumen interior 9305 del tubo. En esta realización, el proceso se configura para eliminar material de la superficie exterior del tubo o puntal para producir una sección delgada de puntal. El centro del dispositivo 9301 para la extracción de coágulos en proceso está desplazado con respecto a la fuente 9308 de corte, de tal modo que la trayectoria 9309 de la fuente de corte es sustancialmente tangencial a la pared exterior 9302 del tubo. El dispositivo para la extracción de coágulos parcialmente procesado tiene un puntal 9311 que está definido por dos espacios 9306 de primer corte y dos superficies 9307 de primer corte, la superficie exterior 9302 del tubo y la superficie interior 9303 del tubo. En esta realización, la trayectoria 9309 del láser entra en el espacio del dispositivo 9301 para la extracción de coágulos en proceso a través del espacio 9306 de primer corte, y corta parte de la superficie exterior 9302 del tubo para formar un espacio 9310 de segundo corte y una superficie 9312 de segundo corte.

La **figura 92b** es una vista isométrica de parte del dispositivo 9316 para la extracción de coágulos, que corresponde al dispositivo 9301 para la extracción de coágulos en proceso de la figura 92a. El puntal 9311 tiene una sección delgada 9315 de puntal como resultado de la eliminación de material en el espacio 9310 de segundo corte en la figura 92a, y la superficie exterior 9313 del dispositivo comprende la superficie exterior 9302 del tubo y la superficie 9312 de segundo corte. La superficie exterior 9313 del dispositivo se muestra con un perfil escalonado hacia abajo; el perfil mostrado se proporciona solo a modo de ejemplo. Las ventajas de un perfil escalonado incluyen un mejor agarre sobre el coágulo y la capacidad de adaptar la rigidez de un puntal en puntos discretos a lo largo del dispositivo. Es deseable controlar el grosor del puntal en puntos muy discretos para optimizar la resistencia radial del dispositivo, la fuerza de carga, la flexibilidad, la resistencia al pandeo o cualquier otra de las características que se ven influenciadas por las dimensiones del puntal y que, en última instancia, conducen a un mejor rendimiento del dispositivo.

La eliminación de material del puntal 9311 del dispositivo 9316 para la extracción de coágulos se puede realizar como un solo corte, donde la anchura de la trayectoria 9309 de la fuente de corte coincide con la anchura del material eliminado. Alternativamente, si la dimensión de la viga es menor que la anchura de la sección delgada 9315 de puntal, la trayectoria 9309 de la fuente de corte puede formar dos superficies 9312 de segundo corte a través del puntal 9311 y seguir una trayectoria del perfil de la sección delgada 9315 de puntal para formar material de desecho que luego se desprende del puntal.

En la figura 93a, se muestra una vista en sección transversal de un dispositivo 9301 para la extracción de coágulos en proceso con la superficie exterior 9302 del tubo, la superficie interior 9303 del tubo, la pared 9304 del tubo y el lumen interior 9305 del tubo. En esta realización, el proceso se configura para eliminar material de la superficie interior del tubo o puntal para producir una sección delgada de puntal. La trayectoria 9309 de la fuente de corte es esencialmente la misma que la descrita anteriormente para la figura 92a, pero ahora el centro del dispositivo 9301 para la extracción de coágulos en proceso está desplazado con respecto a la fuente 9308 de corte, de tal modo que la trayectoria 9309 de la fuente de corte se ubica en la pared interior 9304 del tubo.

La **figura 93b** es una vista isométrica de una parte del dispositivo 9316 para la extracción de coágulos, que corresponde al dispositivo 9301 para la extracción de coágulos en proceso de la figura 93a. El puntal 9311 tiene una sección delgada 9315 de puntal como resultado de la eliminación de material en la ubicación del espacio 9310 de segundo corte en la figura 93a de la superficie interior 9303 del dispositivo. La superficie interior 9314 del puntal del dispositivo 9316 para la extracción de coágulos tiene un perfil con escalón hacia abajo y comprende la superficie interior 9303 del tubo y la superficie 9312 de segundo corte; el perfil mostrado se proporciona solo a modo de ejemplo. Las ventajas de un perfil de puntal reducido y de un perfil con escalón en el interior del dispositivo incluyen la adaptación del perfil de rigidez del puntal en puntos discretos a lo largo del dispositivo y la adaptación de perfiles aumentados a lo largo del vástago, p. ej., en la ubicación de un collar.

La **figura 94** es una vista isométrica de parte del dispositivo 9316 para la extracción de coágulos con una sección delgada 9315 de puntal creada al eliminar material de la superficie interior 9314 del dispositivo y de la superficie exterior 9313 del dispositivo. Esta configuración incluye los beneficios de las realizaciones descritas en las figuras 92a-93b y ofrece el beneficio adicional de simetría y equilibrio, lo que puede promover una flexión preferencial en el plano durante la envoltura y el despliegue del dispositivo.

La **figura 95** es una vista en sección transversal del dispositivo 9351 para la extracción de coágulos envuelto hasta un diámetro de suministro. En esta realización, los puntales 9357 se disponen en conjuntos 9354 de puntales con un espacio 9353 entre puntales entre los puntales 9357 dentro del conjunto 9354 de puntales, y con un espacio entre puntales 9355 entre los conjuntos de puntales. Los puntales y conjuntos de puntales se forman utilizando técnicas de procesamiento tradicionales a partir de un primer corte. Esta realización se configura para facilitar el corte de un espacio 9359 de segundo corte a través de la superficie de primer corte de cada puntal dentro de los conjuntos 9354 de puntales con una trayectoria 9356 de fuente de corte única. En el ejemplo ilustrado, un conjunto de puntales comprende dos puntales, pero son posibles otras disposiciones donde el conjunto 9354 de puntales comprende más de dos puntales.

La **figura 96** es una sección transversal del dispositivo 9351 para la extracción de coágulos. En esta realización, los puntales 9357 se disponen en conjuntos 9354 de puntales, donde el espacio 9353 entre puntales es sustancialmente del mismo tamaño que el espacio entre conjuntos 9355 de puntales. En esta realización, el ojal 9358 se corta en ambos puntales del conjunto 9354 de puntales mediante la trayectoria 9356 de la fuente de corte, que entra en el primer puntal 9361 a través de la superficie exterior 9352, sale del primer puntal 9361 a través de la superficie 9360 de primer corte, entra en el segundo puntal 9362 a través de la superficie 9360 de primer corte y sale del segundo puntal 9362 a través de la superficie exterior 9352. Esta realización tiene la ventaja de orientar el ojal de modo que penetre en la superficie exterior del dispositivo y en la pared lateral del puntal en una dirección que no es ni normal ni tangencial a la superficie del dispositivo. Una fibra unida sobresaldrá más allá de la superficie exterior del dispositivo y formará un ángulo sustancialmente agudo con la superficie del dispositivo, lo que mejorará el perfil en relación con los métodos de procesamiento convencionales, además de reducir la nitidez de una curva y, por lo tanto, la tensión de flexión sobre la fibra en el punto de salida del ojal. Son posibles configuraciones adicionales donde el conjunto 9354 de puntales comprende más de dos puntales y los ojales cortan todos los puntales del conjunto de puntales simultáneamente. Los conjuntos de puntales que comprenden n puntales, donde $n > 2$ en esta configuración, darán como resultado n-2 puntales que tienen ojales que pasan completamente a través de la pared lateral del puntal.

La **figura 97** es una vista isométrica de una parte del dispositivo 9401 para la extracción de coágulos. Tiene ojales 9402 de anchura de puntal cortados utilizando métodos convencionales, ojales 9403 de pared lateral utilizando el método descrito en la presente memoria, y ojales combinados 9404 que comprenden un ojal de anchura de puntal y un ojal de pared lateral ubicados conjuntamente. Esta realización tiene la ventaja de proporcionar dos puntos de atadura de fibra independientes en una sola ubicación del puntal, y se puede elegir una trayectoria de fibra completamente por debajo de la superficie exterior 9405 del dispositivo.

La **figura 98a** muestra una vista desarrollada de la sección 9451 de cuerpo del miembro exterior 3671 de la figura 65a. Como se ha descrito anteriormente, este miembro comprende un par de cadenas principales articuladas formadas por una serie de celdas 9452 en forma de rombo conectadas. Estas dos cadenas principales son el medio principal de transmisión de fuerza desde un extremo del dispositivo al otro, ya que los puntos de bisagra 9453 son los únicos puntos de contacto entre el segmento medio 3673 y los segmentos proximal y distal (3672 y 3674 respectivamente). Esta construcción tiene la ventaja particular de que minimiza la tendencia del dispositivo a reducirse en diámetro cuando está bajo tensión y cuando se coloca en curvas, ya que las coronas distales de las celdas 9454 de seis lados no se conectan a ninguna celda adyacente del dispositivo. Otra ventaja importante de este diseño de cadena principal es que la cadena principal doble se autoalineará preferiblemente en línea con el plano de flexión cuando el dispositivo se tira a través de la tortuosidad vascular. Una trombectomía mecánica neurovascular frecuentemente puede requerir que un coágulo se retraiga alrededor de varias curvas

cerradas antes de que se pueda retraer de manera segura hacia un catéter guía. Un diseño de cadena principal doble con las cadenas principales opuestas 180 grados garantiza que el dispositivo nunca tenga que girar más de 90 grados para alcanzar su estado de energía más bajo preferido. Un diseño de una sola cadena principal puede ofrecer beneficios en términos de flexibilidad y transmisión de fuerza, pero es posible que tenga que girar hasta 180 grados para alcanzar su estado de energía más bajo preferido. Esta rotación puede provocar el desplazamiento y el escape de cualquier coágulo capturado. El uso de más de dos cadenas principales compromete la capacidad del dispositivo para mantener su forma en las curvas, porque ya no es posible que todas las cadenas principales se alineen simultáneamente con el eje de flexión neutro.

La **figura 98b** muestra una vista desarrollada de una sección de un miembro exterior de un diseño similar al mostrado en la figura 9451. Se ilustran celdas 9472 de cuatro lados y celdas 9478 de seis lados que son similares a las celdas 9452 y 9454 del elemento 9451, pero están formadas por puntales con un grado de curvatura que proporciona beneficios específicos para la interacción del dispositivo con el coágulo que pretende enganchar el dispositivo. Estos beneficios se ilustran mejor en relación con la celda 9478, cuyo puntal orientado hacia el lado distal tiene una región cóncava 9475, un punto 9476 de inflexión y una región convexa 9477. Tanto la región convexa como la cóncava proporcionan una parte de la cara de puntal que es más perpendicular a la línea de retracción del coágulo (y al eje del vaso, 9473) de lo que sería un puntal recto entre los mismos puntos extremos, lo que proporciona un aumento en el rendimiento de agarre del coágulo en comparación con el diseño de puntal recto. Las partes 9471 y 9476 de puntal terminan en una corona 9479, y el coágulo bajo el cual se ha desplegado esta celda será empujado hacia esta corona a medida que el dispositivo se retraiga. Debido a la curvatura de estas partes de puntal, la dirección en la que se empuja el coágulo (9477) forma un ángulo con respecto al vástago 9473 del vaso. Cada una de las celdas de enganche de coágulo del miembro exterior puede configurarse de esta manera para empujar el coágulo en direcciones en ángulos de hasta aproximadamente 45 grados con respecto al eje 9473 del vaso. Este cambio de dirección significa que hay que realizar más trabajo para hacer que el coágulo se deslice o se mueva a lo largo del dispositivo de lo que sería el caso si las coronas no estuvieran en ángulo con respecto al eje del vaso, lo que a su vez significa que se mejora el agarre del dispositivo sobre el coágulo.

Las **figuras 99a-d** muestran varias vistas de un dispositivo que incorpora muchas de las características descritas en otra parte de este documento, pero se describirá nuevamente para mayor claridad. El dispositivo 9501 de la **figura 99a** puede describirse en este punto y en otras partes de esta memoria descriptiva como una cesta de stent o un cuerpo ampliable o una cesta alargada o una cesta de enganche y comprende un miembro alargado que puede describirse en este punto y en otras partes de esta memoria descriptiva como un vástago 9502, a cuyo extremo distal se conecta un miembro alargado interior 9503, que puede describirse en este punto y en otras partes de esta memoria descriptiva como un tubo interior o tubo de flujo o un miembro tubular interior o cuerpo interior o un cuerpo alargado interior, y un miembro alargado exterior 9504 que puede denominarse en otra parte de este documento miembro exterior o miembro exterior de cesta de stent o miembro tubular exterior o cuerpo exterior alargado. Una red 9505 de captura distal se integra en el extremo distal del miembro exterior, y una punta blanda distal 9506 se une al extremo distal del dispositivo. El dispositivo se autoamplía y es plegable, lo que permite hacerlo avanzar a través de un microcatéter convencional de diámetro pequeño y colocarlo en un sitio objetivo, tras lo cual se despliega a través de un coágulo objetivo mediante la retracción del microcatéter. El vástago alargado se extiende externamente al paciente, de modo que el usuario puede retirar la cesta de stent y el coágulo capturado retrayendo el vástago, y un elemento 9508 de bobina se coloca sobre el alambre central del vástago adyacente a su extremo distal. La construcción de cesta de stent que comprende un tubo interior y un miembro exterior crea un espacio 9507 de recepción entre el tubo interior y el miembro exterior para recibir el coágulo objetivo. Al alojar el coágulo en este espacio de recepción en lugar de fijarlo a la pared del vaso, el coágulo se somete a menos compresión y, por lo tanto, se puede retraer con una fuerza menor. El tubo interior 9503 y la red 9505 de captura distal protegen el lecho vascular distal de la embolia al impedir el escape del espacio de recepción de fragmentos del coágulo capturado.

El tubo interior 9503 se configura de modo que se amplíe hasta un diámetro significativamente menor que el del miembro exterior, y se dimensiona preferiblemente para que se amplíe hasta un diámetro ligeramente menor que el del vaso más pequeño en el que se pretende desplegar el dispositivo. De esta manera, se puede proporcionar al tubo interior una fuerza radial suficientemente alta para garantizar que se amplíe y cree un lumen de flujo a través del coágulo en el que se despliega el dispositivo, sin que esta fuerza radial se transfiera directamente a la pared del vaso. El lumen de flujo resultante, cuyo diámetro es más pequeño que el diámetro original sin obstrucciones del vaso, proporciona un flujo controlado de sangre oxigenada al lecho vascular distal, que anteriormente estaba desabastecido. Esta restauración controlada del flujo es más segura y más deseable que una restauración repentina del flujo y la presión completos, que podría ser perjudicial para el lecho vascular distal comprometido, como se analiza con más detalle en relación con la figura 108.

El diseño de doble tubo y red de captura de este dispositivo de cesta de stent permite que los miembros de cuerpo interior y exterior se adapten para realizar tareas específicas mucho mejor de lo que sería el caso con un diseño de un solo tubo. En particular, el miembro exterior se puede configurar para permitir que la mayor cantidad posible del coágulo migre a través de él al espacio de recepción interno sin temor a que este coágulo obstruya el flujo a través del lumen o se escape por el extremo distal. Por lo tanto, las aberturas de entrada del coágulo en el miembro exterior de este diseño son mucho más grandes de lo que sería posible de otro modo, lo que garantiza que el coágulo fluya hacia el espacio de recepción, lo que a su vez permite que los puntales del miembro exterior actúen sobre el coágulo en la dirección en la que el dispositivo se retrae, en lugar de hacerlo radialmente hacia fuera contra la pared del vaso. El papel que desempeña el tubo interior en el agarre y desprendimiento inicial del coágulo también libera al miembro exterior para que se concentre en mantener retenido el coágulo capturado mientras se retrae a través de las curvas y pasa por los vasos ramificados. Mantener una buena

aposición con la pared del vaso es clave para mantener este agarre sobre el coágulo. El diseño segmentado y articulado del miembro exterior se adapta específicamente para lograr esta aposición en las curvas y en la tensión. Un dispositivo convencional tipo stent para la extracción de coágulos tenderá a contraer su diámetro en las curvas porque la colocación de dicho dispositivo en una curva pone en tensión la superficie exterior. Cuando el miembro exterior 9504 se retrae a través de una curva, su superficie exterior no puede estar sujeta a este tipo de tensión porque no hay ningún elemento de conexión en el exterior de la curva que transmita esta tensión de un segmento al siguiente. Los únicos elementos de conexión son los elementos 9525 de articulación, que se configuran para que se alineen automáticamente con el eje neutro y permitan que el dispositivo se articule fácilmente en la curva. Por lo tanto, el dispositivo de cesta de stent puede mantener su forma ampliada y mantener el coágulo dentro de su espacio de recepción. Cada segmento también puede mantener una buena aposición con la pared del vaso y actuar como una barrera para evitar la migración distal del coágulo capturado.

La **figura 99b** muestra una vista lateral del tubo interior 9503, que comprende una estructura tubular alargada 9510, un conector proximal 9511, un collar parcial proximal 9512, un collar distal 9516, una sección 9513 de resorte distal y una punta 9514 de bobina radiopaca distal. La estructura tubular alargada 9510 en la realización mostrada comprende una red de puntales interconectados 9515 cortados con láser a partir de un tubo de nitinol siguiendo un patrón de 4 celdas. Toda la estructura del tubo interior mostrada (excluyendo la punta de bobina radiopaca distal) se puede cortar con láser a partir de un único microtubo, teniendo dicho microtubo preferiblemente un diámetro exterior menor que el diámetro interior del miembro exterior plegado cuando dicho miembro exterior se carga en un microcatéter. Los ángulos de apertura de las celdas del tubo interior se configuran de modo que el cambio en la longitud (o acortamiento) del tubo interior a medida que pasa de la configuración plegada a la ampliada sea similar al del miembro exterior, lo que facilita la conexión entre los extremos distales de los miembros interior y exterior. La sección 9513 de resorte puede extenderse con una fuerza baja bajo tensión para adaptarse a cualquier cambio en las posiciones relativas de los extremos distales de ambos elementos, tal como puede ocurrir cuando el dispositivo se despliega en un vaso de diámetro menor que el del miembro exterior pero mayor que el del tubo interior. Más detalles sobre el acortamiento y los diseños asociados se analizan más adelante en relación con la figura 106a.

La **figura 99c** muestra una vista lateral del miembro exterior 9504 y la **figura 99d** muestra una vista desarrollada del cuerpo de este mismo miembro. El miembro exterior comprende los segmentos 9521, 9522 y 9523 de estructura base proximal, medio y distal, respectivamente, que se conectan mediante elementos 9525 de articulación. Una red 9505 de captura que comprende puntales que se proyectan radialmente hacia dentro va integrada en el extremo distal del segmento distal (que puede verse más claramente en la **figura 99f**). Los brazos proximales 9526 conectan el segmento proximal a un collar proximal 9527. Las bocas 9528 de entrada se ubican entre los segmentos de miembro exterior, de modo que cuando el dispositivo se despliega dentro de un coágulo, las secciones de estructura base ejercen una fuerza radial hacia fuera sobre el coágulo, que lo obliga a fluir hacia las regiones de boca de entrada sin estructura base y hacia el espacio de recepción (como se describe con más detalle en relación con la figura 83b).

En una realización, los puntales de las secciones de estructura base están provistos de un coeficiente de fricción muy bajo (mediante pulido, recubrimiento hidrófilo, recubrimiento de PTFE, lubricante de silicona u otros medios similares), de modo que el coágulo puede deslizarse fácilmente fuera de estos segmentos y pasar por las bocas de entrada hacia el espacio de recepción interno.

Este miembro exterior 9504 es muy similar al miembro exterior 9451 de la figura 98a; sin embargo, en este diseño, la cadena principal doble comprende tanto celdas 9524 en forma de rombo como puntales rectos 9525, lo que ofrece una mayor flexibilidad y un menor acortamiento tras la ampliación. Este par de cadenas principales articuladas son el principal medio de transmisión de fuerza de un extremo al otro del dispositivo, ya que los puntales 9525 (que actúan como elementos de articulación) son los únicos puntos de contacto entre el segmento medio 9522 y los segmentos proximal y distal (9521 y 9523, respectivamente). Esta construcción tiene la ventaja particular de que minimiza la tendencia del dispositivo a reducir su diámetro cuando está bajo tensión y cuando se coloca en curvas, ya que las coronas distales de las celdas de seis lados no se conectan a ninguna celda adyacente del dispositivo. Otra ventaja importante de este diseño de cadena principal es que la cadena principal doble se autoalineará preferiblemente en línea con el plano de flexión cuando el dispositivo se tira a través de la tortuosidad vascular. Una trombectomía mecánica neurovascular frecuentemente puede requerir que un coágulo se retraiga alrededor de varias curvas cerradas antes de que se pueda retraer de manera segura hacia un catéter guía. Un diseño de cadena principal doble con las cadenas principales opuestas 180 grados garantiza que el dispositivo nunca tenga que girar más de 90 grados para alcanzar su estado de energía más bajo preferido. Un diseño de una sola cadena principal puede ofrecer beneficios en términos de flexibilidad y transmisión de fuerza, pero es posible que tenga que girar hasta 180 grados para alcanzar su estado de energía más bajo preferido. Esta rotación puede provocar el desplazamiento y el escape de cualquier coágulo capturado. El uso de más de dos cadenas principales compromete la capacidad del dispositivo para mantener su forma en las curvas, porque ya no es posible que todas las cadenas principales se alineen simultáneamente con el eje de flexión neutro.

Los elementos de articulación pueden ser puntales flexibles, como se muestra, o en otra realización pueden tener la forma de los elementos 3411 mostrados en la figura 60a para permitir una mayor articulación con menos tensión inducida.

En una realización, el miembro exterior se corta con láser a partir de un tubo de nitinol cuyo diámetro exterior es menor que el del microcatéter a través del cual se ha de suministrar el dispositivo. Este pequeño tubo permite incorporar collares proximal y distal completos en una estructura monolítica y ayuda a garantizar que el dispositivo se pueda plegar en un

microcatéter de perfil bajo. En otra realización, el miembro exterior se corta a partir de un tubo cuyo diámetro es mayor que el del microcatéter a través del cual se ha de suministrar el dispositivo. Cortar el miembro exterior a partir de un tubo de este diámetro puede proporcionar varios beneficios. Si el elemento se corta a partir de un tubo de diámetro igual al diámetro ampliado deseado del miembro, es posible que no se requiera un proceso de ampliación y fijación con calor, lo que ahorra tiempo y coste de fabricación y aumenta el rendimiento. Otro beneficio se puede observar en la forma plegada de los puntales, ya que es más probable que se plieguen en un perfil menos liso y regular que si se cortaran a partir de un tubo pequeño. Esta irregularidad puede proporcionar menos puntos de contacto con el lumen interior de un microcatéter, lo que mejora la capacidad de suministro, y puede hacer que los puntales se incrusten aún más en el coágulo objetivo al desplegarse para un mejor agarre.

Para hacer que el dispositivo sea visible bajo fluoroscopia, el miembro exterior tiene tres bandas marcadoras 9531 ubicadas entre coronas adyacentes en su segmento distal. Estas pueden comprender lengüetas de un material radiopaco, tal como oro, remachadas en ojales formados en el miembro exterior. En otras realizaciones, se emplean tipos alternativos de marcadores, tal como se muestra en la figura 43.

La **figura 99e** muestra una vista isométrica de la región de la conexión entre los extremos proximales de los miembros interior y exterior de la cesta de stent y el extremo distal del vástago del dispositivo. El vástago 9502 comprende un escalón distal 9541 que actúa como un tope mecánico para evitar que los collares 9512 y 9527 del miembro tubular interior y el miembro exterior de la cesta de stent se deslicen por el extremo del vástago en caso de que falle cualquier material de unión adicional (tal como adhesivo o soldadura) que pueda estar presente. El collar parcial 9512 se mantiene por debajo del collar 9527 y hace que el collar 9527 se asiente excéntricamente sobre el vástago 9502, lo que a su vez significa que no puede deslizarse más allá del escalón 9541, aunque este escalón tenga un diámetro menor que el diámetro interior del collar 9527 (para facilitar el ensamblaje). El puntal proximal 9511 conecta el miembro tubular interior a su collar parcial 9512, y los puntales proximales 9526 conectan el cuerpo del miembro exterior a su collar proximal 9527.

La **figura 99f** muestra una vista isométrica del extremo distal de la cesta 9504 de stent. Esta construcción proporciona un medio para conectar el extremo distal del miembro exterior 9504 y el miembro interior 9503 que puede adaptarse a un cambio en la longitud de ambos miembros durante la carga o la ampliación. El cono distal o red 9505 de captura del miembro exterior 9504 comprende múltiples elementos 9553 de puntal, al menos algunos de los cuales terminan en el collar 9552. El elemento interno 9503 comprende un collar 9516 al que se conecta la bobina 9513 de resorte, que a su vez se conecta a un puntal alargado 9517 (oculto debajo de la bobina 9514 en esta vista). El puntal alargado 9517 atraviesa la bobina 9514 de punta y se une en la soldadura distal 9551, formando un extremo redondo para proporcionar un extremo liso y atraumático al dispositivo. El collar 9552 puede estar conectado al extremo distal del elemento 9513 de resorte, al extremo proximal del puntal alargado 9517 o a la bobina 9514. En otra realización, el collar 9552 se puede deslizar sobre la bobina 9514 y la soldadura distal 9551 puede formar un tope límite.

Esta construcción tiene una serie de ventajas con respecto a las unidades de extremo distal no conectadas de forma amoldable o no conectadas. Si los miembros interior y exterior están diseñados para tener longitudes coincidentes tanto en el estado plegado como en el ampliado (es decir, acortamiento coincidente), entonces es probable que haya un desajuste de longitud en el estado parcialmente ampliado, lo que es probable que ocurra cuando el dispositivo se despliega dentro de un coágulo. En esta situación, el miembro interior se ampliará hasta un % significativo de su diámetro totalmente ampliado, y el miembro exterior se ampliará hasta un diámetro similar que será significativamente menor que su diámetro totalmente ampliado. Esto dará como resultado un menor acortamiento del miembro exterior con respecto al interior y, por lo tanto, la bobina 9513 de resorte estará sujeta a tensión. Este elemento de resorte absorberá así el cambio de longitud y minimizará las fuerzas de tracción y compresión resultantes aplicadas a los propios miembros interno y externo, respectivamente. El ajuste de la constante y la longitud del resorte se puede utilizar para controlar la fuerza de compresión aplicada al extremo distal del miembro exterior. Esta fuerza de compresión puede ayudar a ampliar el miembro exterior y aumentar su fuerza radial en la etapa importante de enganche y desprendimiento del coágulo. Además, esta construcción proporciona grados de libertad adicionales a los extremos distales de los miembros interior y exterior, lo que permite que el dispositivo se flexione y atraviese curvas cerradas con una fuerza menor que si estuviera conectado rígidamente.

La **figura 100** muestra una vista lateral de una cesta de stent preferida. Como se ha explicado anteriormente, se pretende que cualquiera de los componentes de cesta de stent descritos en este documento (tales como los miembros exteriores, los tubos interiores o las redes de captura, por ejemplo) pueda combinarse con cualquiera de los demás componentes para formar una gama de realizaciones de cesta de stent. El dispositivo 9601 para la extracción de coágulos comprende una combinación preferida de muchos de los componentes y características que se han descrito anteriormente. Tiene un vástago alargado 9602 que tiene un extremo distal que se extiende hacia el interior de la arteria y un extremo proximal que se extiende hacia el exterior de la arteria y del cuerpo, un miembro tubular interior 9604 y un miembro exterior 9605. Los miembros interior y exterior se fabrican preferiblemente a partir de un material superelástico o pseudoelástico tal como nitinol u otra aleación similar que presenta una alta deformación recuperable. El vástago 9602 puede ser un vástago de cable cónico, y puede estar fabricado de acero inoxidable, MP35N, nitinol u otro material con un módulo y una resistencia a la tracción adecuadamente altos. El vástago 9602 tiene una manga 9616 adyacente a su extremo distal, y al extremo proximal del miembro exterior y el miembro tubular interior. La manga puede ser metálica y puede fabricarse a partir de acero inoxidable o de un material más radiopaco, tal como platino u oro, por ejemplo, o una aleación de tal material. En otra realización, la manga puede ser polimérica y puede volverse radiopaca mediante la adición de un material de carga tal como tungsteno o sulfato de bario. El vástago 9602 puede tener collares o características de escalón integrados para ayudar a la integridad de

las juntas entre el extremo distal del vástago y los extremos proximales del miembro tubular interior y el miembro exterior. El extremo proximal del miembro exterior y el extremo proximal del miembro tubular interior pueden comprender collares y dichos collares pueden comprender una o más regiones elásticas para que puedan ensamblarse en el vástago a modo de una junta de ajuste a presión. En otras realizaciones, los collares proximales pueden estar divididos o pueden tener otras características de ubicación para facilitar una unión fuerte con el vástago. En algunas realizaciones, una o ambas de estas uniones comprenden una unión con soldadura, soldadura fuerte o adhesiva, mientras que en otras pueden comprender una unión con soldadura por fusión. En otra realización más, uno o ambos collares pueden girar sobre el vástago y se pueden configurar para que se deslicen a lo largo del eje del vástago entre los topes límite. En otras realizaciones más, el miembro interior se puede unir al miembro exterior en lugar de directamente al vástago, o el miembro exterior se puede unir al miembro interior, y es posible que no se necesite un collar para facilitar dicha unión.

El miembro exterior 9605 comprende tres segmentos ampliables conectados por elementos de articulación. Los puntales proximales 9610 se conectan en sus extremos proximales al collar 9603 y en sus extremos distales a un primer segmento ampliable 9606, que a su vez se conecta a un segundo segmento ampliable 9607 mediante dos brazos 9617 de conexión, que comprenden elementos 9612 de articulación. El segundo segmento ampliable 9607, a su vez, se conecta a un tercer segmento ampliable 9608 mediante un par similar de brazos de conexión articulado.

Esta construcción de segmento y articulación proporciona un beneficio significativo a la hora de mantener una buena aposición con la pared del vaso cuando el dispositivo se retrae a través de curvas, tal como se describe con mayor detalle en relación con la figura 99c. El miembro exterior se configura para que se autoamplíe al liberarse de una funda de retención (tal como un microcatéter) hasta un diámetro mayor que el del miembro tubular interior y funcione de una manera similar a la descrita para el miembro exterior 8 de la figura 1a. El primer y el segundo segmento ampliable comprenden una serie de puntales interconectados, con ciertos puntales que terminan en coronas 9611 sin elementos de conexión distales, y otros puntales que terminan en puntos de unión tales como 9620. El tercer segmento ampliable tiene una construcción similar, pero termina en una red de captura distal dotada de una densa estructura base para evitar la salida del coágulo o fragmentos del coágulo que hayan entrado en dicho espacio de recepción. Esta red de captura comprende puntales 9613 que se proyectan radialmente hacia dentro y que contienen ojales 9614 a los que se unen una o más fibras 9615, y puede ser similar a la descrita en las figuras 70 y 71.

Las regiones entre los segmentos ampliables comprenden bocas 9618 de entrada a través de las cuales el coágulo puede pasar y entrar en el espacio de recepción definido por la región entre los miembros interior y exterior. Tras el despliegue, los segmentos ampliables dotados de estructura base se amplían y ejercen una fuerza radial hacia fuera sobre el coágulo, lo que lo obliga a fluir hacia y a través de las regiones de boca de entrada sin estructura base hacia un espacio 9619 de recepción entre los miembros exterior e interior.

El miembro tubular interior 9604 comprende una sección generalmente cilíndrica de puntales interconectados, que se conecta en su extremo proximal al vástago 9602. En una realización, el miembro tubular interior se conecta a la región distal del miembro exterior, y esta conexión puede ser una conexión amoldable para adaptarse a una cierta cantidad de cambio de longitud relativo entre los miembros interior y exterior a medida que pasan de un estado plegado a un estado ampliado y viceversa. En otras realizaciones, el miembro tubular interior puede no estar conectado en absoluto al extremo distal del miembro exterior, o puede estar restringido dentro del miembro exterior sin estar unido de manera fija, como se describe en otra parte de la presente memoria. En otras realizaciones, miembro tubular interior puede tener una sección transversal no cilíndrica, puede tener un diámetro no uniforme, y puede tener patrones de puntal personalizados para proporcionar regiones de diferente fuerza radial o flexibilidad. Los miembros interiores de dichos diseños se describen en otra parte de este documento, y debe entenderse que estos pueden combinarse con cualquiera de los miembros exteriores descritos en la presente memoria, aunque no se hayan ilustrado todas estas combinaciones. La función del miembro interior se describe con más detalle en la descripción detallada relativa a las figuras 53 a 57.

La **figura 101** muestra una vista desarrollada del cuerpo 9651 de otro miembro exterior de cesta de stent. Al igual que con otros miembros exteriores descritos en otra parte de este documento, se pretende que este miembro pueda combinarse con cualquiera de los miembros interiores, redes de captura, diseños de estructura base distal y puntas que se muestran en otras partes de este documento para formar una cesta de stent. Este cuerpo de miembro exterior comprende tres regiones 9652, 9653 y 9654 de estructura base distintas, separadas por grandes bocas 9655 y 9656 de entrada de coágulos. Las regiones de estructura base se conectan mediante elementos 9657 de puntal de tal modo que el dispositivo comprende de manera efectiva un par de cadenas principales separadas 180 grados de manera similar a la del miembro 9451 descrito anteriormente de la figura 98a. Cada cadena principal comprende tanto los elementos 9657 de puntal axiales como los elementos 9658 de celda, que juntos proporcionan un medio de transmisión de fuerza desde un extremo del dispositivo al otro. Las partes de los elementos de puntal que se encuentran entre las zonas de estructura base actúan como articulaciones para permitir que el dispositivo se flexione y se doble sin aplicar cargas de compresión o tracción significativas a las secciones de estructura base. De esta manera, las secciones de estructura base pueden conservar su forma y mantener la aposición con la pared del vaso durante la retracción del dispositivo a través de la tortuosidad. La configuración de cadena principal alineada en 180 grados minimiza la propensión del dispositivo a una rotación excesiva o “volteo” cuando el dispositivo se retrae, tal como se describe en relación con la figura 98a.

La **figura 102** muestra una vista lateral de la región distal de otra cesta de stent, en la que un segmento 9752 de estructura base de lumen distal se une a un segmento proximal 9751 mediante elementos 9755 de unión flexibles. En la modalidad

mostrada, las coronas proximales 9754 del segmento distal están conectadas a las coronas distales 9753 del segmento proximal. En otra realización, el segmento distal se conecta a puntos más proximales en el segmento proximal, tales como los puntos 9756 de unión, o puntales que se proyectan distalmente desde este punto. La ventaja de usar elementos de unión flexibles, o de dejar las coronas 9753 completamente desconectadas, es que se proporcionan más grados de libertad al extremo distal del segmento proximal. Esto permite que estas coronas distales se pongan en una mejor aposición con la pared del vaso a medida que el dispositivo se retrae, ya que el segmento más distal del dispositivo no impide que se muevan. Por lo tanto, el extremo distal del segmento proximal puede proporcionar una mejor barrera para evitar el escape del coágulo retenido por el segmento proximal. En una realización, el elemento 9755 de unión flexible comprende una fibra, tal como un monofilamento o multifilamento de un polímero tal como PET, PEN, UHMWPE, LCP o aramida, o un metal tal como acero inoxidable, nitinol, tungsteno o MP35N. Estos materiales de alta resistencia permiten el uso de una fibra de perfil muy bajo, lo que garantiza que el perfil plegado general del dispositivo no se vea comprometido. Idealmente, la fibra de unión debe tener un diámetro menor que 0,050 mm y, con máxima preferencia, debe ser menor que 0,030 mm.

La **figura 103** muestra una vista lateral de un elemento de unión flexible alternativo a la fibra descrita en relación con la figura 102. Las coronas 9781 y 9782 son similares a las coronas 9753 y 9754, respectivamente, de la figura 102. El elemento 9783 es un enlace flexible que une las coronas 9781 y 9782, que puede adaptarse a un desplazamiento significativo de una corona con respecto a la otra sin transmitir una fuerza significativa de una a la otra. En la realización mostrada, el enlace y las coronas forman parte de una estructura monolítica y pueden, por ejemplo, mecanizarse con láser como una parte de una lámina o tubo de nitinol.

La **figura 104** muestra una vista lateral del extremo distal de una parte de otra cesta de stent en la que se proporcionan grados de libertad significativos a las coronas distales 9801 y, al mismo tiempo, se proporciona una zona 9802 de estructura base de lumen distal. Esto es posible mediante la formación de la zona de estructura base distal a partir de puntales 9803 que emanan de los puntos 9804 de unión, en lugar de las coronas 9801. Las fibras 9808 se conectan a los puntales 9803 para aumentar la densidad de la estructura base de una manera similar a la descrita en relación con la figura 73 y en otras partes de la presente memoria. Los marcadores radiopacos 9807 se sostienen en ojales 9806, que se sitúan en los puntales 9809 de baja tensión para minimizar la tensión inducida en los ojales durante la ampliación y el plegado del dispositivo y, por lo tanto, garantizar una fuerza de retención de marcador fiable. La punta 9805 se conecta al extremo distal de la zona de estructura base y puede comprender cualquiera de las construcciones de punta descritas en otra parte de este documento, incluida una bobina radiopaca de platino o material similar sobre un puntal de nitinol que se extiende desde el vértice distal de los puntales conectados 9803. También se puede proporcionar un miembro tubular interior y se puede conectar al miembro exterior de la cesta de stent de cualquiera de las maneras descritas en otra parte de este documento.

La **figura 105a** muestra una vista lateral de una cesta 9851 de stent con un vástago alargado 9852, un tubo 9853 de flujo interior y un miembro exterior que comprende una cadena principal doble 9854 en forma de rombo y una región 9855 de estructura base distal con una punta distal 9856. Este diseño significa que el acortamiento del miembro interior y exterior se puede hacer coincidir en todos los diámetros y no solo en sus diámetros plegados y ampliados, como se ha descrito anteriormente. Las cadenas principales en forma de rombo se amplían al desplegarse para favorecer el enganche y el desprendimiento del coágulo de la pared del vaso junto con el tubo interior. A medida que el dispositivo se retrae hacia vasos más grandes y más proximales, el espacio entre las cadenas principales aumenta, de modo que el coágulo capturado puede deslizarse distalmente hacia el cono distal con estructura base.

La **figura 105b** muestra una vista lateral de una cesta 9871 de stent similar a la mostrada en la figura 105a, pero en este caso se proporcionan varillas adicionales 9872 entre las cadenas principales del miembro exterior. Estas varillas sirven para mantener las cadenas principales separadas y en aposición con la pared del vaso, y definen las regiones de entrada de coágulo entre las varillas adyacentes que permiten que el coágulo migre al espacio de recepción entre los miembros exterior e interior. Este diseño también puede emplearse como un medio para fabricar el diseño de la figura 105a. Una forma de fabricar el diseño de la figura 105a a partir de nitinol sería cortar la pieza a partir de una lámina o de un tubo de diámetro similar al diámetro completamente ampliado del miembro exterior. Sin embargo, un dispositivo de perfil más bajo se puede lograr más fácilmente utilizando un tubo de diámetro pequeño más cercano al diámetro del dispositivo plegado. El problema de cortar esta pieza a partir de un tubo de diámetro pequeño es que debe fijarse con calor a un diámetro ampliado, y ampliar la cadena principal en forma de rombo requeriría ampliar cada celda individualmente con la ayuda de pasadores de ampliación o similares. Al añadir las varillas, la pieza se puede ampliar fácilmente simplemente colocándola sobre un mandril cilíndrico. A continuación, las varillas se pueden cortar simplemente antes del pulido para dejar un diseño sin varillas como se muestra en la figura 105a.

La **figura 105c** muestra una vista lateral de una cesta 9881 de stent similar a la mostrada en la figura 105b, pero en este caso las varillas 9882 tienen extremos flotantes desconectados 9883. Como se ha descrito anteriormente, este diseño se podría fabricar con un elemento de conexión entre los extremos 9883 de puntal, que se eliminaría después de la fijación con calor, pero antes del electropulido. La ventaja de estas varillas flotantes es que pueden desviarse fácilmente para permitir que el coágulo entre en el espacio de recepción entre el miembro exterior y el tubo interior, pero una vez que el coágulo está dentro de dicho espacio de recepción, las varillas proporcionan un obstáculo para impedir que el coágulo abandone el espacio de recepción.

Los **medios para conectar los extremos distales del tubo interior y el miembro exterior** se describen en las figuras 106 y 107. Estos medios se pueden utilizar como una alternativa a los diseños de acortamiento coincidente descritos

anteriormente, ya que se adaptan al movimiento relativo de los dos elementos, o se pueden utilizar junto con un enfoque de acortamiento coincidente.

Los principios de acortamiento descritos en relación con la figura 33 también se pueden aplicar para hacer coincidir el acortamiento de los elementos interior y exterior de las cestas de stent descritas en este documento, de modo que sus longitudes permanezcan similares en toda la gama de diámetros a los que pueden ampliarse. Hacer coincidir el acortamiento minimiza el movimiento relativo de los extremos distales de los miembros interior y exterior y facilita la creación de una conexión entre los dos en sus extremos distales. Una conexión puede ser ventajosa para controlar la posición del tubo de flujo interior dentro del miembro exterior de la cesta de stent. Sin embargo, no es una cuestión sencilla hacer coincidir las longitudes de estos dos miembros en toda la gama de diámetros. Esto se debe a que el tubo de flujo interior se diseña de modo que se amplíe hasta un diámetro menor que el del miembro exterior. Por lo tanto, el tubo de flujo interior se puede ampliar completamente y acortar completamente con un diámetro de 1,5 mm, por ejemplo, mientras que el miembro exterior, que puede tener un diámetro completamente ampliado de 5 mm, solo se acorta una pequeña cantidad con un diámetro de 1,5 mm. Una forma de superar este problema es diseñar el miembro exterior de tal modo que se acorte en el mismo grado que el miembro interior con el diámetro totalmente ampliado del miembro interior, pero no sufra ningún acortamiento adicional a medida que continúa ampliándose desde ese diámetro hasta su propio diámetro completamente ampliado. Este comportamiento inusual de acortamiento se puede lograr utilizando los diseños de fuerza radial de dos etapas descritos en relación con la figura 48. Otra forma de lograr este comportamiento de acortamiento es utilizar diseños de cadena principal en forma de rombo, tal como se muestra en las figuras 65, 98 o 99, y proporcionar a la cadena principal una fuerza de apertura mayor que la del resto del miembro. De esta manera, la cadena principal se puede configurar con el mismo ángulo de apertura que el del miembro interior, y se puede configurar de modo que se amplíe completamente aproximadamente con el mismo diámetro que el del miembro interior. Una vez que la cadena principal se haya ampliado por completo, la ampliación adicional de las secciones de estructura base tendrá un efecto mínimo en el acortamiento.

La **figura 106a** muestra una vista lateral del extremo distal de una cesta de stent. La construcción ilustrada muestra un medio para conectar el extremo distal de un miembro exterior 9905 y un miembro interior 9901 que puede adaptarse a un cambio en la longitud de ambos miembros durante la carga o la ampliación. El miembro exterior 9905 comprende múltiples elementos 9911 de puntal, al menos algunos de los cuales terminan en el collar 9906, que a su vez se conecta a la bobina 9907 de punta, que termina en el collar distal 9908. El miembro interior 9901 comprende múltiples elementos 9910 de puntal, al menos algunos de los cuales terminan en el collar 9903, que a su vez se conecta a la bobina 9902 de resorte, que a su vez se conecta a un puntal alargado 9904. El puntal alargado 9904 atraviesa la bobina 9907 de punta y se une al miembro exterior en el collar distal 9908. Los métodos de unión adecuados incluyen la soldadura, la unión adhesiva y la soldadura por láser. Un extremo redondo distal 9909 se sitúa en esta articulación para proporcionar un extremo liso y atraumático al dispositivo. Este extremo distal 9909 se podría estar formado por una soldadura, tal como una base de estaño/plata u oro, o un adhesivo tal como un epoxi fotopolimerizable. Se puede colocar un elemento radiopaco 9912 sobre el puntal alargado 9904 y debajo de la bobina 9907 de punta para hacer que la punta sea visible bajo fluoroscopia, y puede comprender una bobina de alambre hecha de un material radiopaco tal como platino o similar, o puede comprender un tubo de un material polimérico cargado con una carga radiopaca tal como tungsteno o sulfato de tántalo o bario, por ejemplo.

Esta construcción tiene una serie de ventajas con respecto a las unidades de extremo distal no conectadas de forma amoldable o no conectadas. Si los miembros interior y exterior están diseñados para tener longitudes coincidentes tanto en el estado plegado como en el ampliado (es decir, acortamiento coincidente), entonces es probable que haya un desajuste de longitud en el estado parcialmente ampliado, lo que es probable que ocurra cuando el dispositivo se despliega dentro de un coágulo. En esta situación, el miembro interior se ampliará hasta un % significativo de su diámetro totalmente ampliado, y el miembro exterior probablemente se ampliará hasta un diámetro similar que será significativamente menor que su diámetro totalmente ampliado. Esto dará como resultado un menor acortamiento del miembro exterior que del interior y, por lo tanto, la bobina 9902 de resorte estará sujeta a tensión y la bobina 9907 de punta estará sujeta a compresión. Estos elementos de resorte absorben así el cambio de longitud y minimizan las fuerzas de tracción y compresión resultantes aplicadas a los propios miembros interior y exterior, respectivamente. El ajuste de las constantes y longitudes de resorte se puede utilizar para controlar la fuerza de compresión aplicada al extremo distal del miembro exterior. Esta fuerza de compresión ayuda a ampliar el miembro exterior y se suma a su fuerza radial en la etapa importante de enganche y desprendimiento del coágulo. Además, esta construcción proporciona grados de libertad adicionales a los extremos distales de los miembros interior y exterior, lo que permite que el dispositivo se flexione y atraviere curvas cerradas con una fuerza menor que si estuviera conectado rígidamente.

En otra realización, el collar 9906 no es un elemento completamente circunferencial, sino que comprende un punto de conexión entre uno o más puntales del miembro exterior 9905 y la bobina 9907 de punta. En otra realización más, la bobina 9907 de punta y el miembro exterior 9905 se cortan con láser como una sola pieza a partir del mismo trozo de tubo. La bobina de punta puede comprender un puntal helicoidal de anchura constante o, más preferiblemente, un puntal helicoidal cuya anchura se estrecha desde el extremo proximal al distal de la punta para proporcionar una transición de rigidez atraumática a la punta. La separación entre las bobinas puede ser menor o mayor que la anchura del puntal, y una mayor separación permite una mayor capacidad de compresión y, por lo tanto, un mayor potencial de adaptación al cambio de longitud.

En otra realización, el puntal alargado 9904 se conecta al miembro exterior en el collar 9906 y no se extiende a través de la bobina 9907 de punta. En otra realización más, el elemento radiopaco 9912 no se incluye. En otra realización más, el

elemento radiopaco 9912 no se incluye y la bobina 9902 de resorte se extiende la mayor parte o la totalidad de la longitud de la bobina 9907 de punta, de modo que el puntal alargado 9904 es muy corto o está completamente ausente. En otra realización más, una banda marcadora radiopaca separada se une al diámetro exterior del extremo distal de la bobina de punta.

La **figura 106b** muestra una vista de extremo del dispositivo de la figura 91a. Los puntales 9911 orientados radialmente hacia dentro crean un estructura base a través del lumen de vaso para evitar el escape aguas abajo del material de coágulo capturado dentro de la cesta de stent. Estos puntales pueden hacerse altamente flexibles y atraumáticos minimizando su anchura y grosor, como se describe en relación con las figuras 68 y 69, o modificando su forma, como se describe en relación con la figura 67, o desconectando sus extremos terminales, como se describe en relación con la figura 66. En otra realización, se pueden aplicar estructuras base adicionales sin perjuicio del perfil o la flexibilidad mediante la adición de fibras, tal como se muestra en la figura 52b y la figura 73 y en otras partes de la presente memoria.

La **figura 107** muestra una vista isométrica del extremo distal de otra cesta de stent. La construcción ilustrada muestra un medio para conectar el extremo distal de un miembro exterior 9905 y un miembro interior 9934 que puede adaptarse a un cambio en la longitud de ambos elementos durante la carga o la ampliación. El miembro exterior 9905 comprende múltiples elementos 9911 de puntal, al menos algunos de los cuales terminan en el collar 9906, que a su vez se conecta a la bobina 9907 de punta, que termina en la punta distal 9908. El miembro interior 9934 termina en un collar distal 9933, que se puede deslizar sobre el alambre 9931. El alambre 9931 se conecta al miembro exterior 9905 en el collar distal 9906 (o, en otra realización, en la punta distal 9908) y se extiende proximalmente a través del miembro tubular interior 9934. Un tope 9932 se dispone en el extremo proximal del alambre 9931 para evitar que el collar 9933 se desacople del alambre. De esta manera, el extremo distal del miembro interior queda restringido de forma deslizando dentro del miembro exterior, sin que ningún cambio de longitud debido al acortamiento induzca ninguna carga de tracción o compresión significativa en ninguno de los miembros.

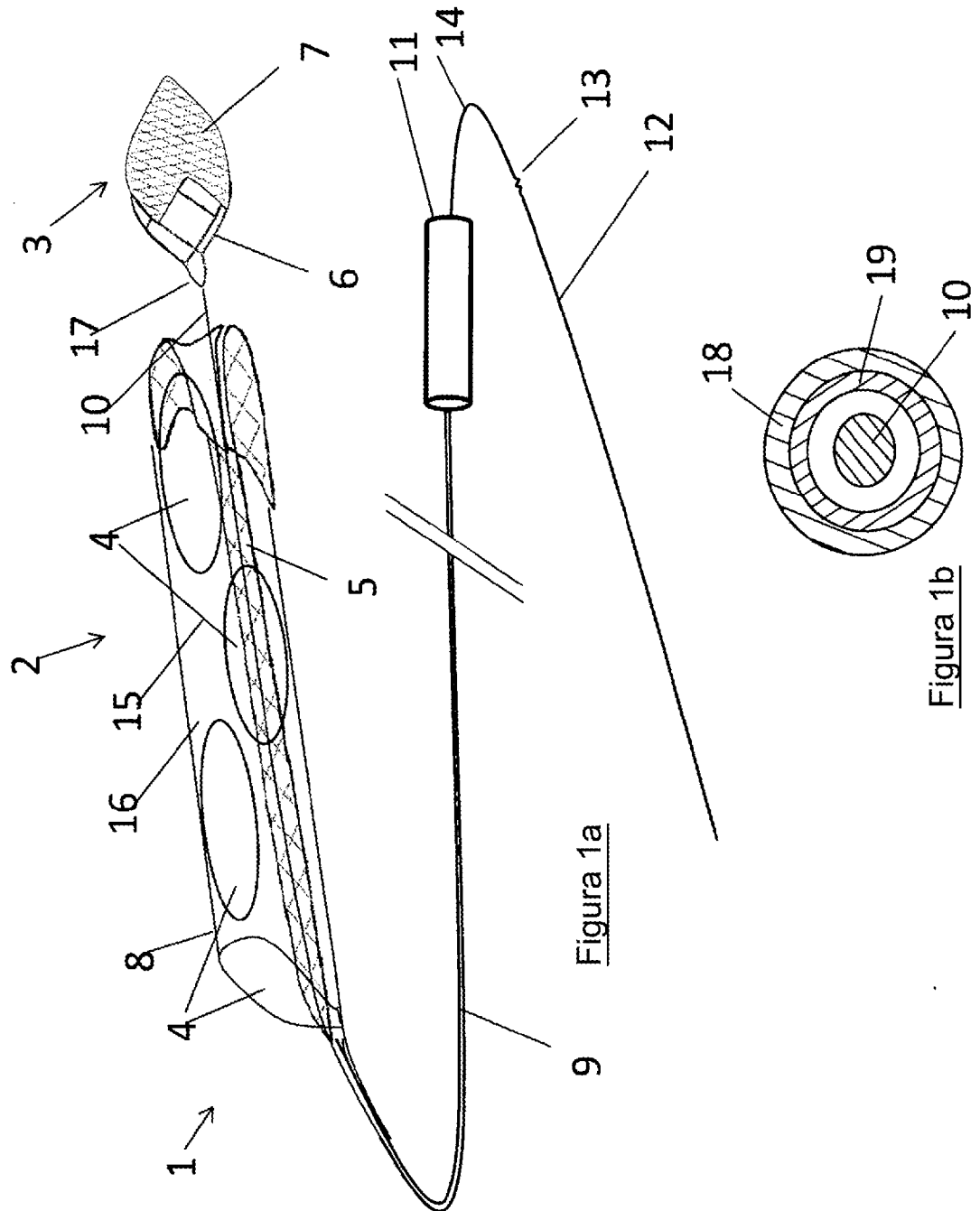
La **figura 108** muestra un gráfico de la velocidad de flujo sanguíneo (eje vertical 9951) frente al tipo de coágulo (eje horizontal 9952) para un vaso con un coágulo oclusivo en el que se ha desplegado un dispositivo de trombectomía ampliable. La curva 9953 muestra el rendimiento de un dispositivo de doble tubo, tal como el mostrado en la figura 33 o la figura 51 o en cualquier otro lugar, y la curva 9954 muestra el rendimiento de un dispositivo tipo stent para la extracción de coágulos autoampliable típico de un solo tubo, tal como el ilustrado en la figura 13. El eje horizontal 9952 representa los tipos de coágulos que van desde blandos (9955), pasando por medios (9956) hasta firmes (9957), donde los coágulos blandos se definen como coágulos con un módulo en la región de 0,026 MPa, los coágulos medios se definen como coágulos con un módulo en la región de 0,17 MPa y los coágulos firmes se definen como coágulos con un módulo en la región de 0,63 MPa; dichos valores de módulo se definen como los valores de compresión del 0 al 45 % descritos por Chueh y col. en "Mechanical Characterization of Thromboemboli in Acute Ischemic Stroke and Laboratory Embolus Analogues", AJNR 2011.

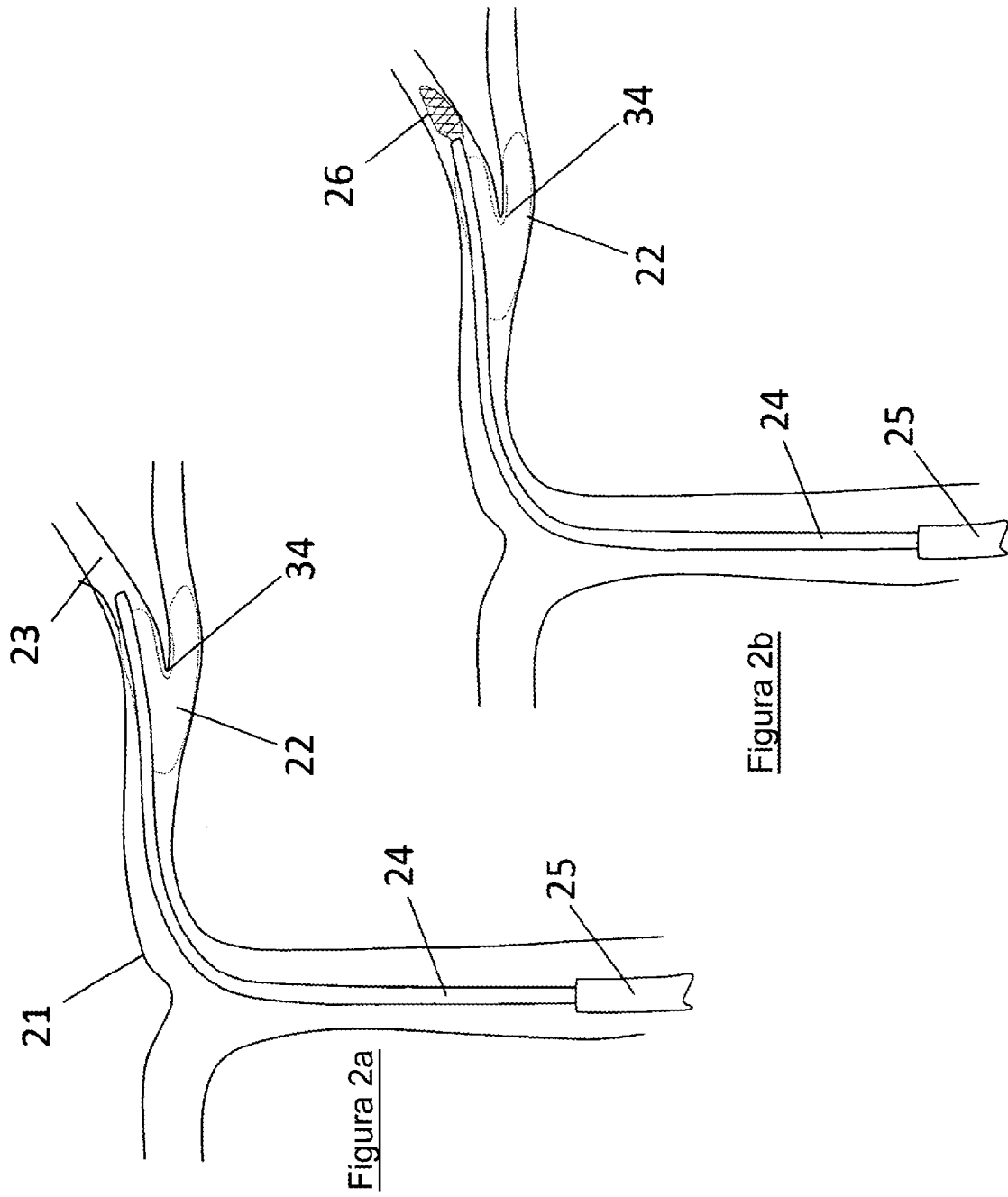
El eje vertical representa el caudal sanguíneo a través del lumen creado por la ampliación del dispositivo de trombectomía en el coágulo. La línea 9958 en este eje representa un caudal de aproximadamente 10 cc/100 g de tejido cerebral por minuto. Es probable que un caudal menor que este nivel dé como resultado un infarto irreversible en cuestión de minutos, por lo que es deseable que el caudal restablecido tras el despliegue de un dispositivo de trombectomía mecánica supere este nivel por un margen significativo. La línea 9959 en el eje vertical representa un caudal de aproximadamente 60 cc/100 g de tejido cerebral por minuto, que es un caudal normal para una arteria cerebral en un adulto sano. Aunque es deseable que este nivel de flujo sanguíneo se restablezca en última instancia, es deseable hacerlo de forma gradual en lugar de abrupta, ya que la restauración repentina de la alta presión y el flujo a un lecho vascular que ha estado privado de oxígeno y nutrientes durante un período significativo puede provocar una hemorragia cerebral dañina o incluso mortal. Por lo tanto, sería muy deseable un dispositivo que pueda restablecer de forma fiable el flujo sanguíneo al cerebro isquémico, pero que lo haga a un nivel controlado. Los dispositivos típicos tipo stent para la extracción de coágulos que se construyen de manera similar a la de un stent autoampliable tienen una curva de fuerza radial con respecto al diámetro relativamente lineal. Esta curva está diseñada para cumplir con las exigencias de agarrar adecuadamente el coágulo sin dañar el vaso. Por lo tanto, cuando se despliegan en un coágulo muy blando, tenderán a ampliarse hasta un diámetro cercano al del propio vaso, comprimiendo el coágulo contra la pared del vaso y creando un gran lumen de flujo y la correspondiente caudal alto. Cuando se despliegan en un coágulo muy firme, es posible que no tengan suficiente fuerza radial para comprimir el coágulo en un grado significativo y, por lo tanto, el caudal restablecido puede ser muy bajo. Los diseños de doble tubo superan este problema en virtud del hecho de que el miembro tubular interior se puede configurar para que tenga un diámetro completamente ampliado menor que el del lumen del vaso objetivo para garantizar que no se restablezca el flujo excesivo, y una fuerza radial alta en este diámetro pequeño para garantizar que los coágulos firmes puedan desplazarse adecuadamente. Por lo tanto, un dispositivo de doble tubo puede restablecer un caudal controlado similar independientemente del tipo de coágulo, y puede hacerlo sin ejercer fuerzas radiales dañinas en la pared del vaso. Las líneas 9961 y 9960 representan los niveles inferior y superior de una ventana de caudal restaurado deseable. El caudal 9961 es preferiblemente al menos el doble que el nivel 9958 para garantizar que se proporcionen el oxígeno y los nutrientes adecuados para evitar una mayor muerte celular. El caudal 9960 es preferiblemente al menos un 40 % menor que el nivel 9959 para garantizar que el caudal y la presión restablecidos repentinamente no dañen el lecho vascular.

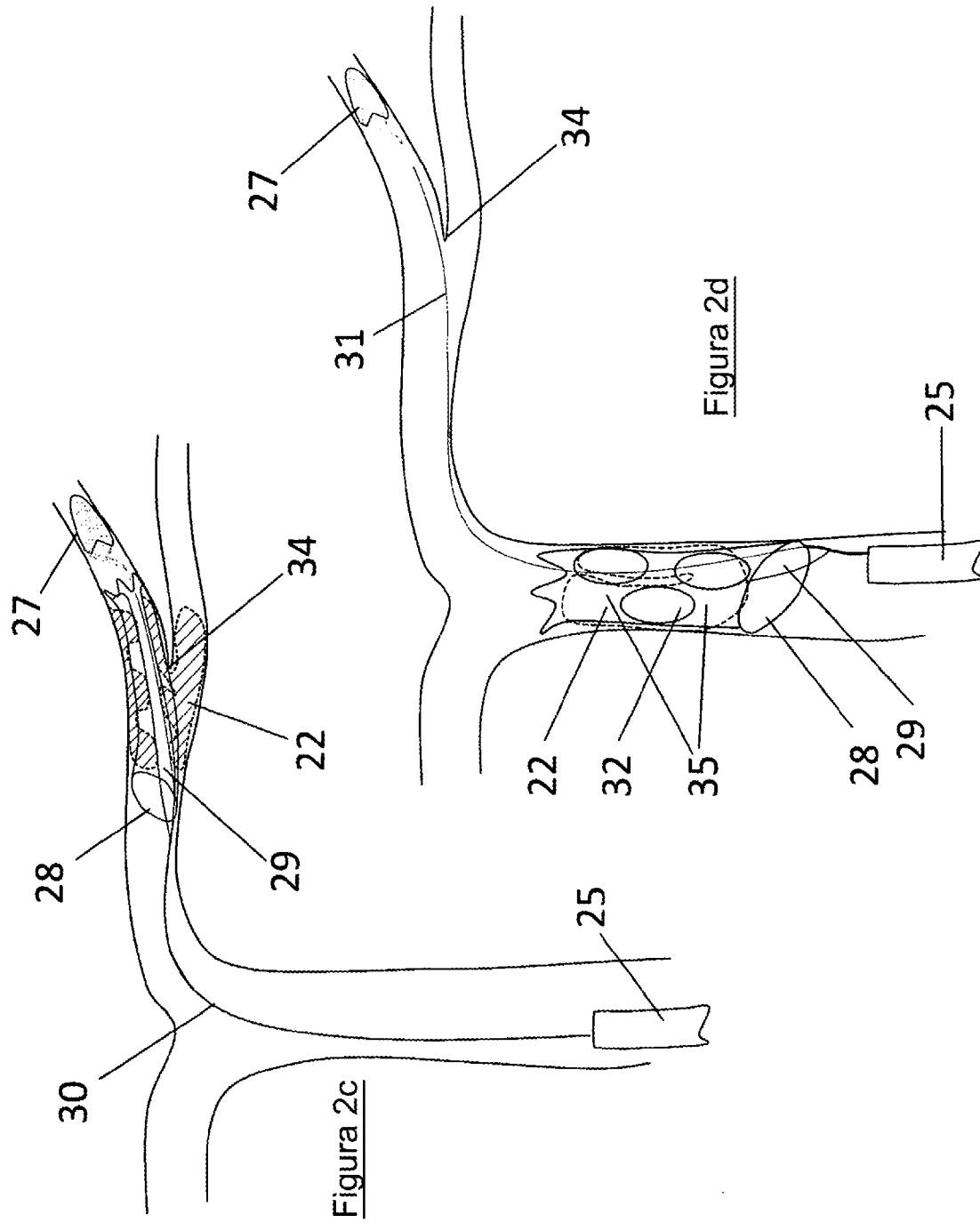
Resultará evidente a partir de la descripción anterior que, si bien se han ilustrado y descrito realizaciones particulares de la presente invención, se pueden realizar diversas modificaciones sin apartarse del alcance de la invención. En consecuencia, no se pretende que la presente invención sea limitada y debe definirse solo según las reivindicaciones adjuntas.

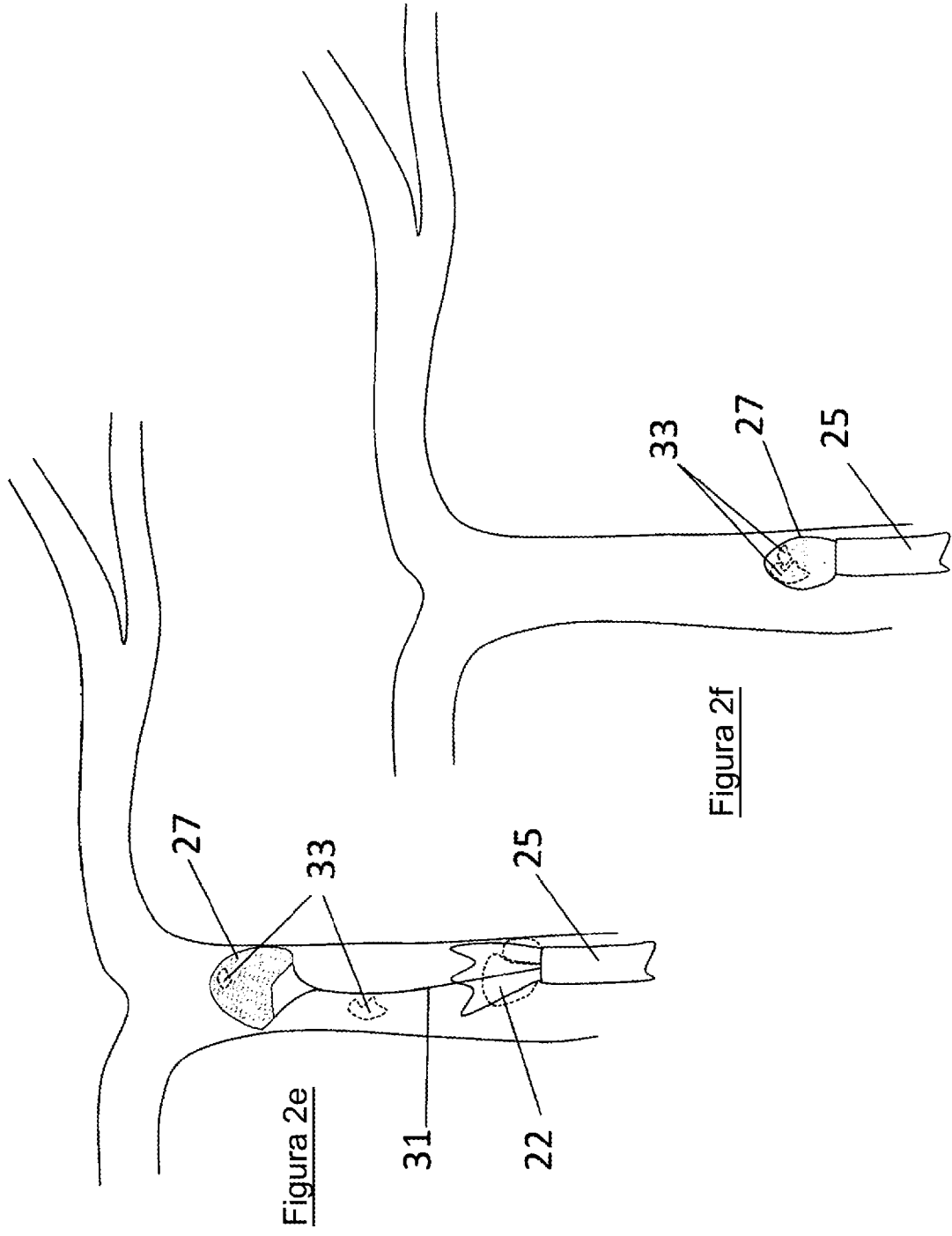
REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo (1551, 2027, 2101, 3351, 3401) para la extracción de coágulos para utilizar en el tratamiento de un paciente con un vaso sanguíneo ocluido, comprendiendo el dispositivo (1551, 2027):
 5 un vástago alargado (1553, 2026, 2102, 2109, 9602) y una estructura de enganche de coágulo, estando conectada la estructura de enganche de coágulo a un extremo distal del vástago alargado y a un extremo proximal del vástago alargado configurado para extenderse hacia el exterior del paciente, comprendiendo la estructura de enganche de coágulo una pared exterior y un espacio de recepción interior, comprendiendo dicha pared exterior una pluralidad de secciones de estructura base y una pluralidad de secciones de entrada, estando dichas secciones configuradas para empujar el coágulo hacia el espacio de recepción interior; y
 10 en donde la estructura de enganche de coágulo comprende una cesta (471) de enganche, y en donde la cesta de enganche comprende una pluralidad de puntales (474), **caracterizado por que** cada puntal tiene una pluralidad de características de enganche de coágulo, en donde las características de enganche de coágulo son un ojal (475) o una lengüeta (476) o un brazo (477) o combinaciones de los mismos.
2. Un dispositivo según la reivindicación 1, en donde cada sección comprende una red de puntales (1555, 2014) y coronas (1556), que incluyen coronas terminales (3359) que sirven para romper la continuidad de los puntales.
3. Un dispositivo según la reivindicación 2, en donde cada sección comprende una pluralidad de celdas en forma de rombo formadas por la red de puntales.
4. Un dispositivo según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en donde la estructura de enganche de coágulo es un cuerpo alargado exterior y el dispositivo comprende un cuerpo alargado interior (2028, 2117) al que se superpone al menos parcialmente el cuerpo alargado exterior, pudiendo extenderse el cuerpo alargado exterior con respecto al cuerpo alargado interior hasta una extensión radial que es mayor que la extensión radial del cuerpo interior en una configuración desplegada.
5. Un dispositivo según la reivindicación 4, en donde el cuerpo alargado interior comprende una estructura generalmente tubular de puntales interconectados.
6. Un dispositivo según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en donde la estructura de enganche de coágulo comprende una sección cónica, una sección ensanchada, una sección de extremo cerrada o una sección media cerrada.
7. Un dispositivo según la reivindicación 4 o la reivindicación 5, en donde uno o ambos del cuerpo alargado exterior y el cuerpo alargado interior comprenden una sección cónica, una sección ensanchada, una sección de extremo cerrada o una sección media cerrada.
8. Un dispositivo según una cualquiera de las reivindicaciones 4, 5 y 7, en donde el extremo proximal del cuerpo alargado exterior y el extremo proximal del cuerpo alargado interior comprenden collares y dichos collares comprenden una o más regiones elásticas de modo que pueden ensamblarse en el vástago alargado en el extremo proximal de las características (2002, 2003) de escalón en el vástago, tal como en la manera de una junta de ajuste a presión.
9. Un dispositivo según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8, que comprende una red de captura distal.
10. Un dispositivo según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, 6 y 9, cuando depende de una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3 y 6, en donde la estructura de enganche de coágulo comprende bandas marcadoras o características radiopacas, opcionalmente en donde la banda marcadora o la característica radiopaca comprende uno o más de: un puntal rodeado de alambre enrollado, una lengüeta soldada a una corona, un ojal con lengüeta remachada o soldada o unida en su interior, un recubrimiento aplicado a una o todas las superficies, o una lengüeta que sobresale de una corona montada en una manga, una banda marcadora o una bobina.
11. Un dispositivo según una cualquiera de las reivindicaciones 4, 5, 7 y 8, y 9, cuando depende de una cualquiera de las reivindicaciones 4, 5, 7 y 8, en donde el uno o ambos del cuerpo alargado exterior y el cuerpo alargado interior comprenden bandas marcadoras o elementos radiopacos, opcionalmente en donde la banda marcadora o el elemento radiopaco comprende uno o más de: un puntal rodeado de alambre enrollado, una lengüeta soldada a una corona, un ojal con lengüeta remachada o soldada o unida por dentro, un recubrimiento aplicado a una o todas las superficies, o una lengüeta que sobresale de una corona que está montada en una manga, una banda marcadora o una bobina.
12. Un dispositivo según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde la estructura de enganche de coágulo es autoampliable, opcionalmente en donde la estructura de enganche de coágulo puede autoampliarse por medio del movimiento relativo de los elementos alargados.









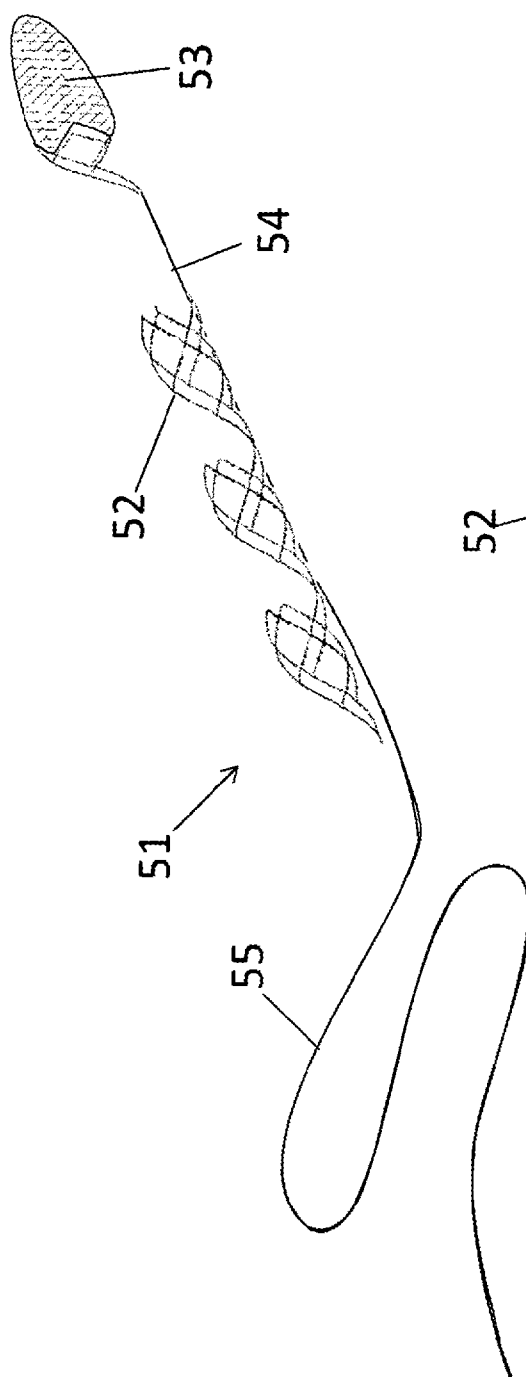


Figure 3a

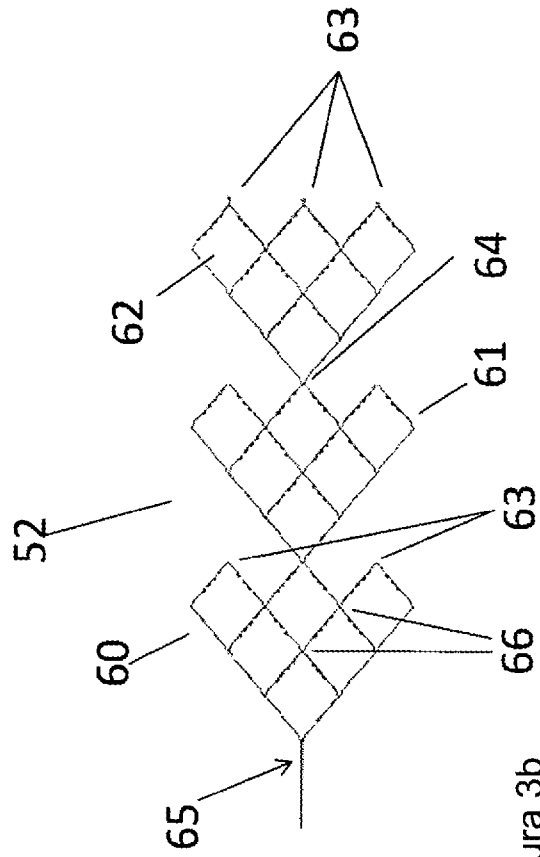


Figure 3b

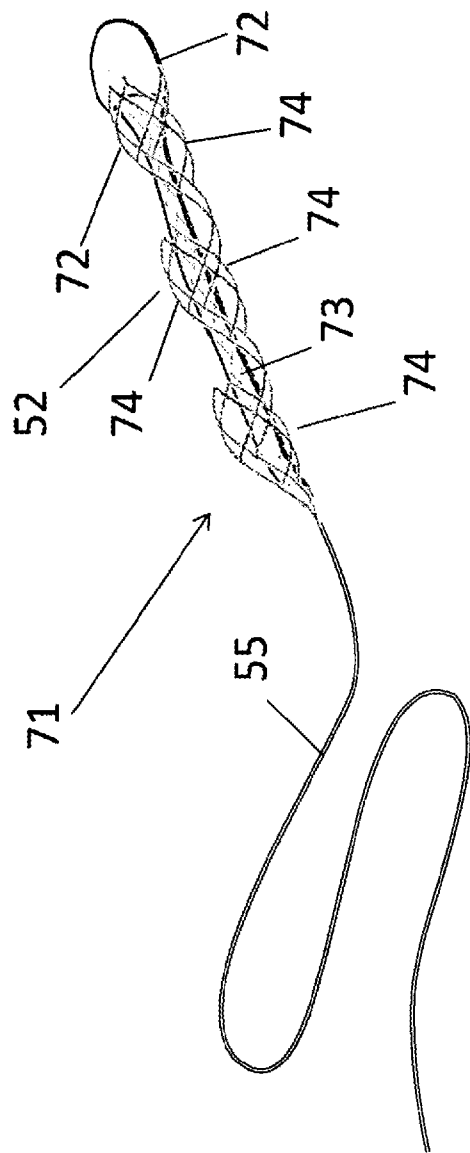


Figure 4

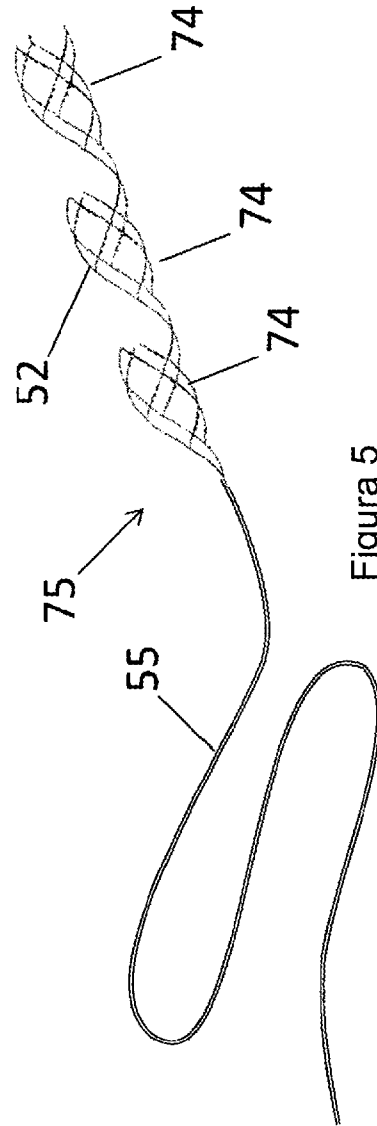
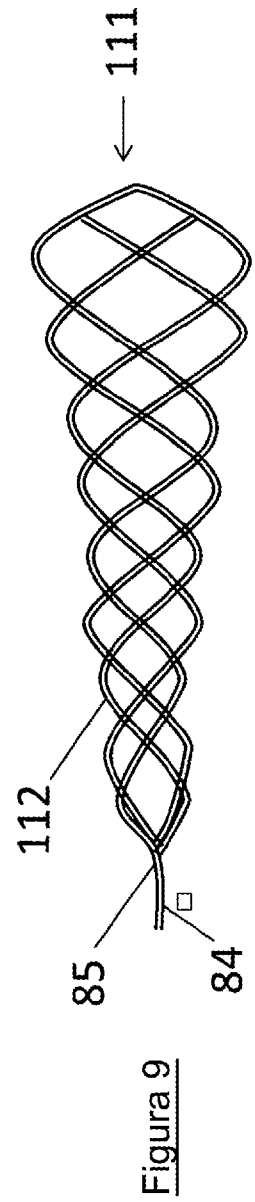
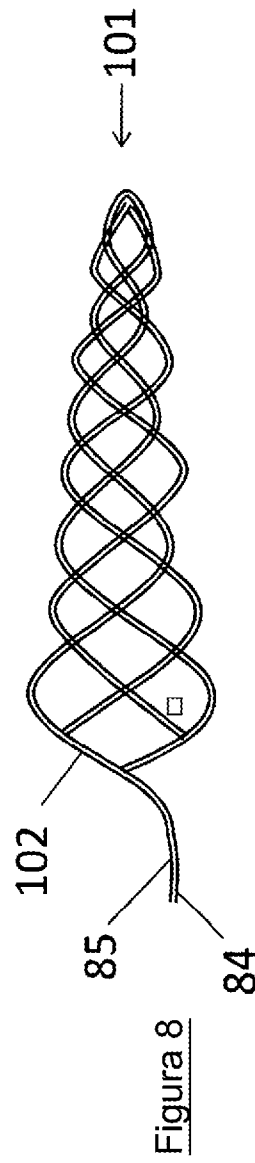
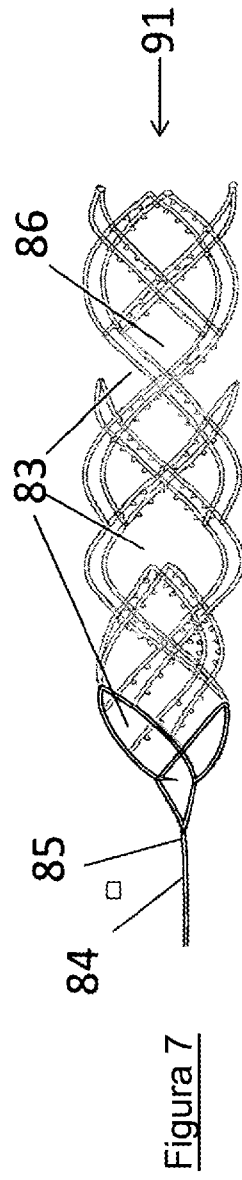
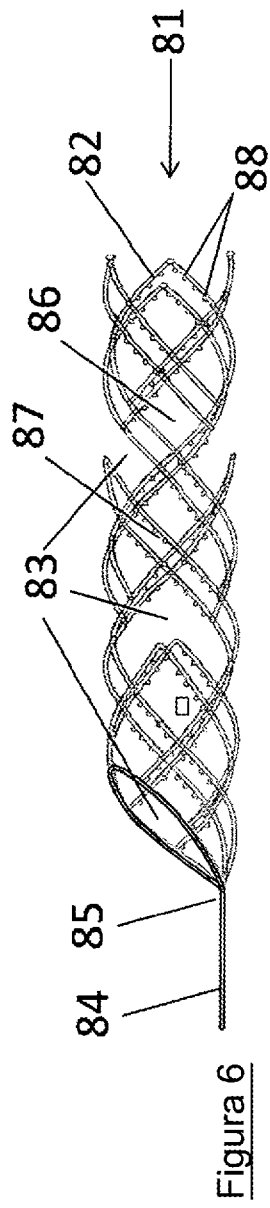


Figure 5



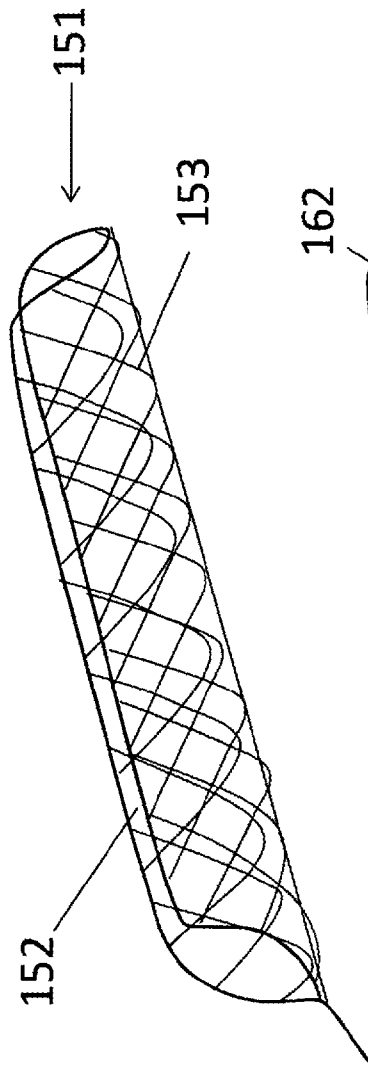


Figure 10

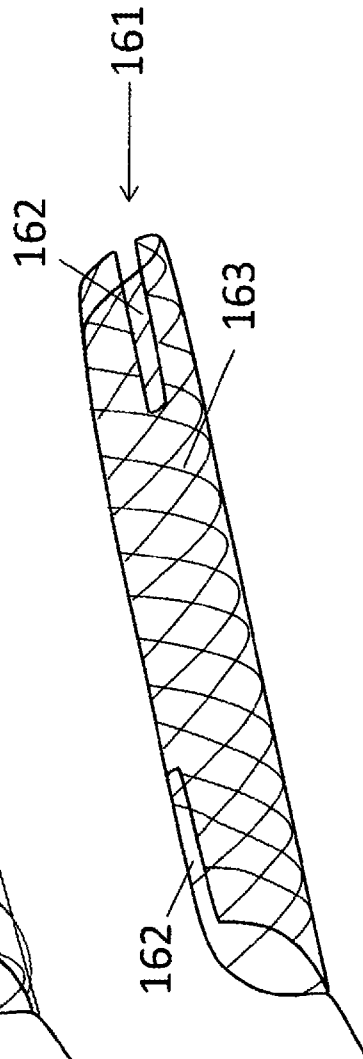


Figure 11

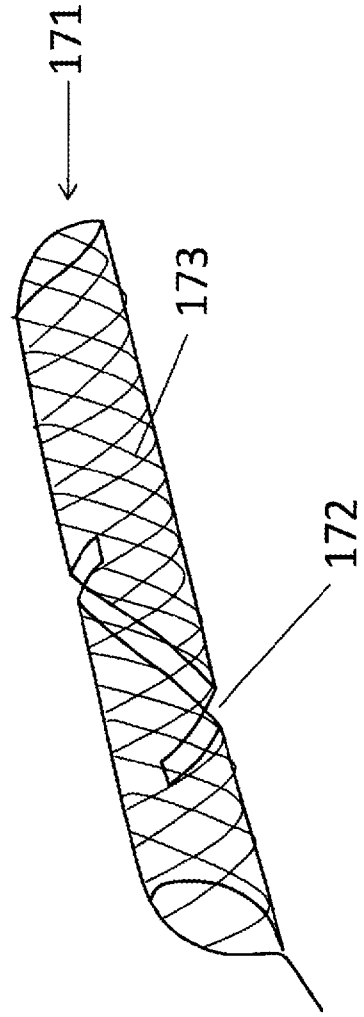
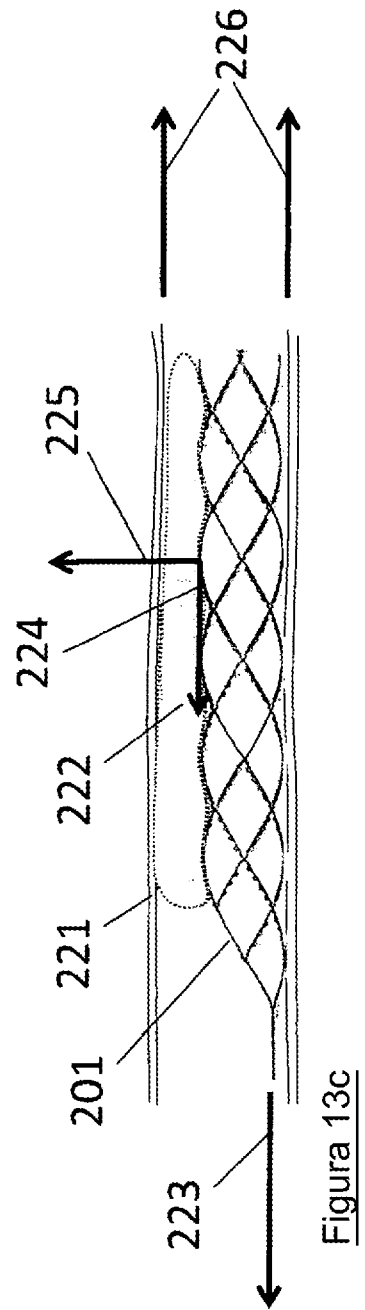
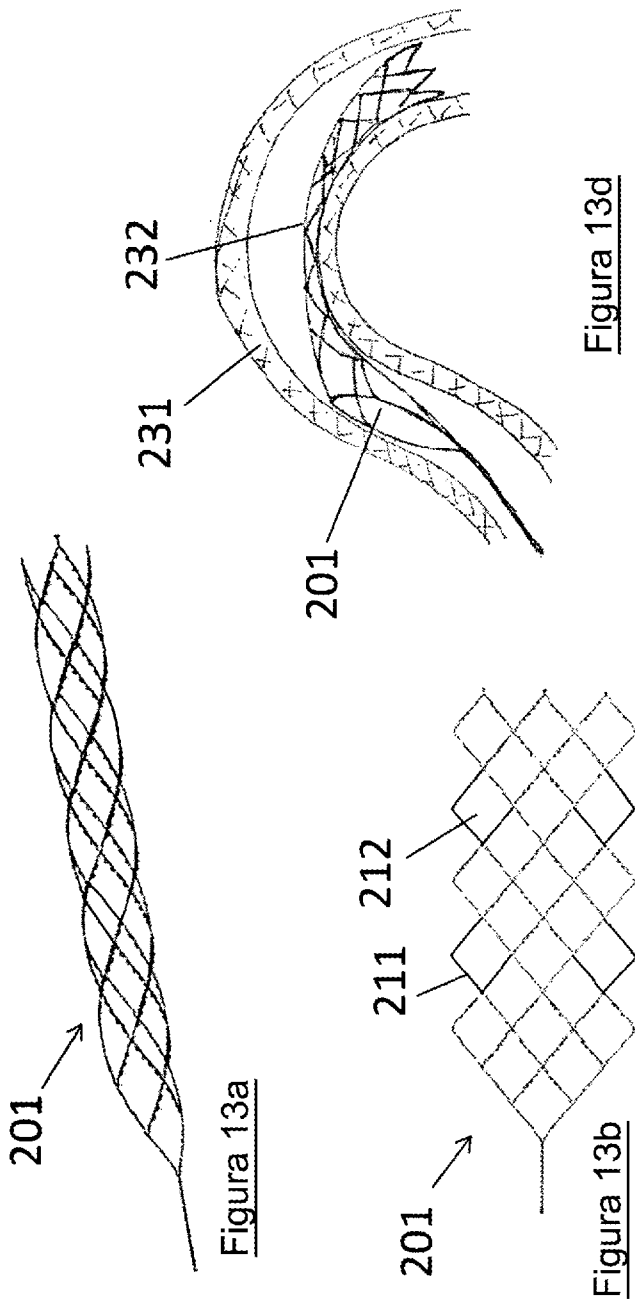
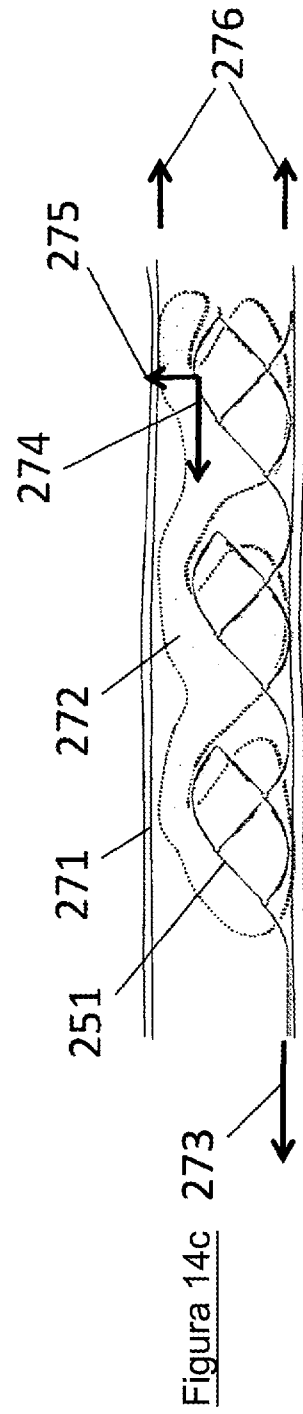
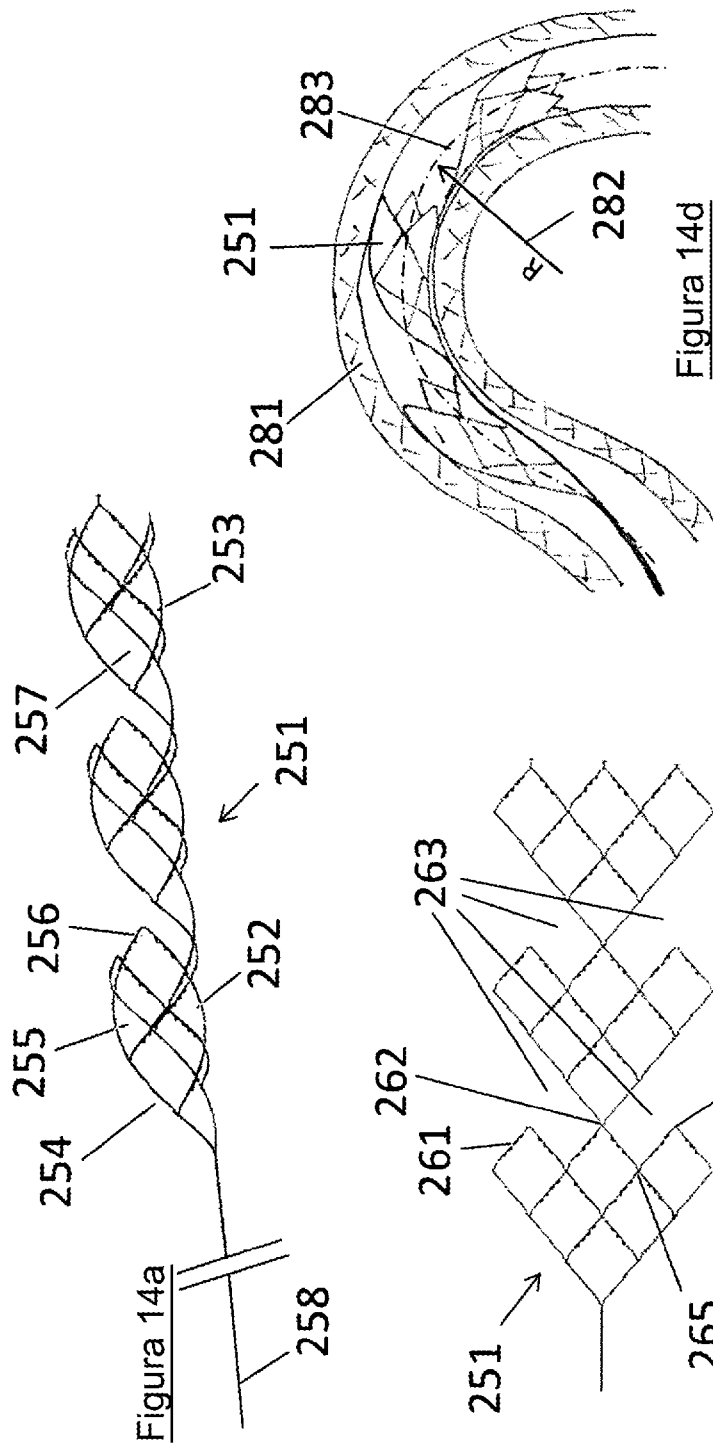


Figure 12





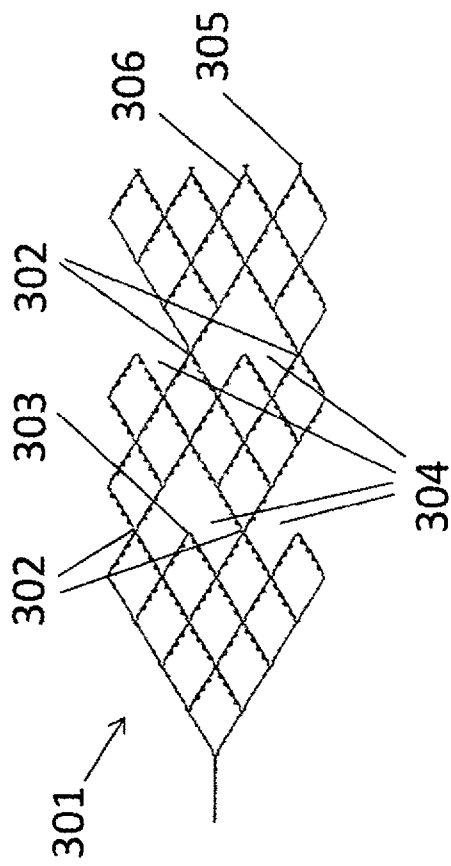


Figura 15a



Figura 15b

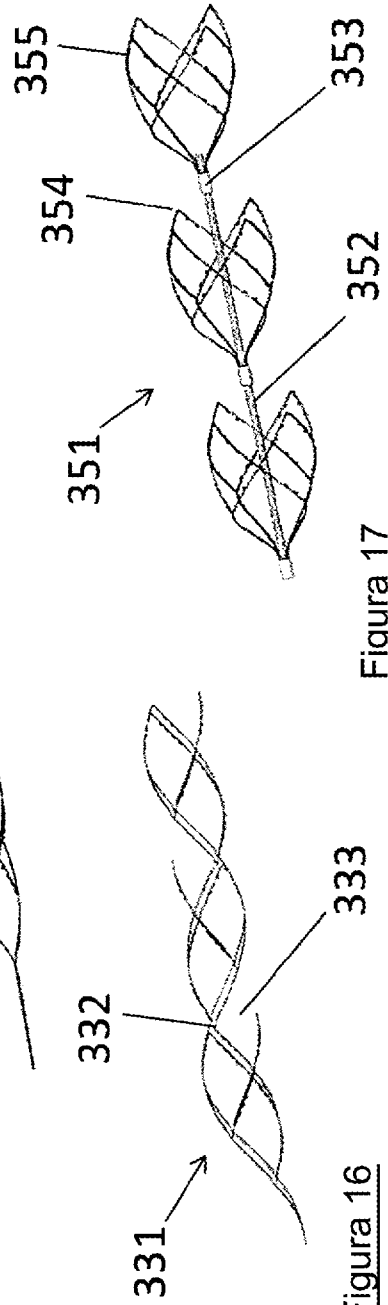
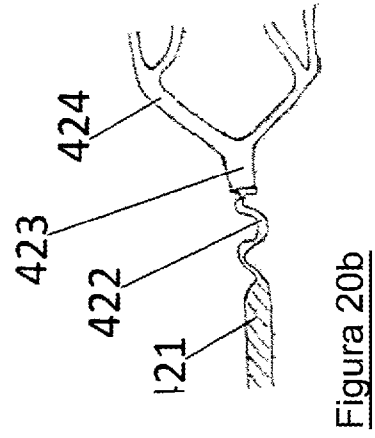
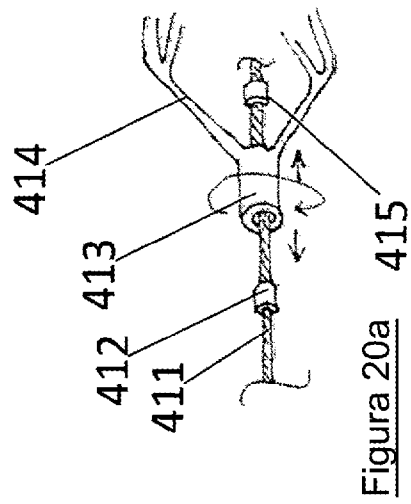
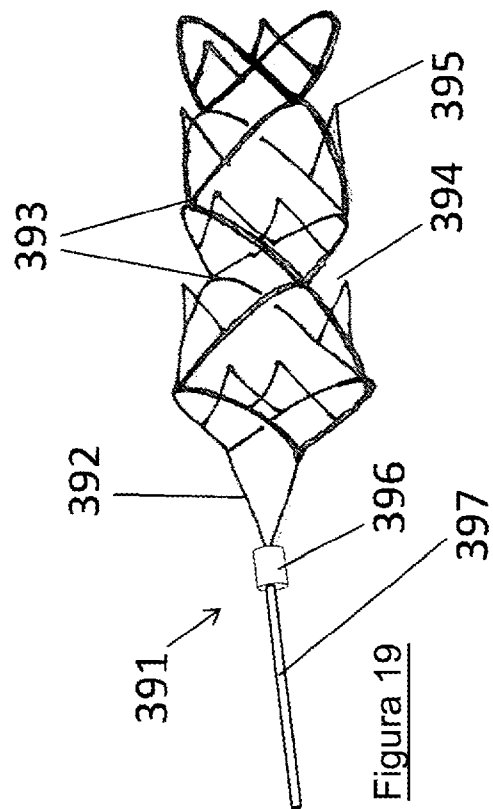
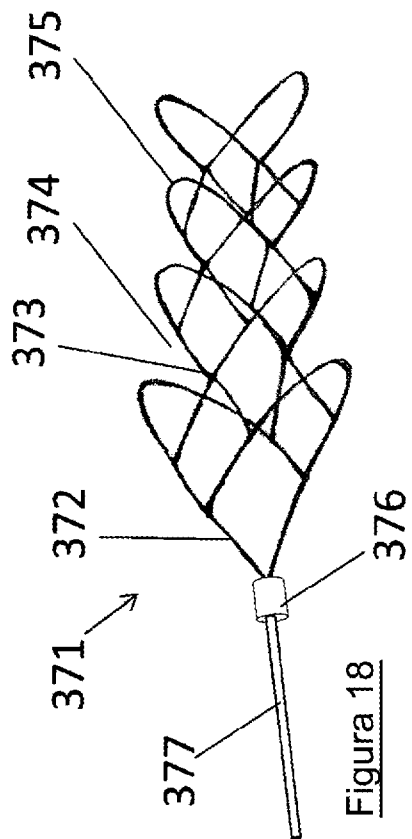
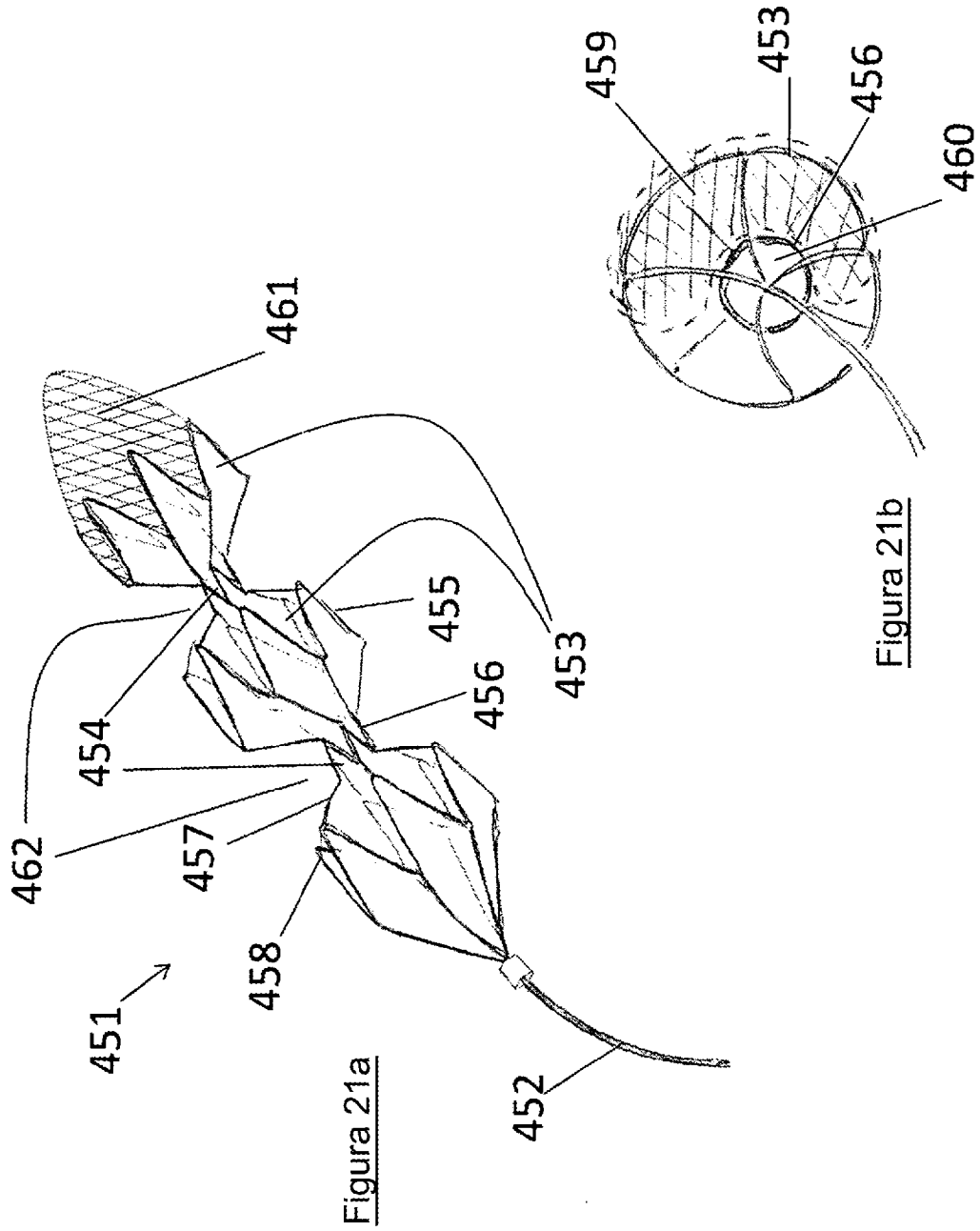
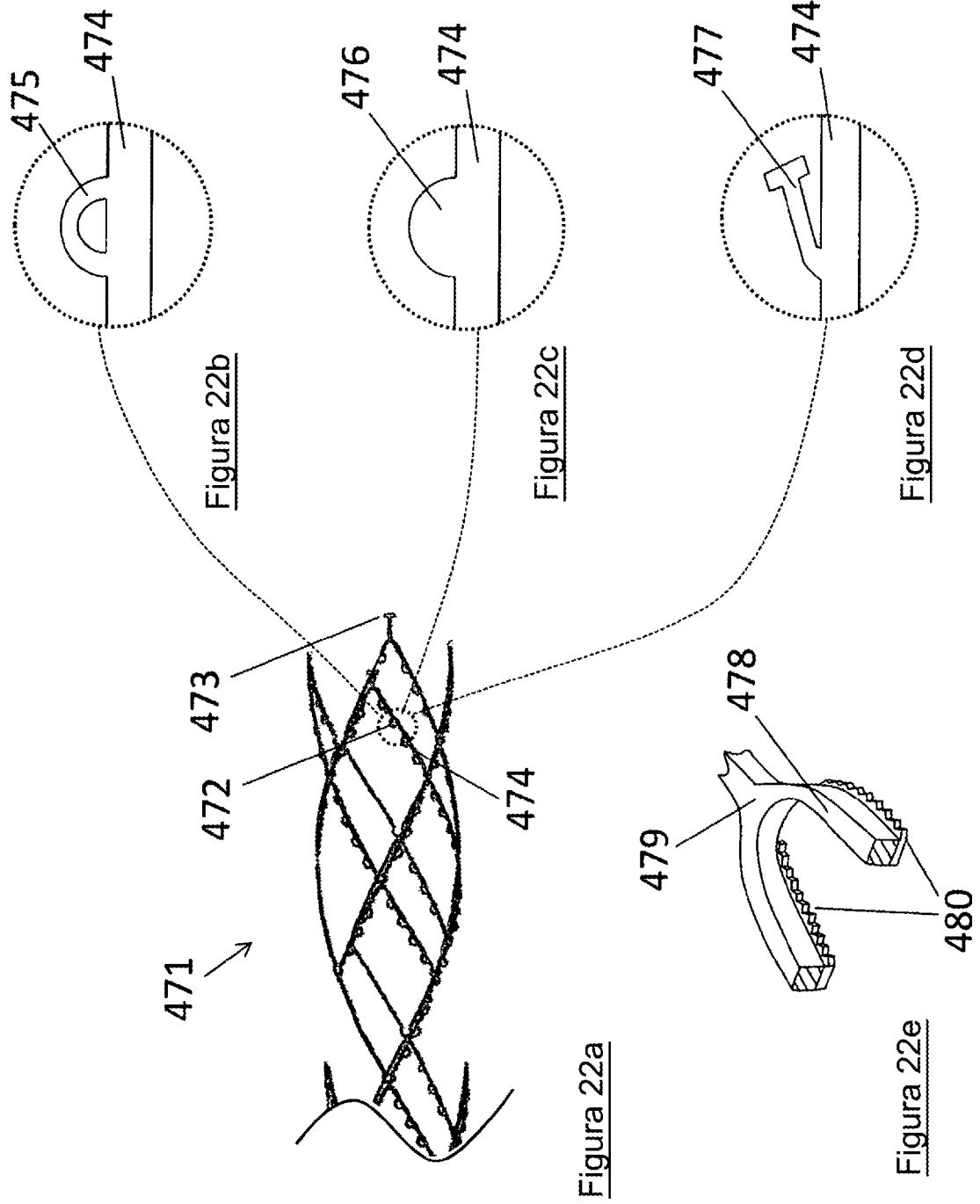


Figura 16

Figura 17







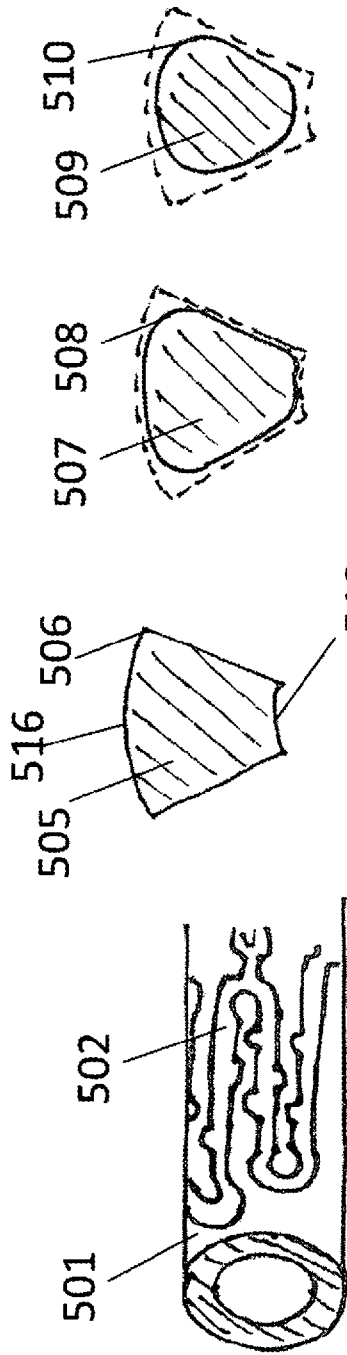


Figura 23f

Figura 23e

Figura 23d

Figura 23a

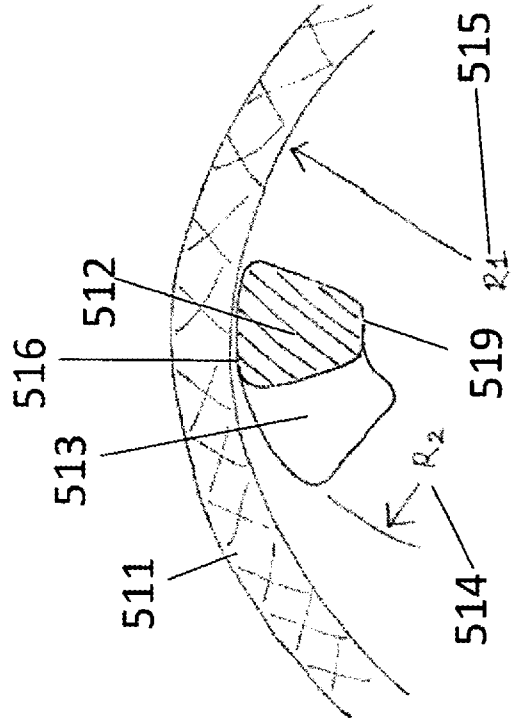


Figura 23c

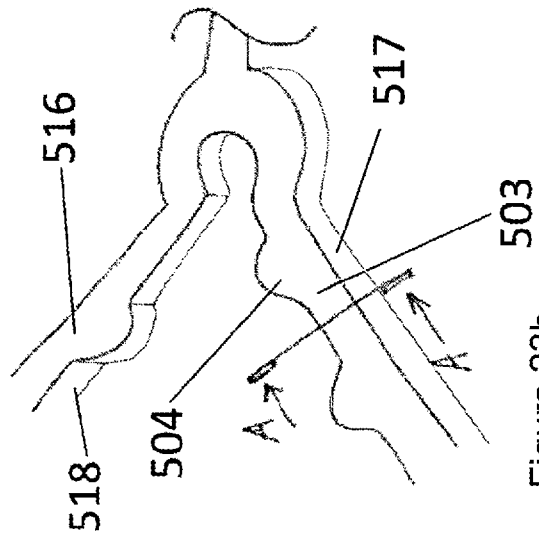
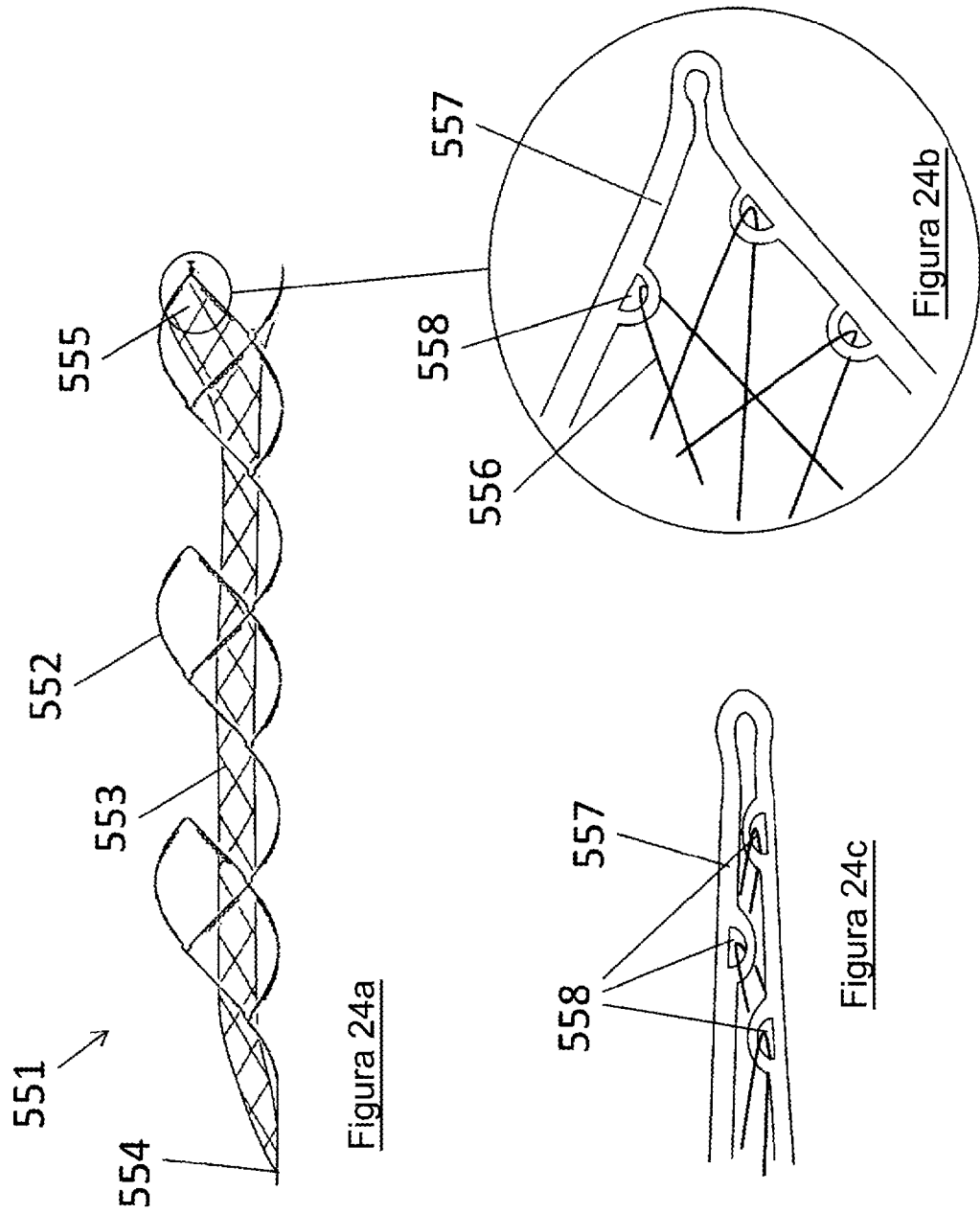


Figura 23b



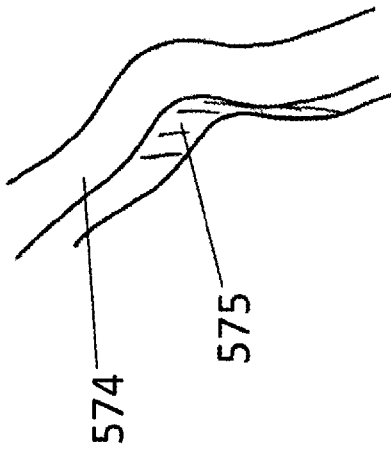


Figura 25b

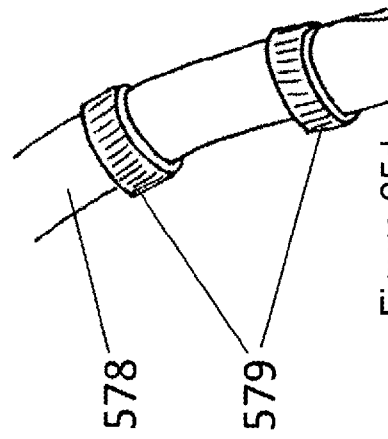


Figura 25d

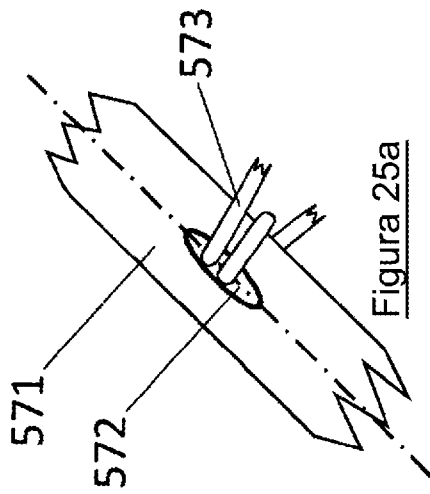


Figura 25a

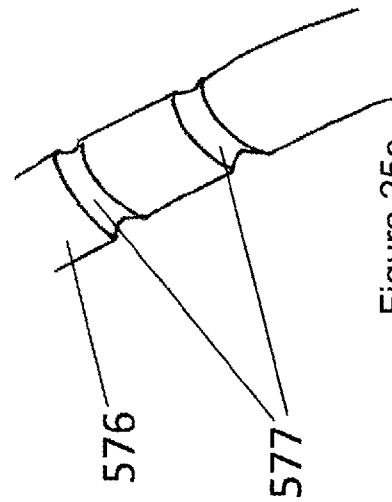


Figura 25c

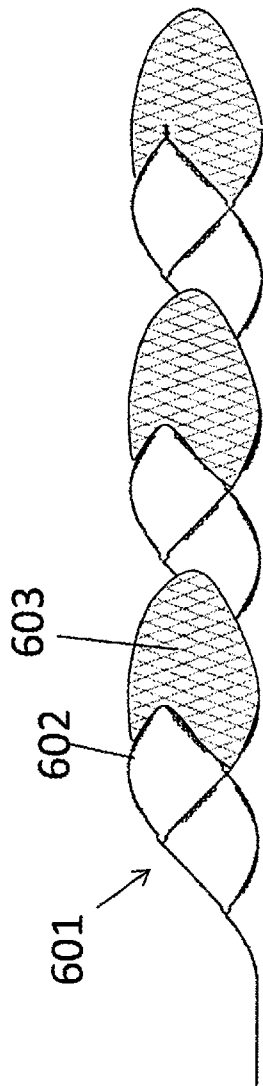


Figure 26

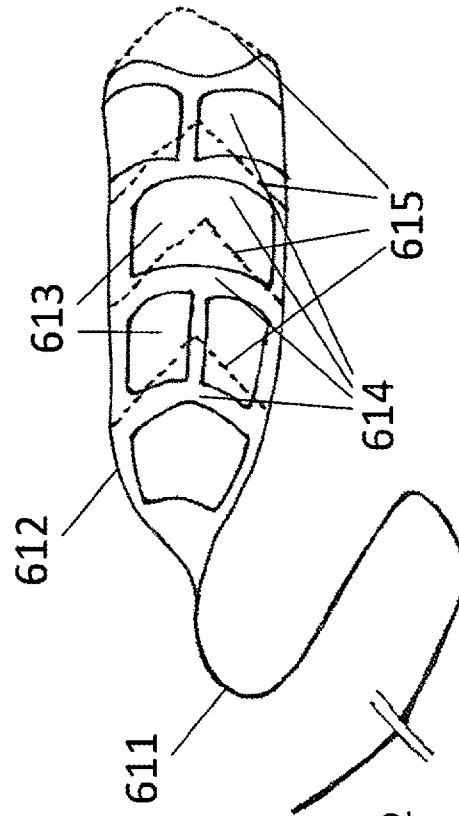


Figure 26b

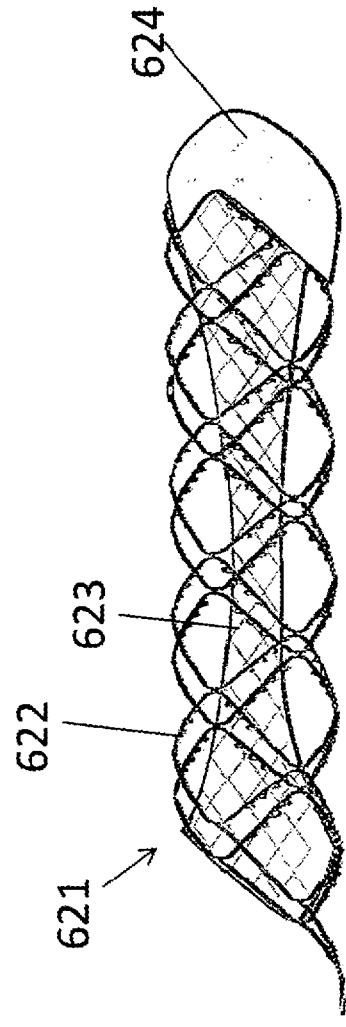
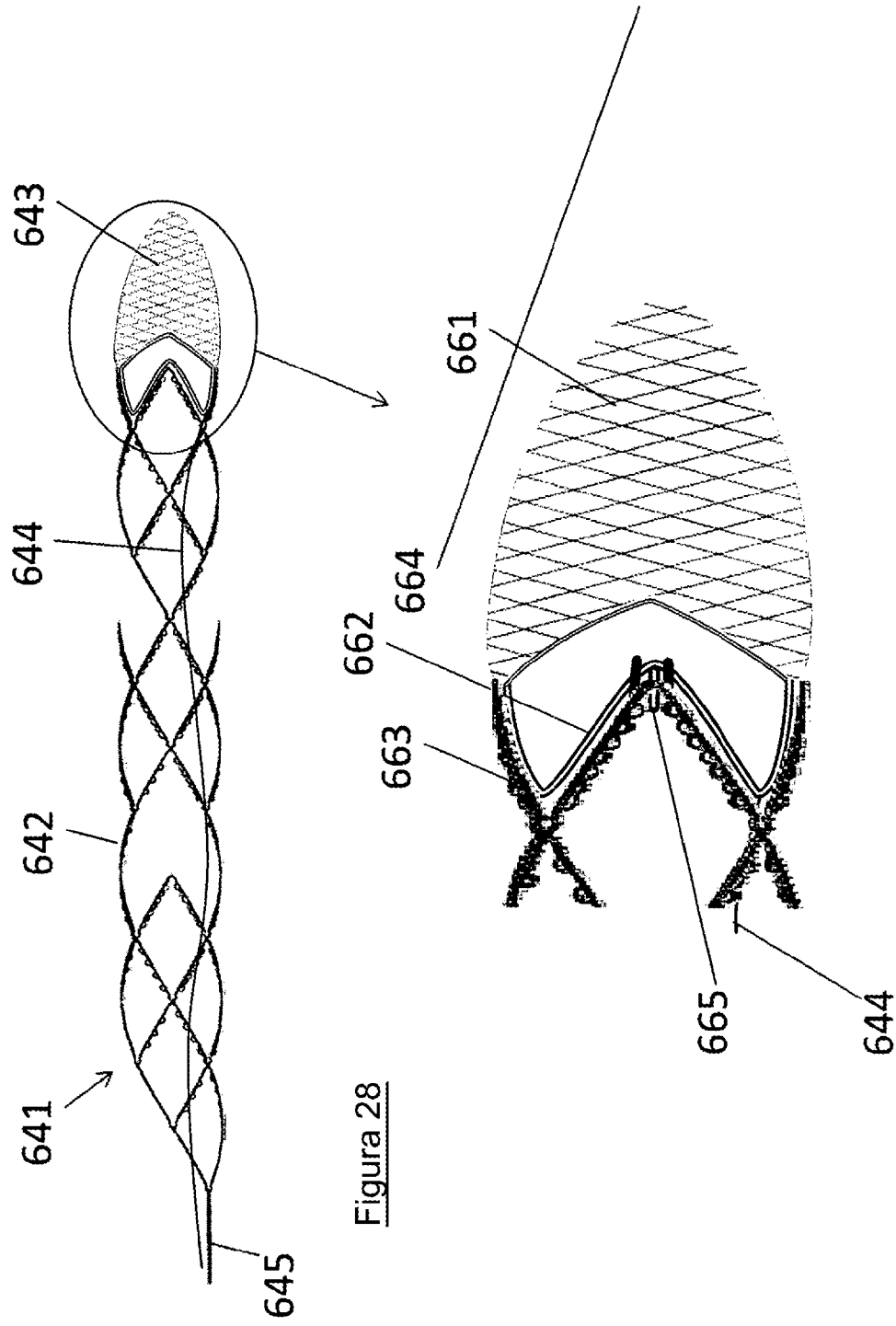


Figure 27



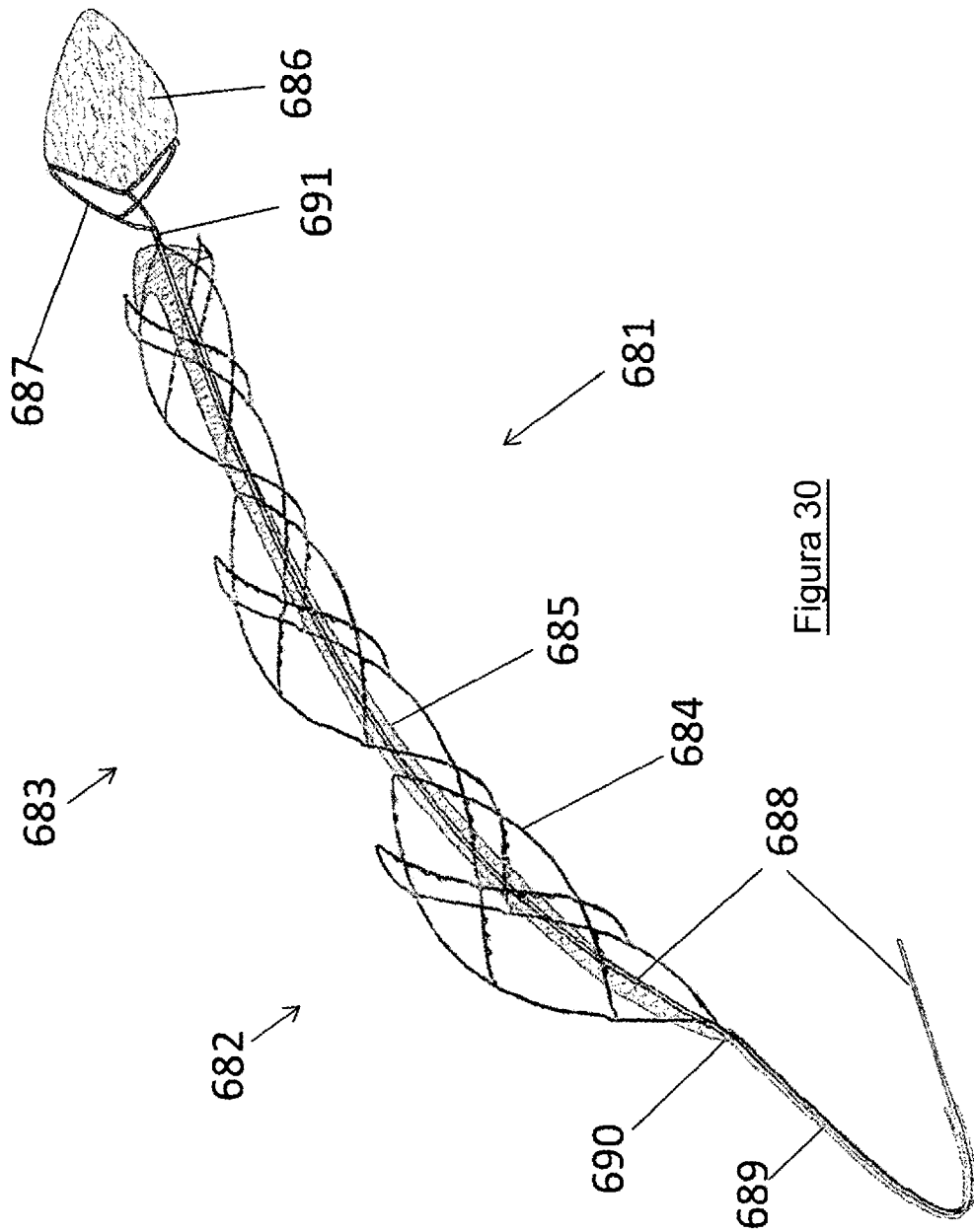


Figura 30

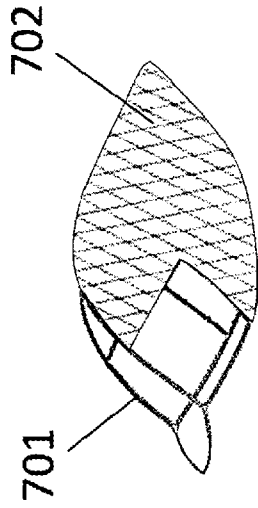


Figure 31a

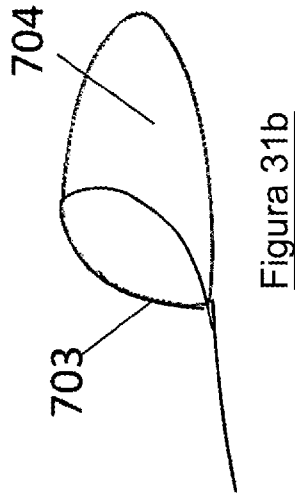


Figure 31b

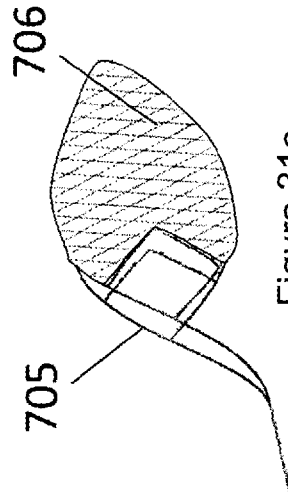


Figure 31c

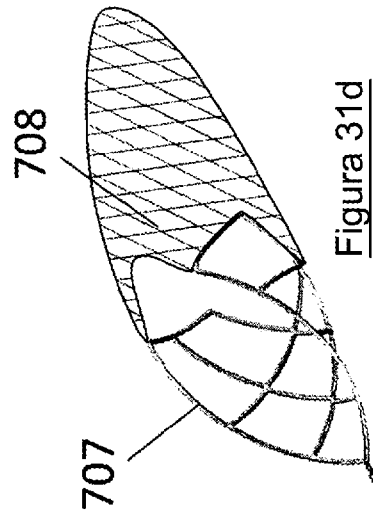


Figure 31d

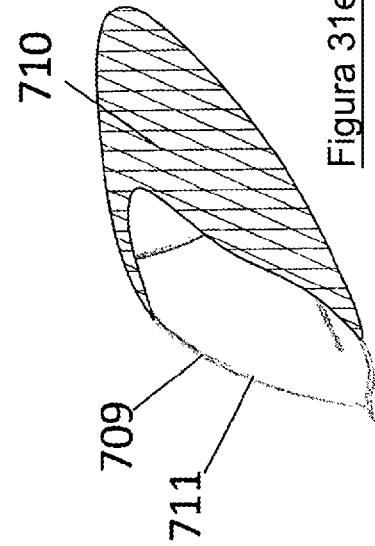
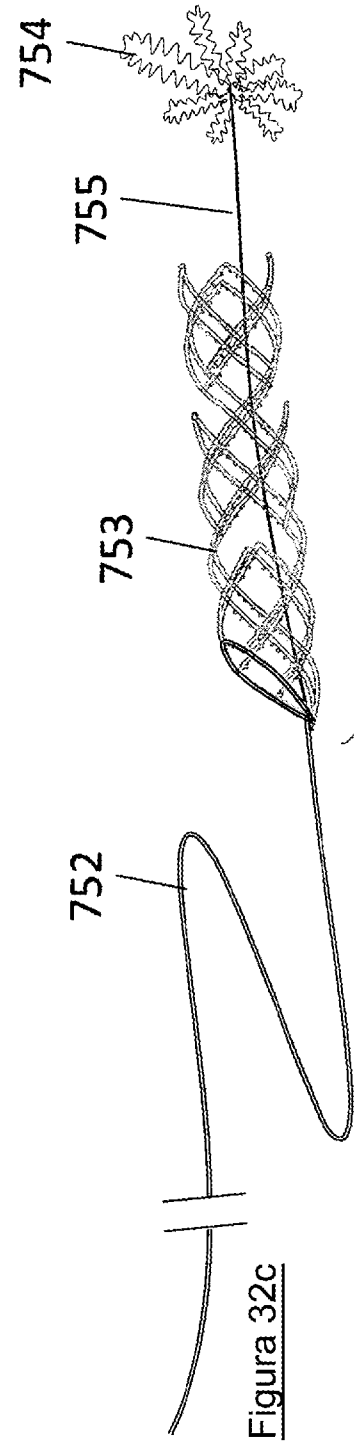
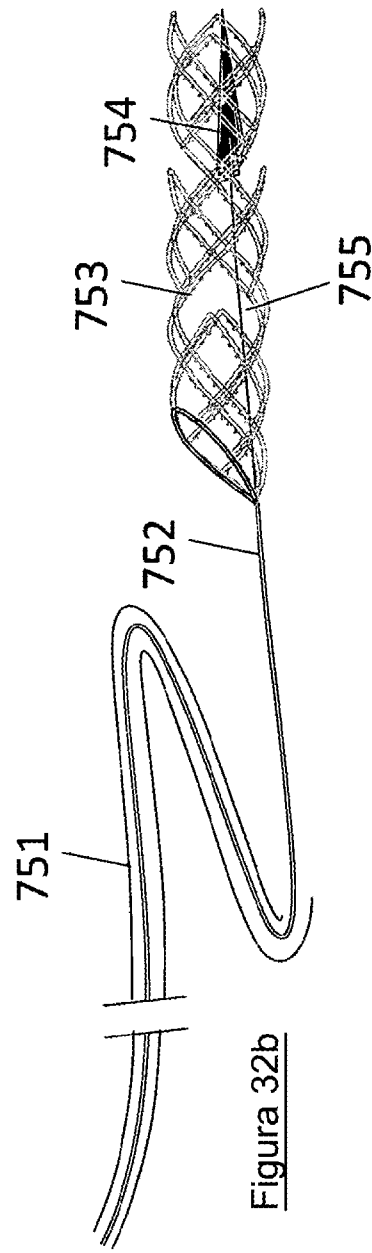
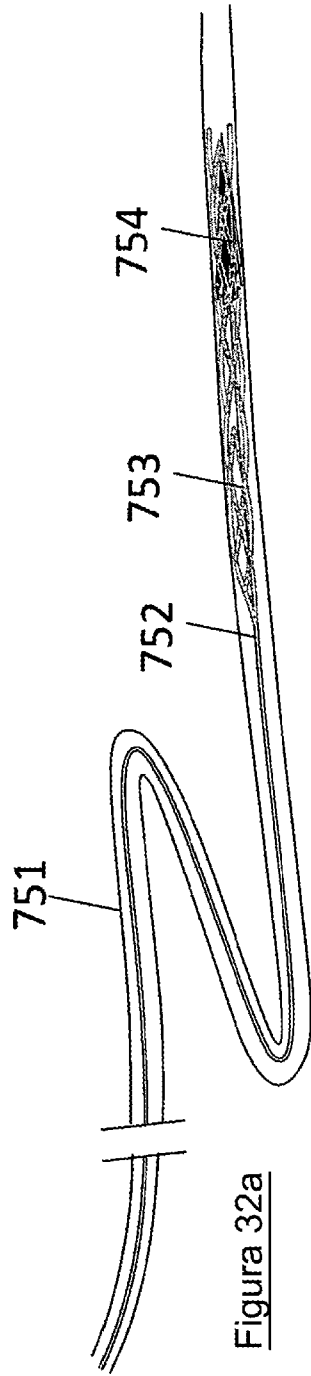


Figure 31e



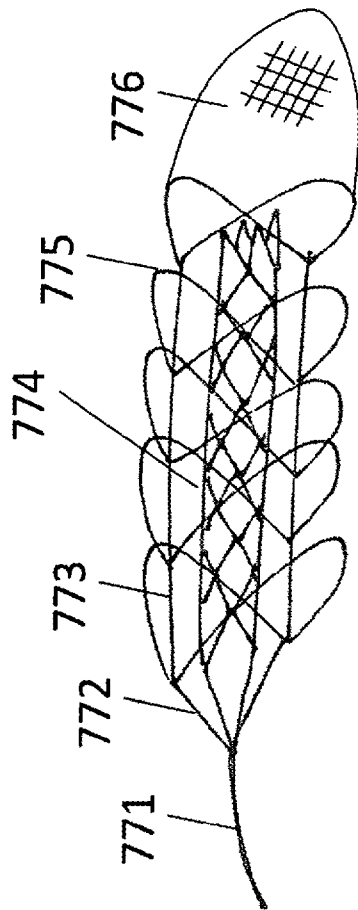


Figure 33

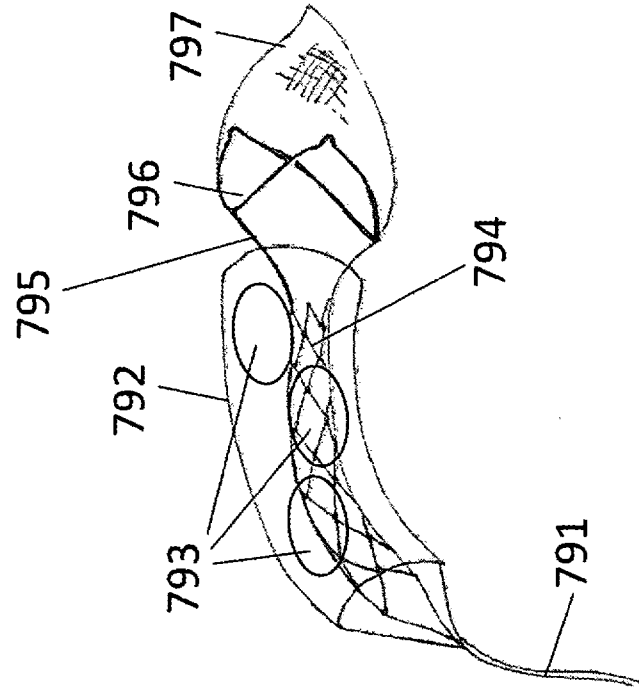
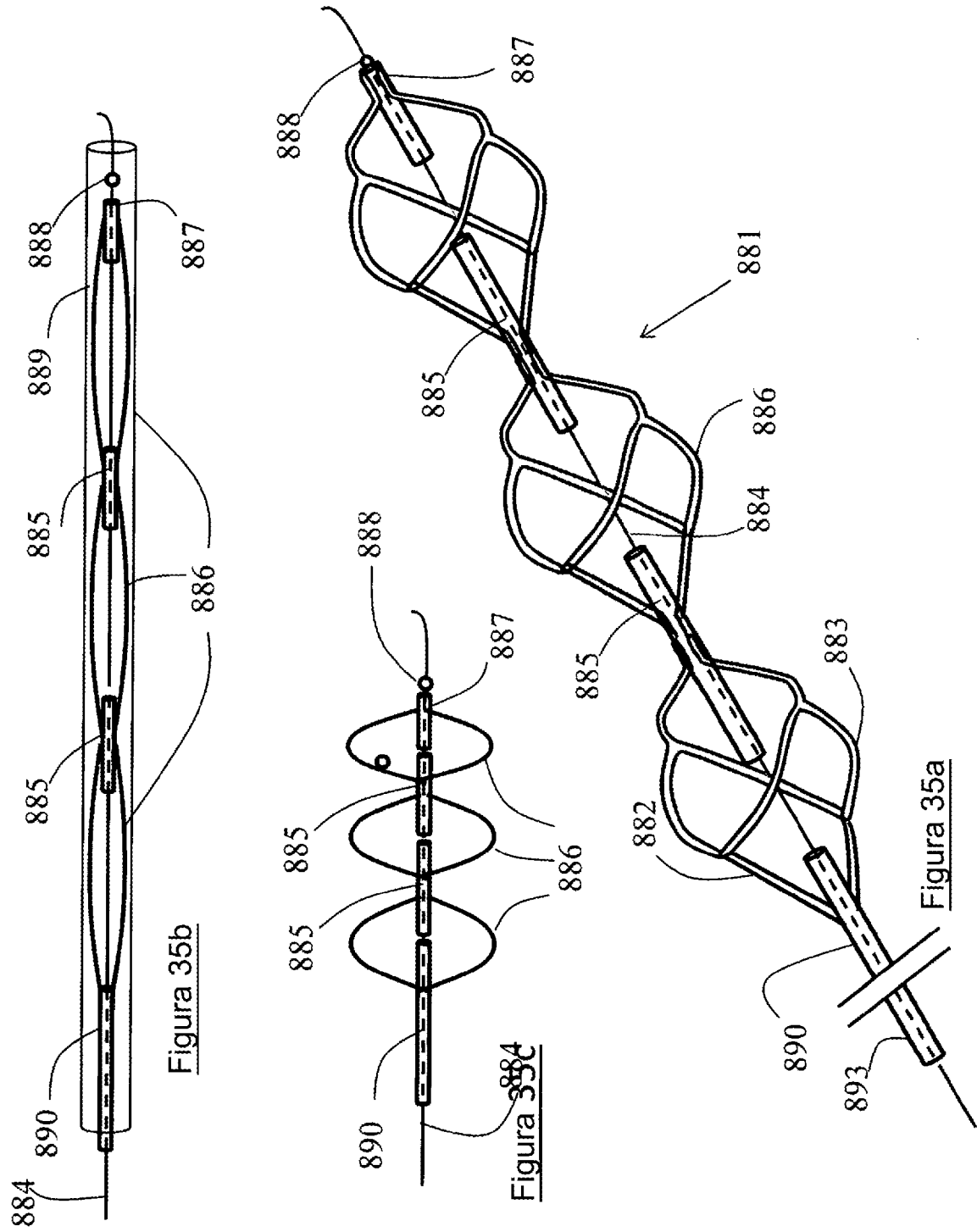


Figure 34



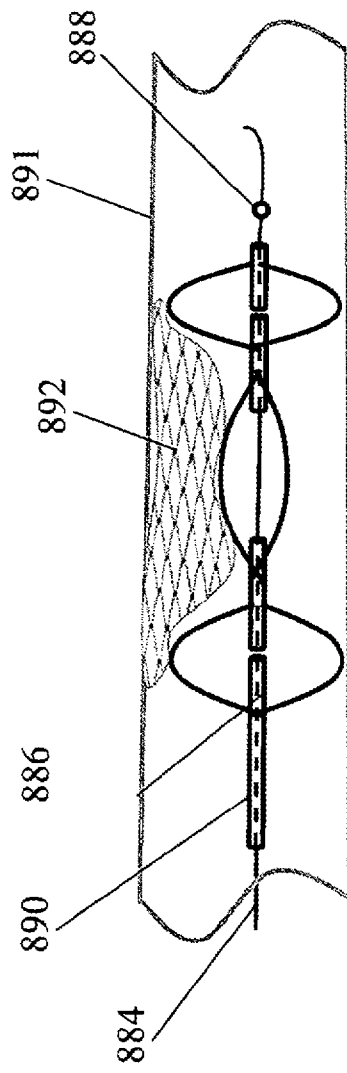


Figure 35d

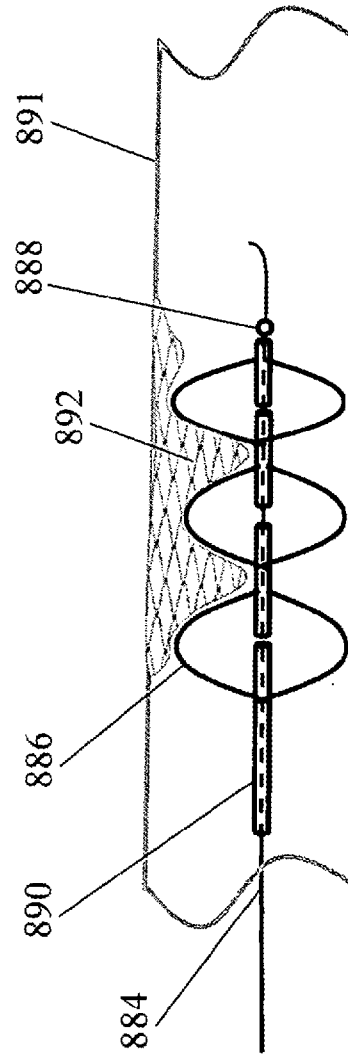


Figure 35e

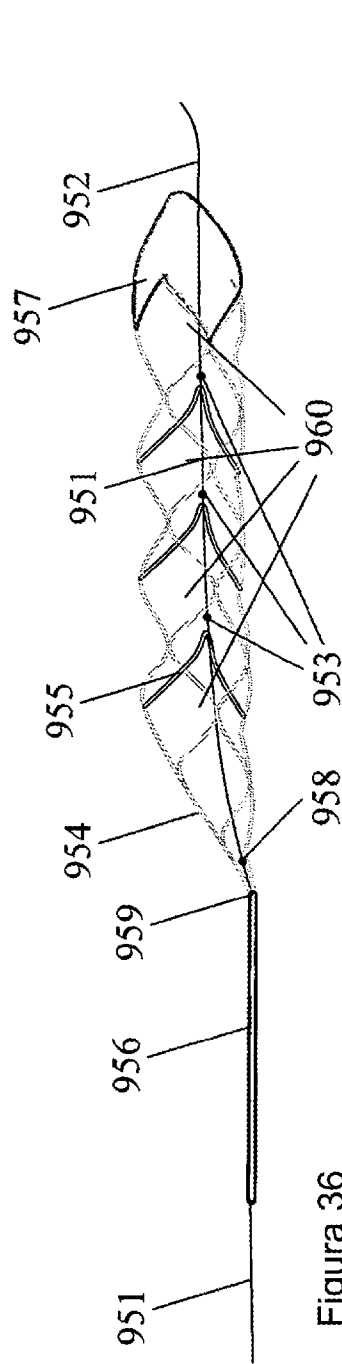


Figure 36

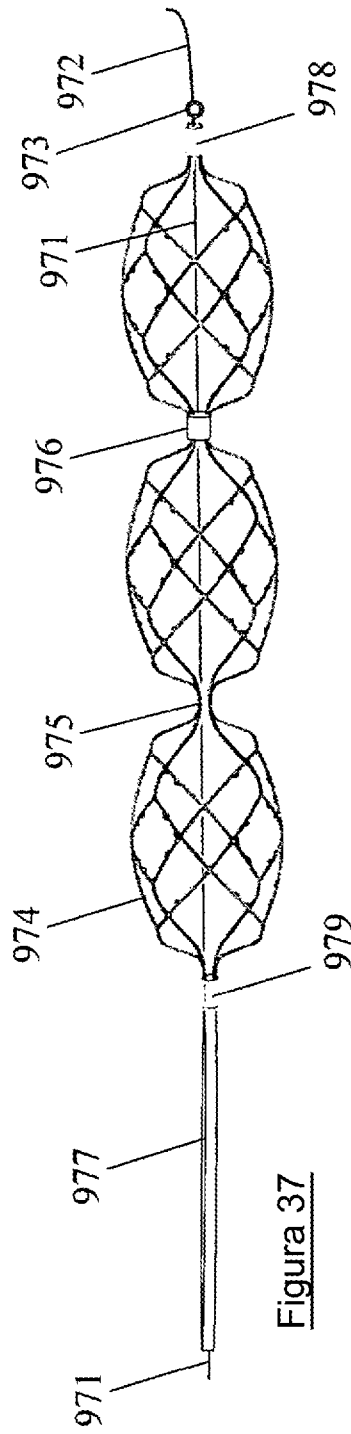


Figure 37

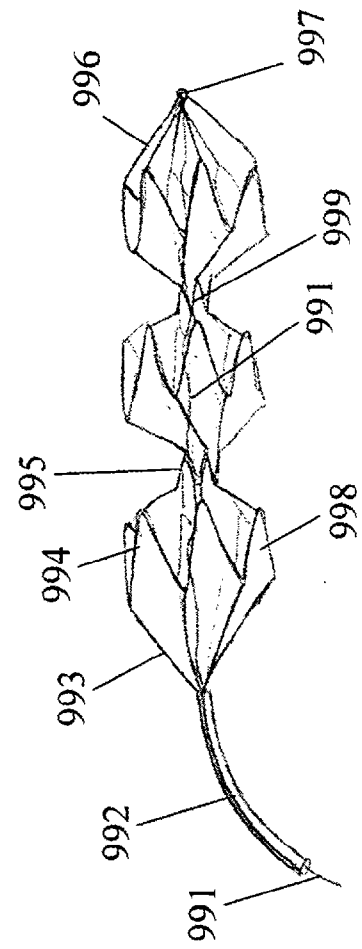
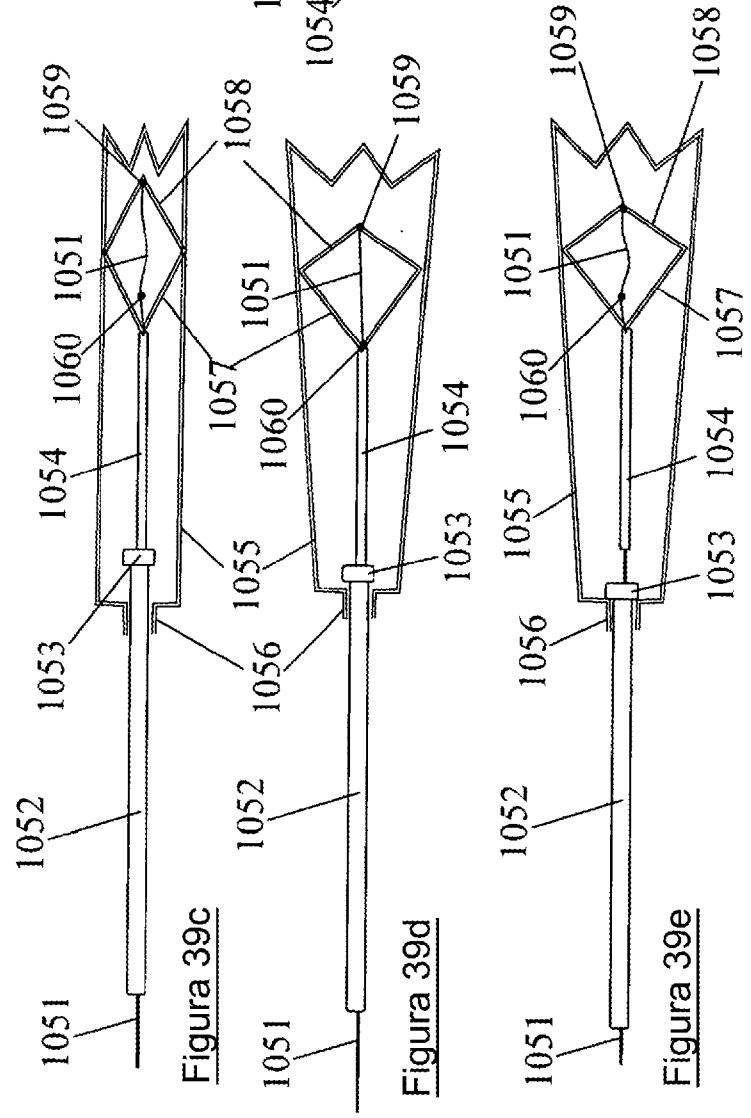
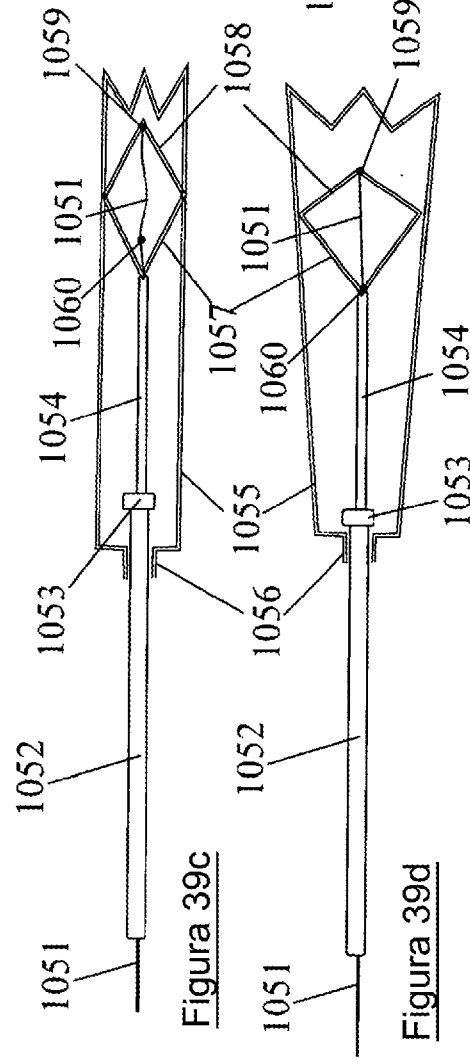
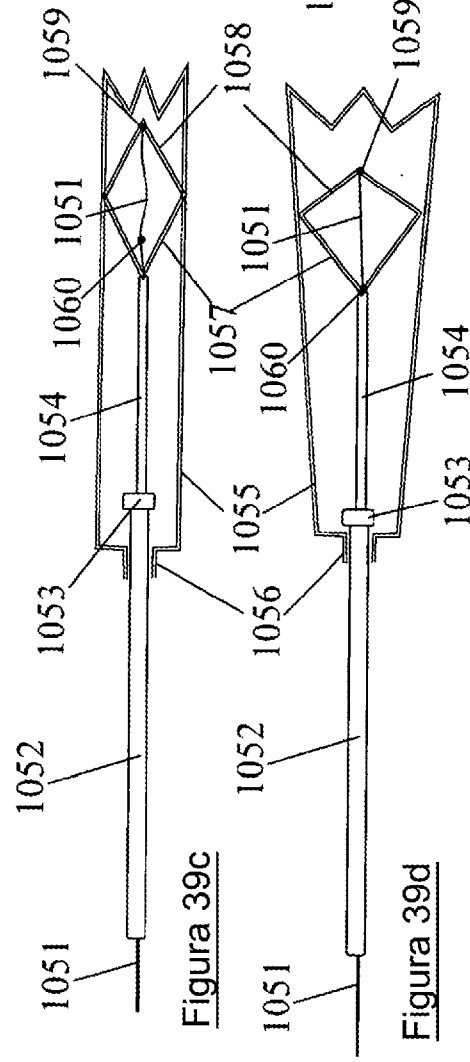
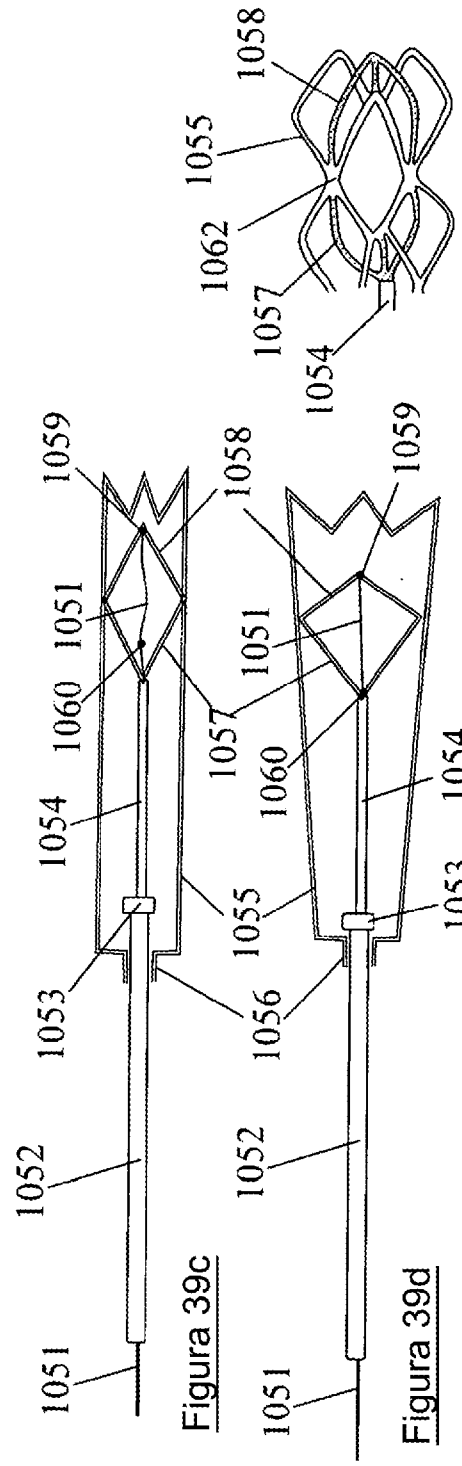
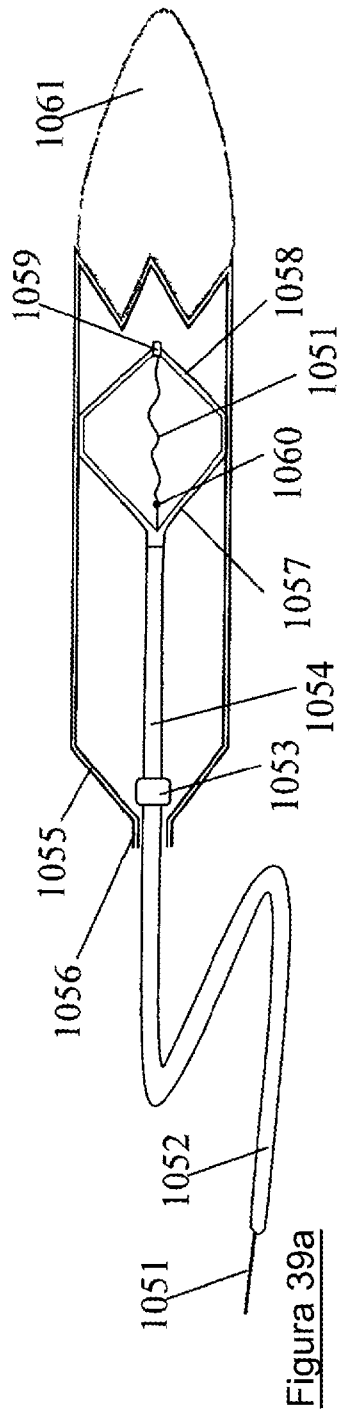


Figure 38



881 (Figura 35)

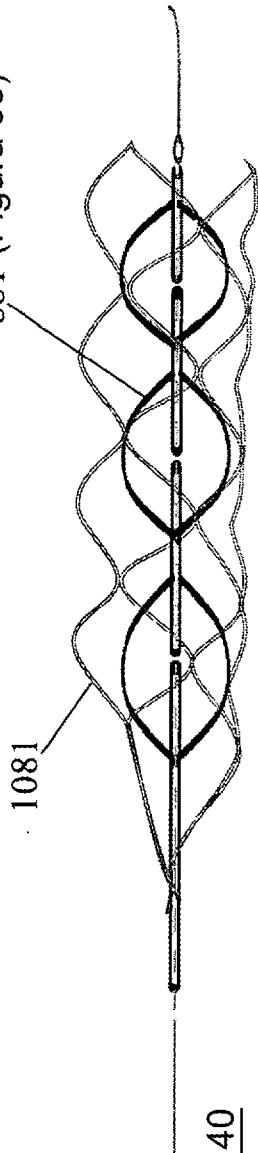


Figura 40

1101

1104

1102

1104

1103



Figura 41

1126

1124

1121

1122

1124

1123

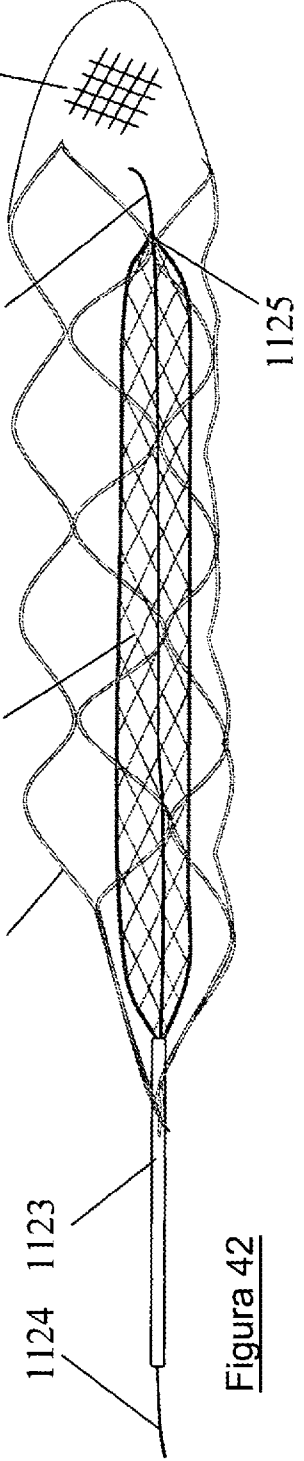
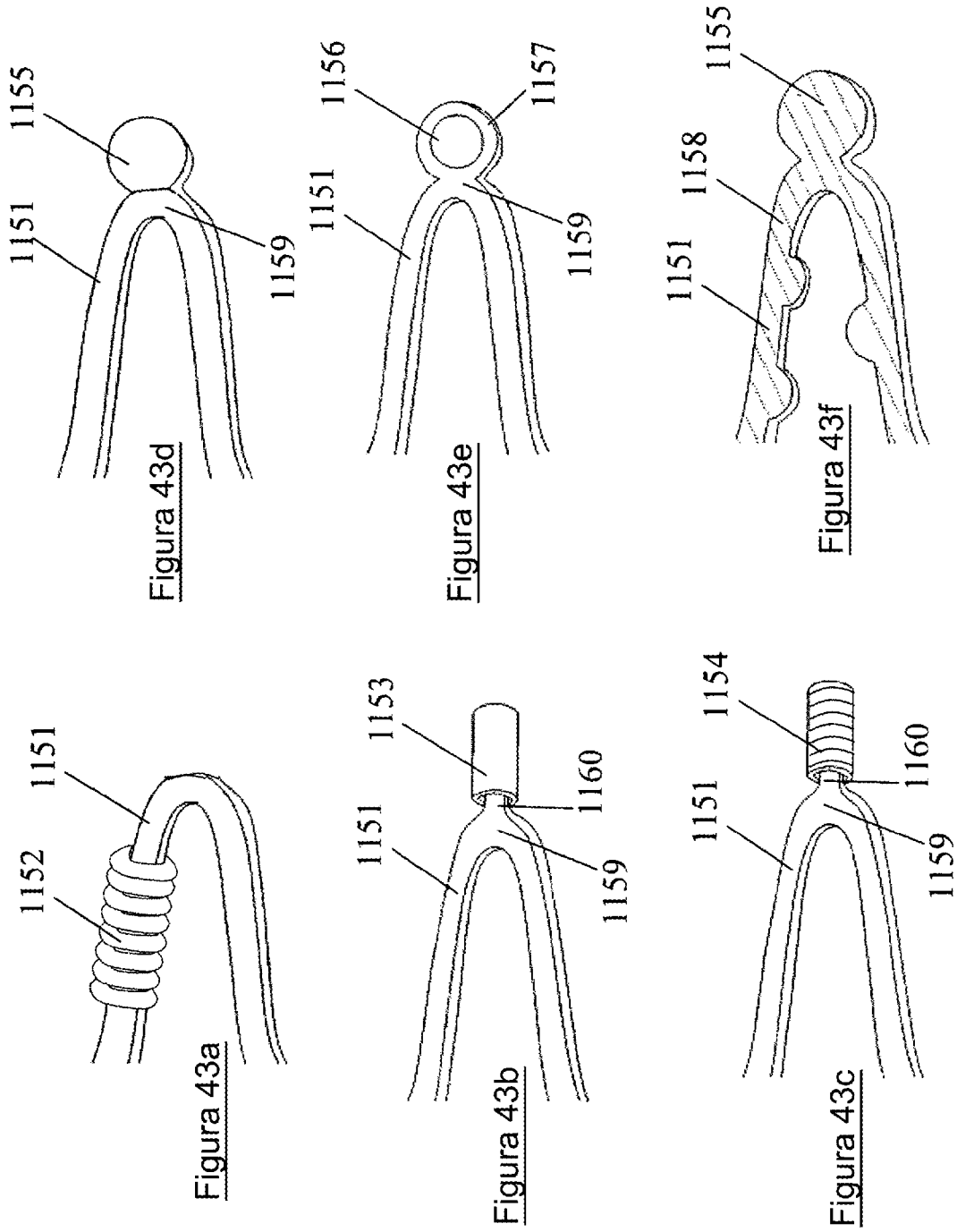


Figura 42



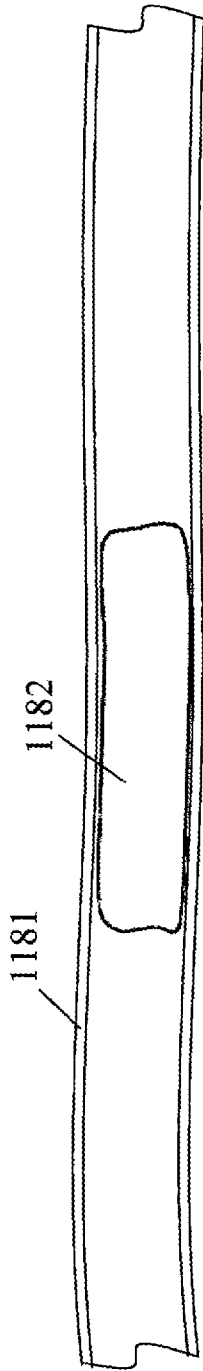


Figura 44a

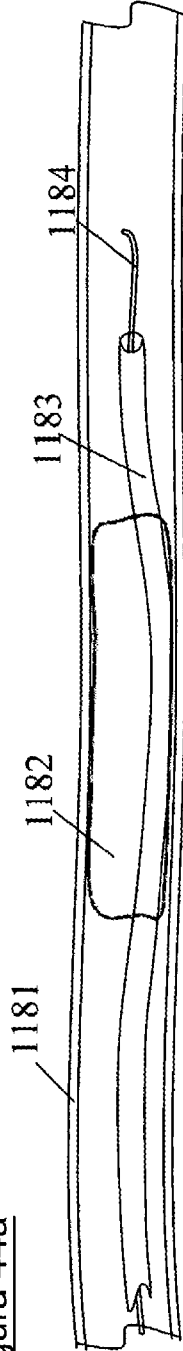


Figura 44b

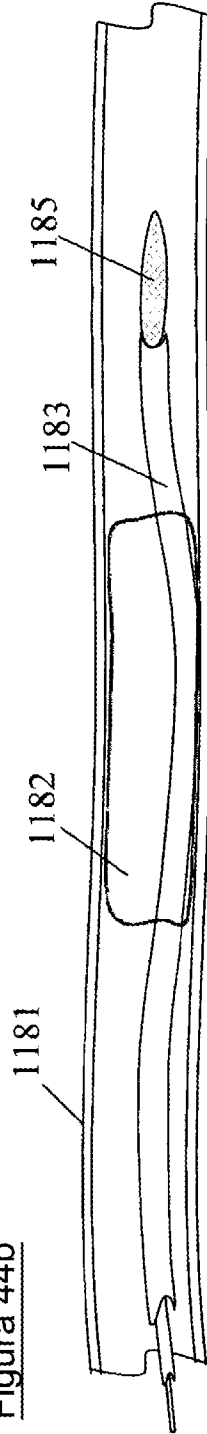


Figura 44c

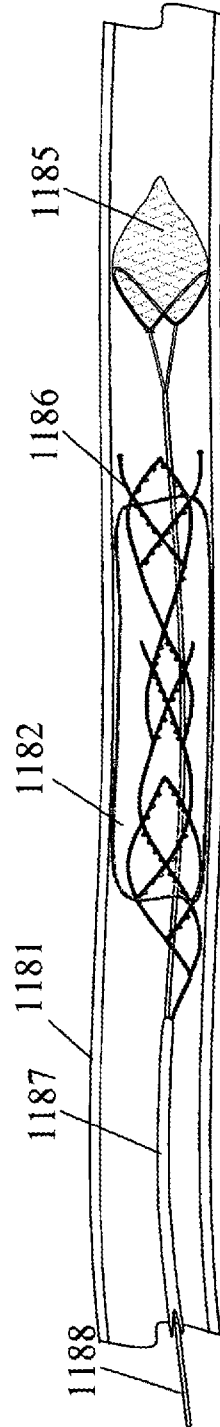


Figura 44d

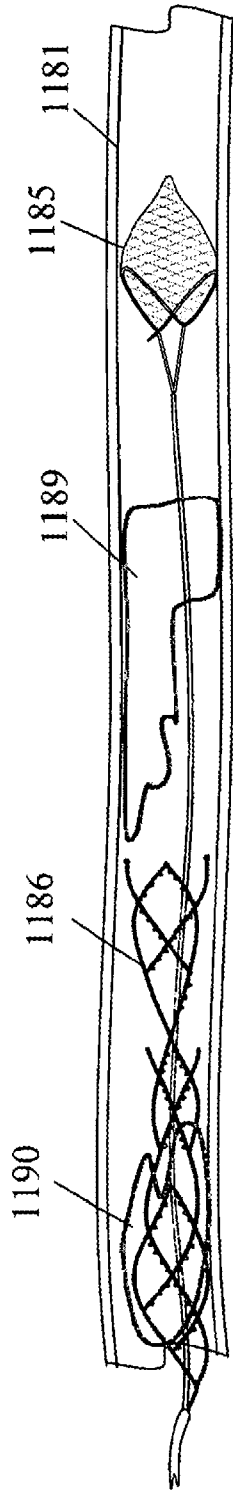


Figura 44e

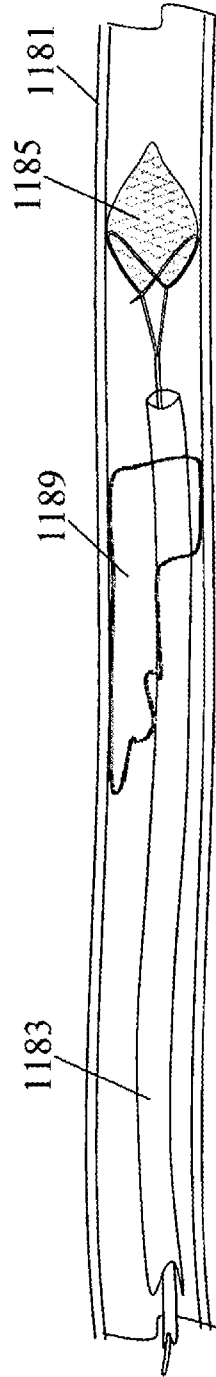


Figura 44f

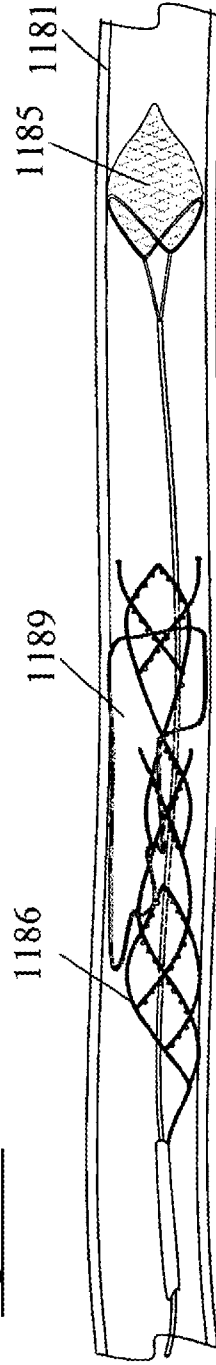


Figura 44g

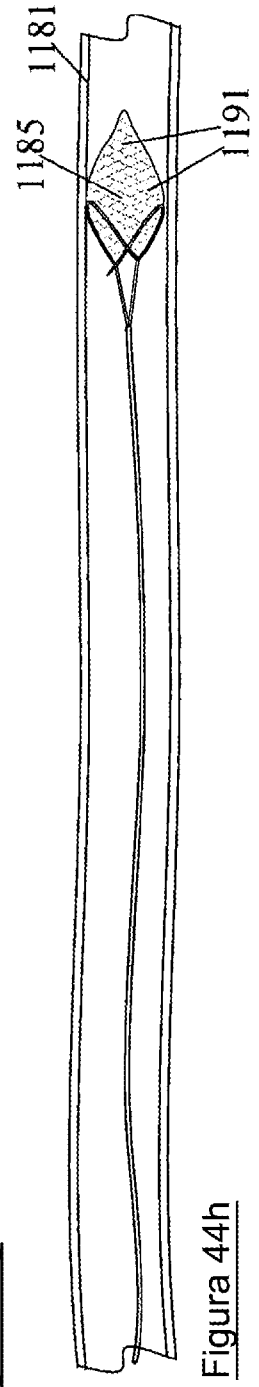


Figura 44h

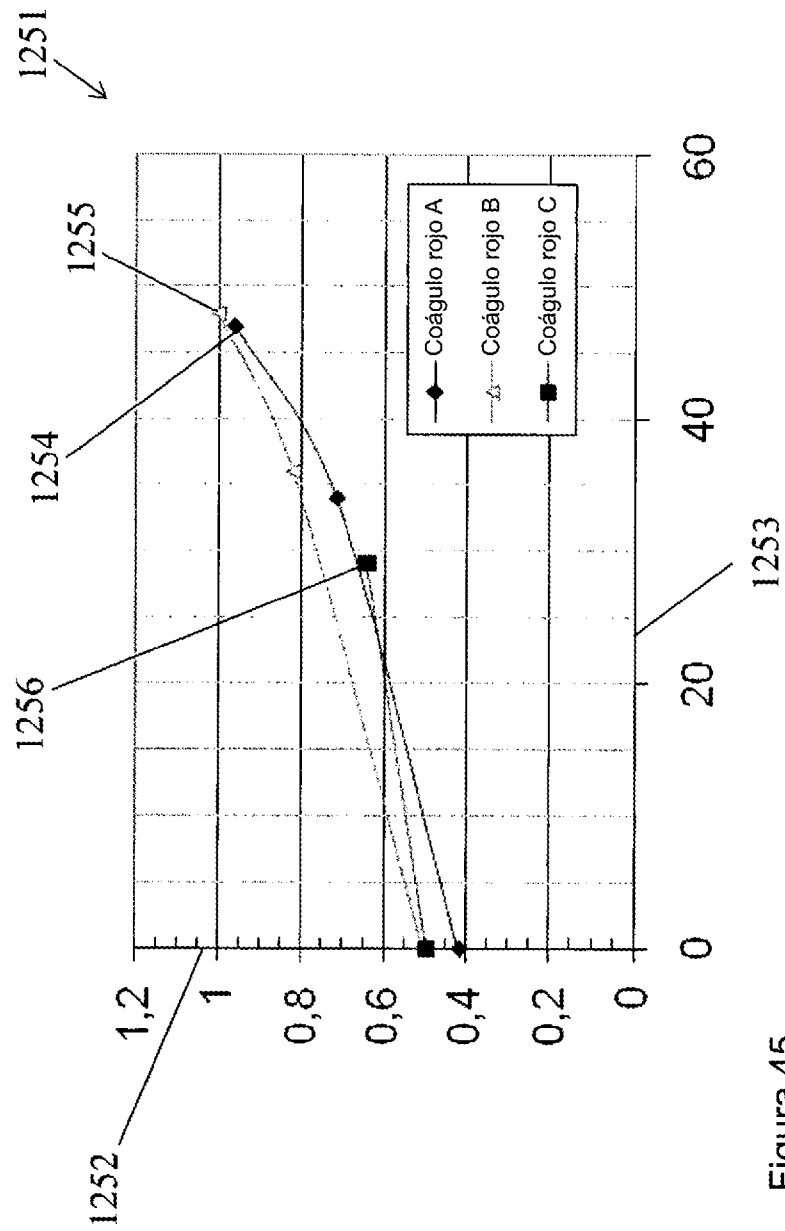


Figura 45

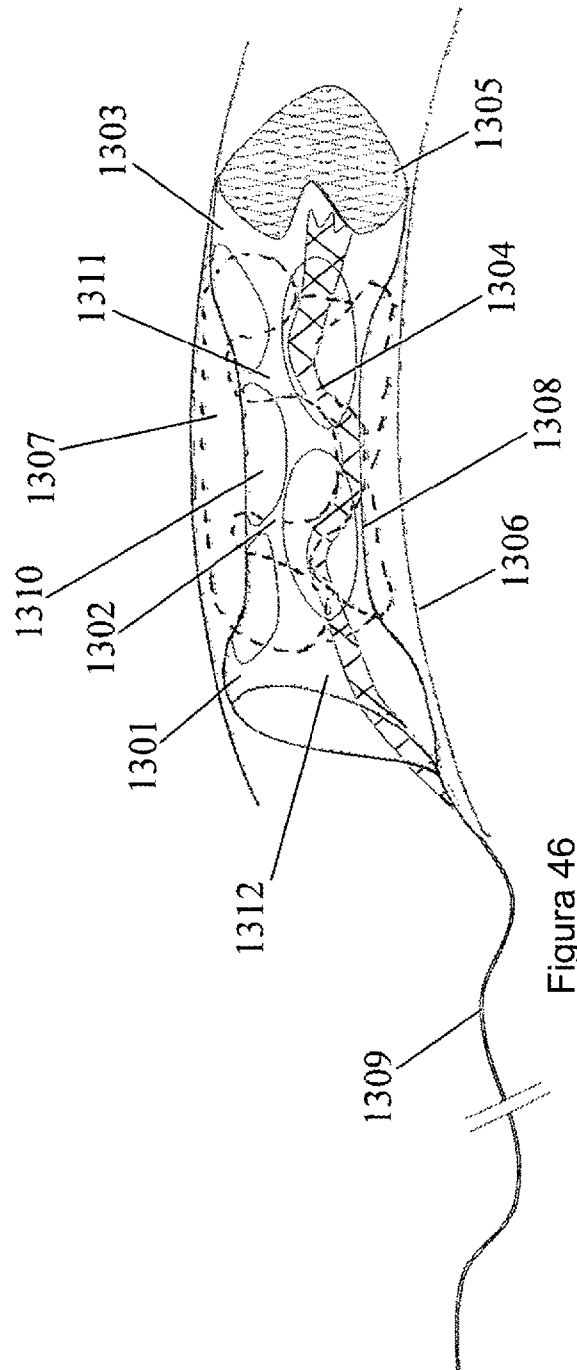


Figure 46

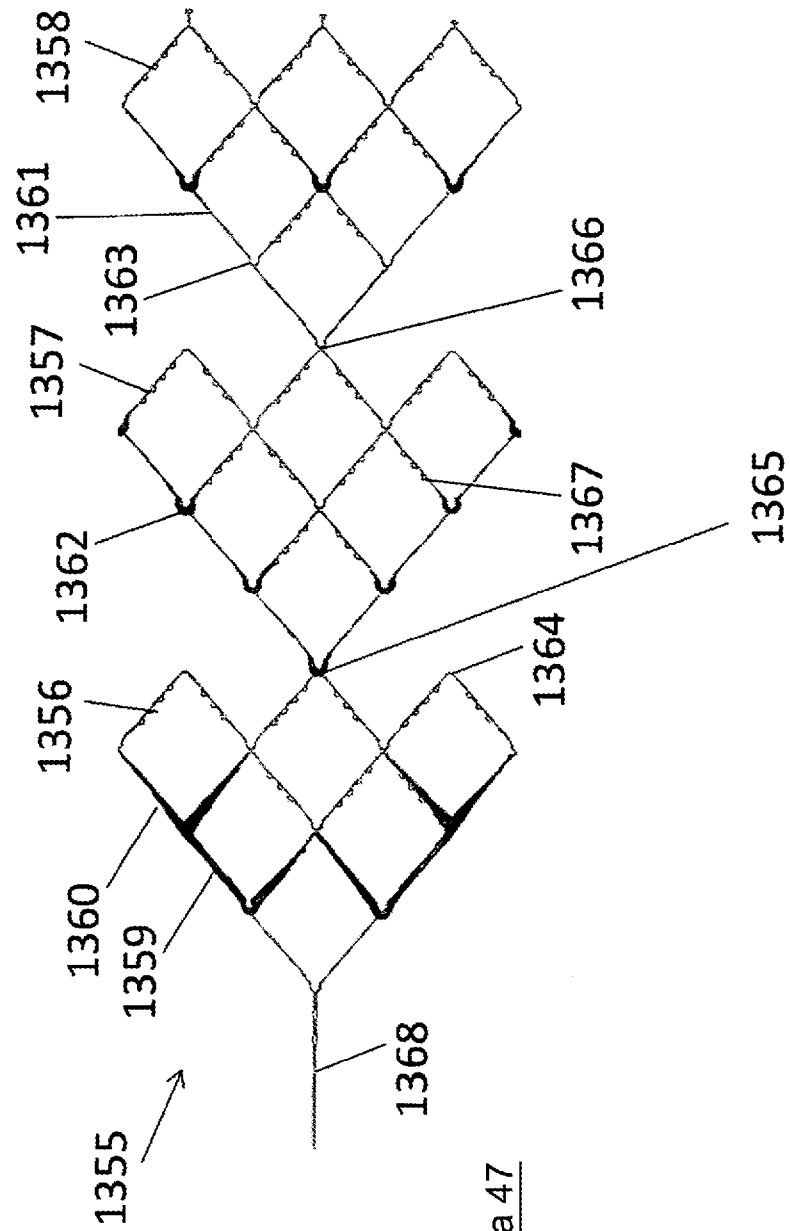


Figure 47

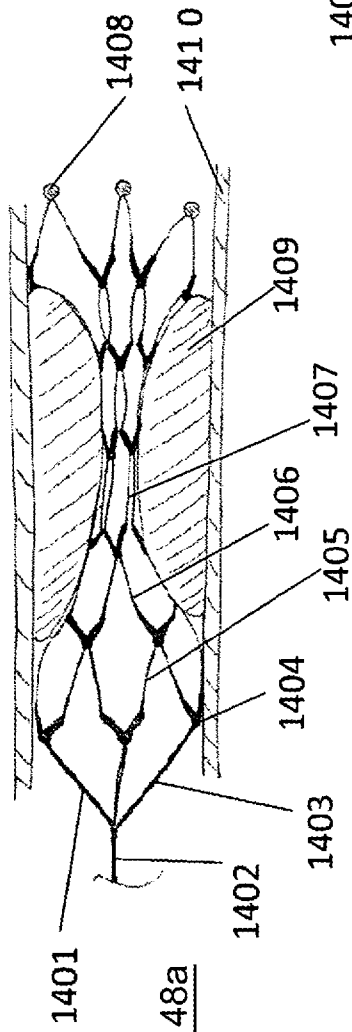


Figura 48a

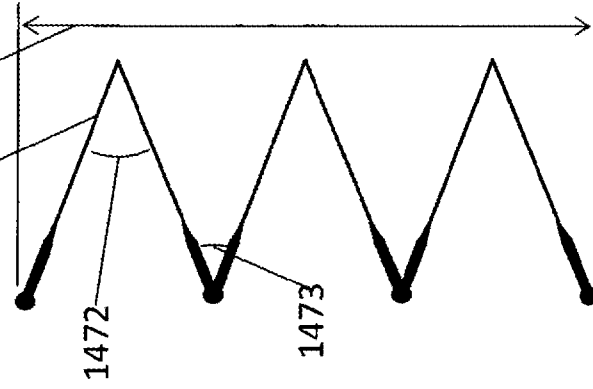


Figura 48d

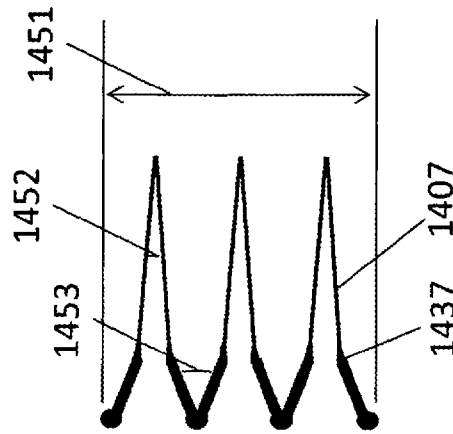


Figura 48c

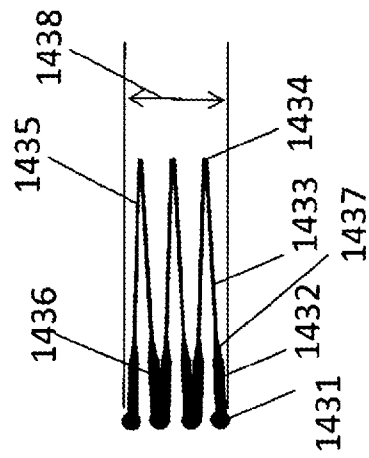


Figura 48b

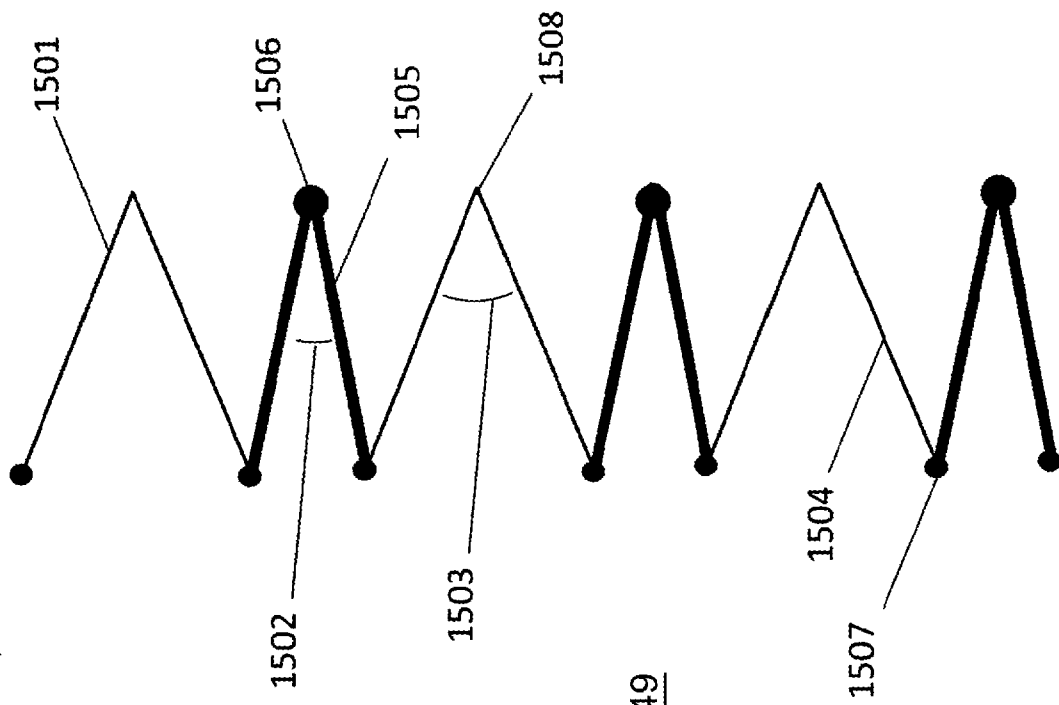


Figura 49

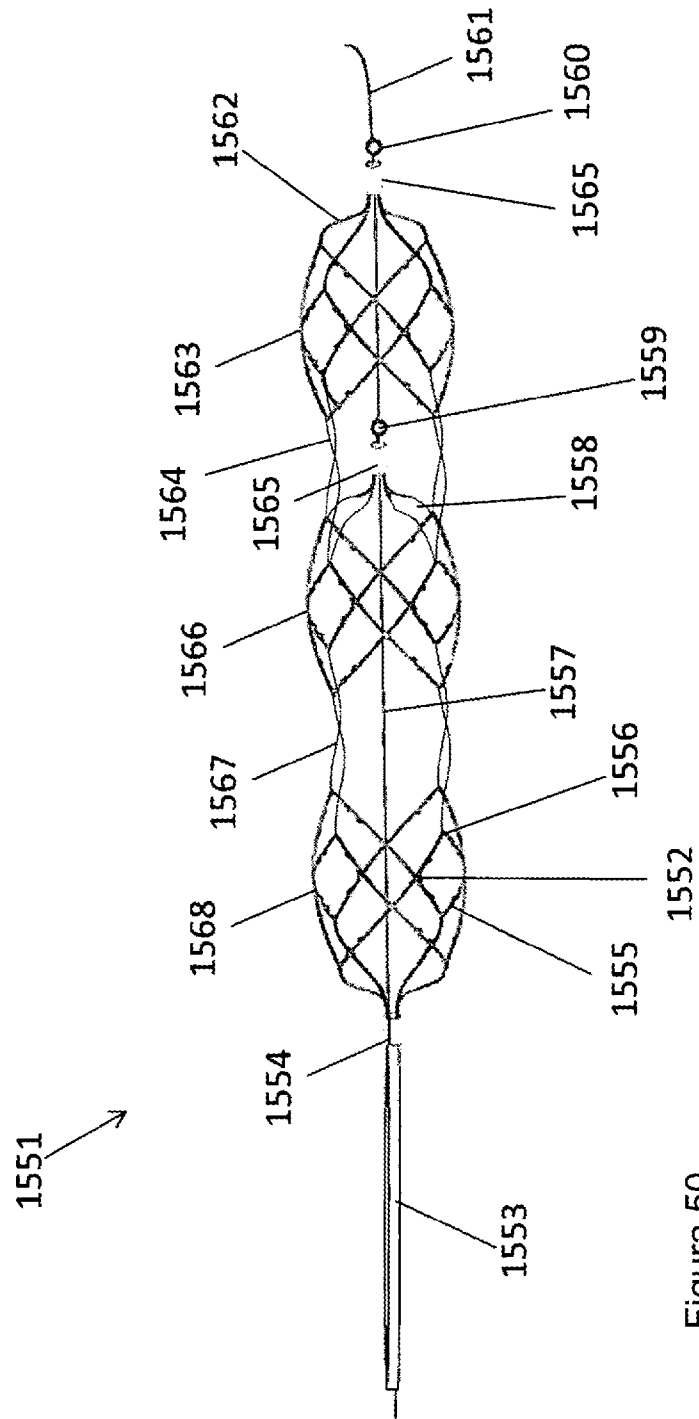
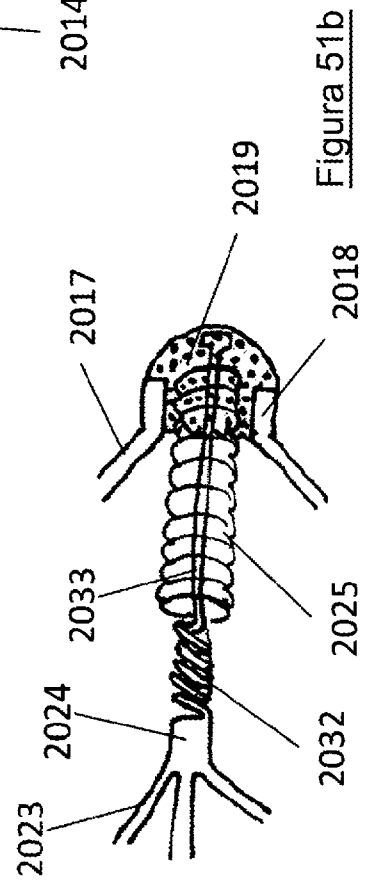
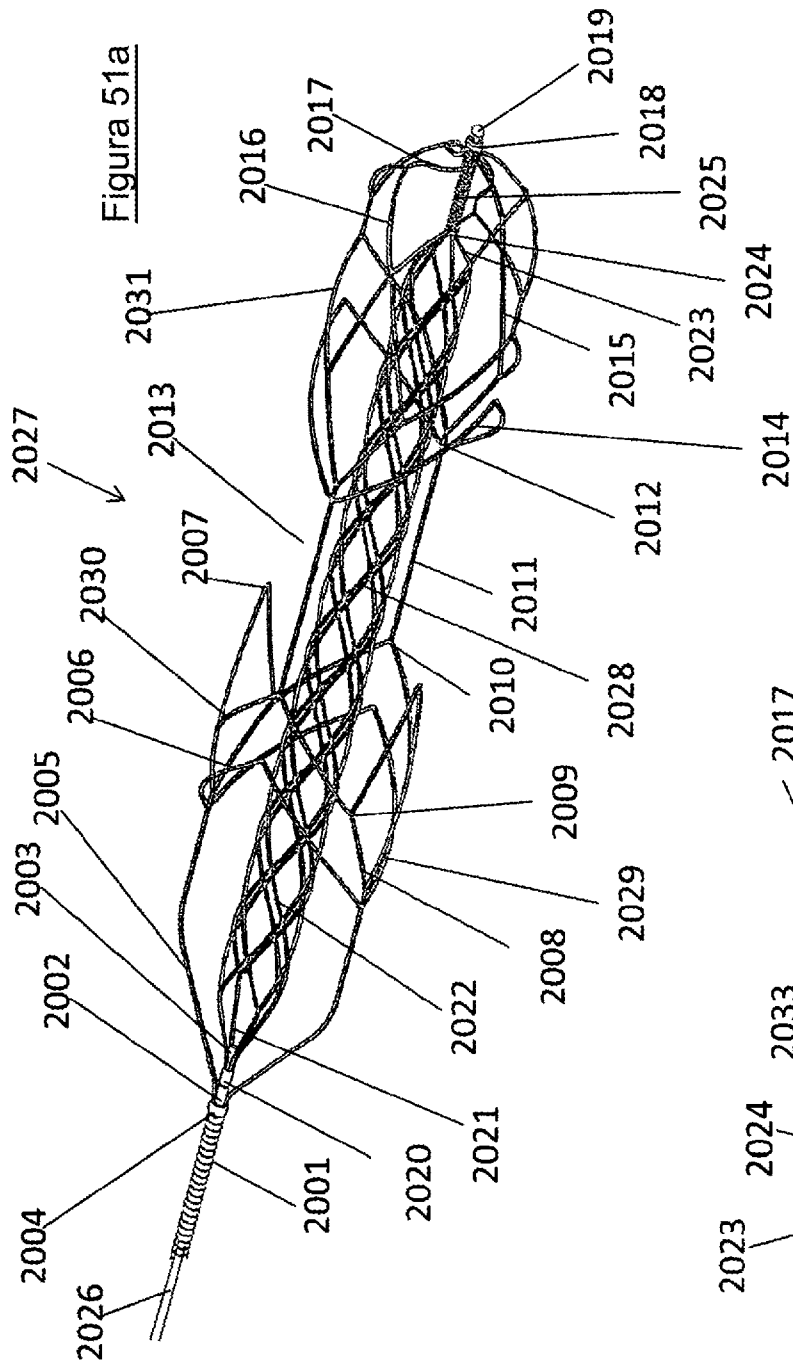
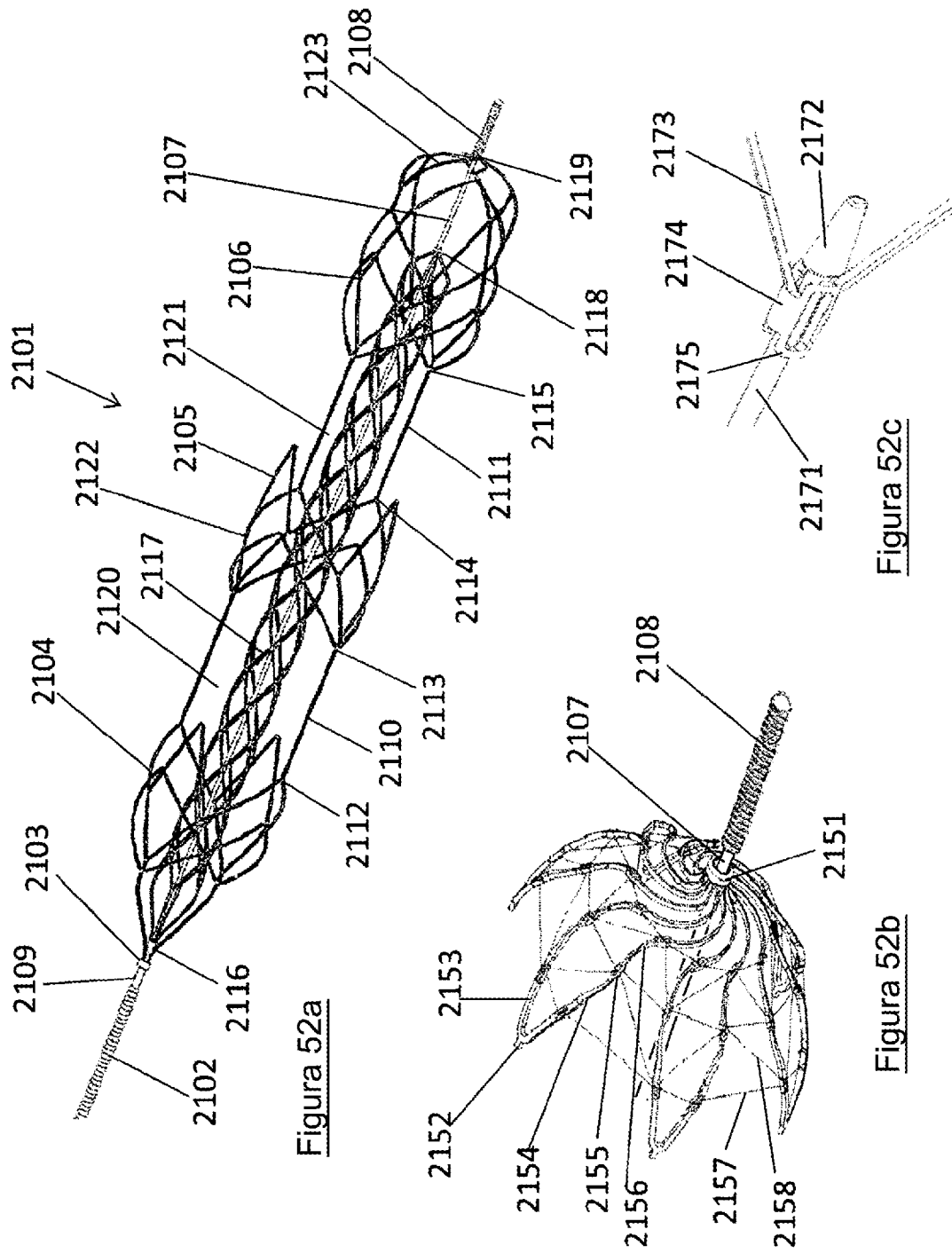


Figura 50





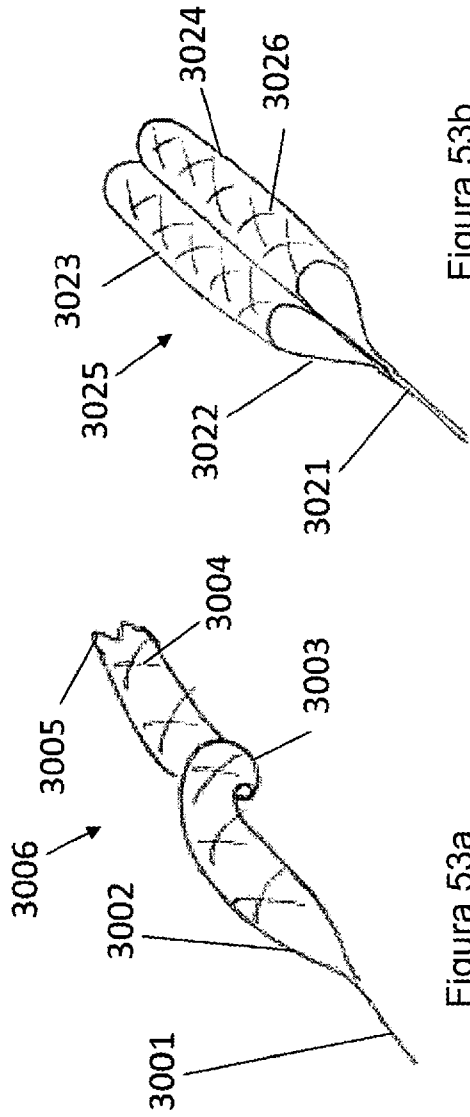


Figura 53b

Figura 53a

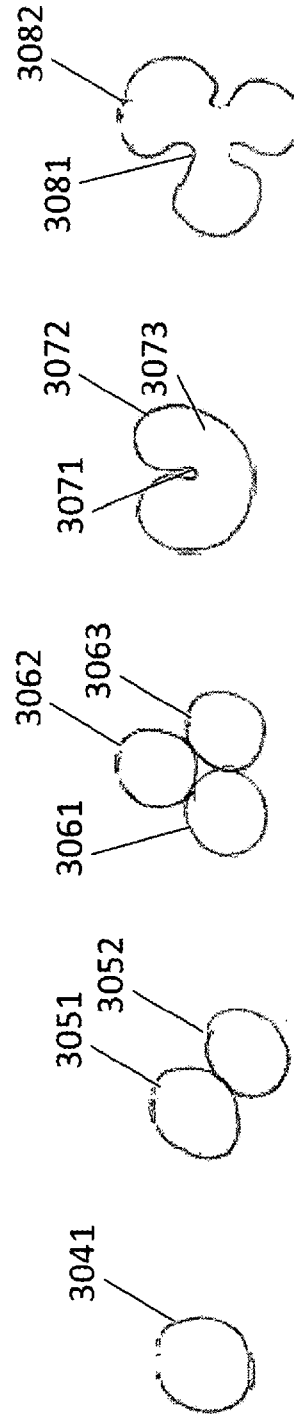


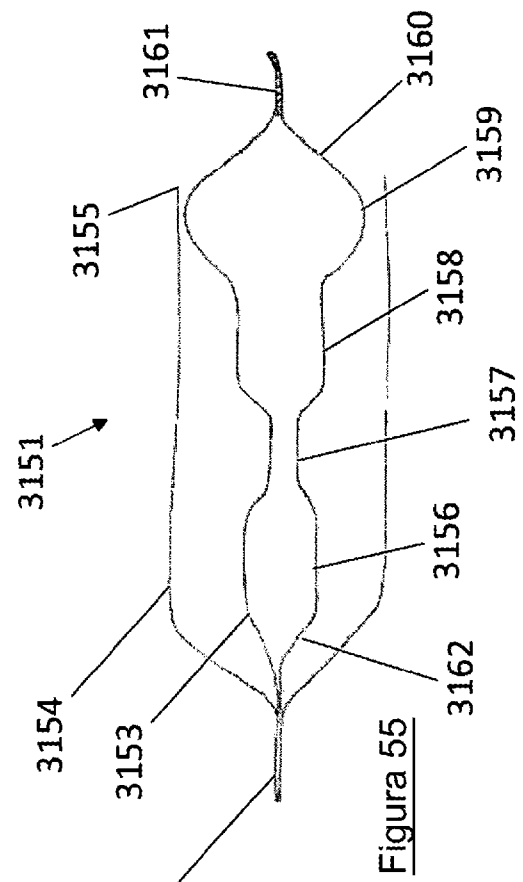
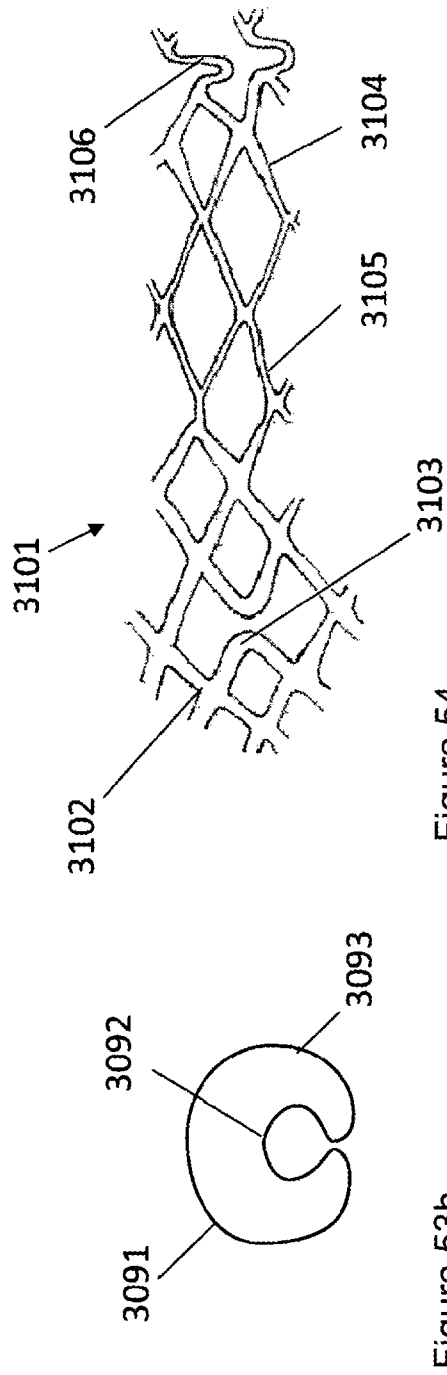
Figura 53c

Figura 53d

Figura 53e

Figura 53f

Figura 53g



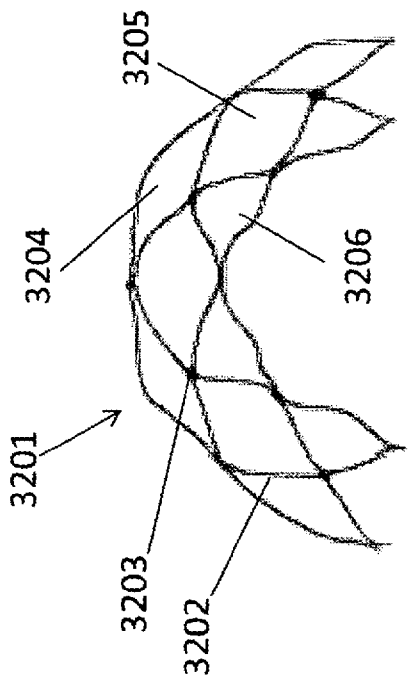


Figure 56a

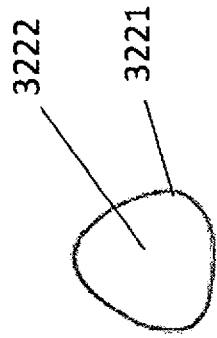


Figure 56b

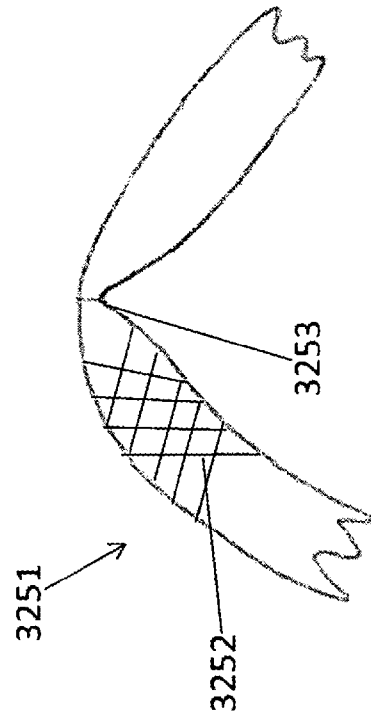


Figure 57a

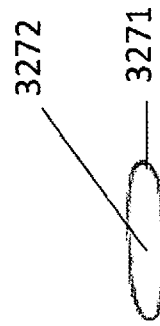
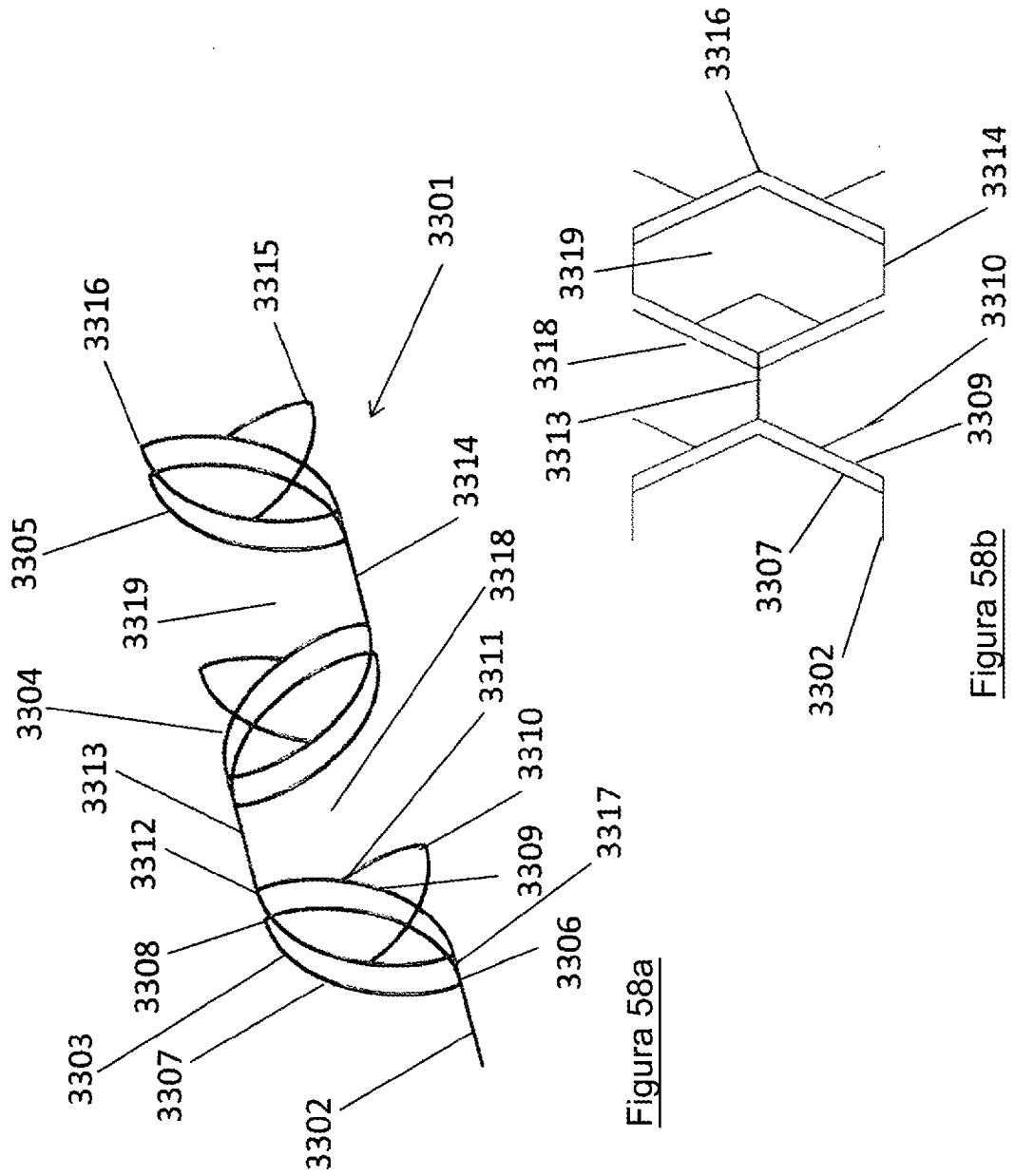
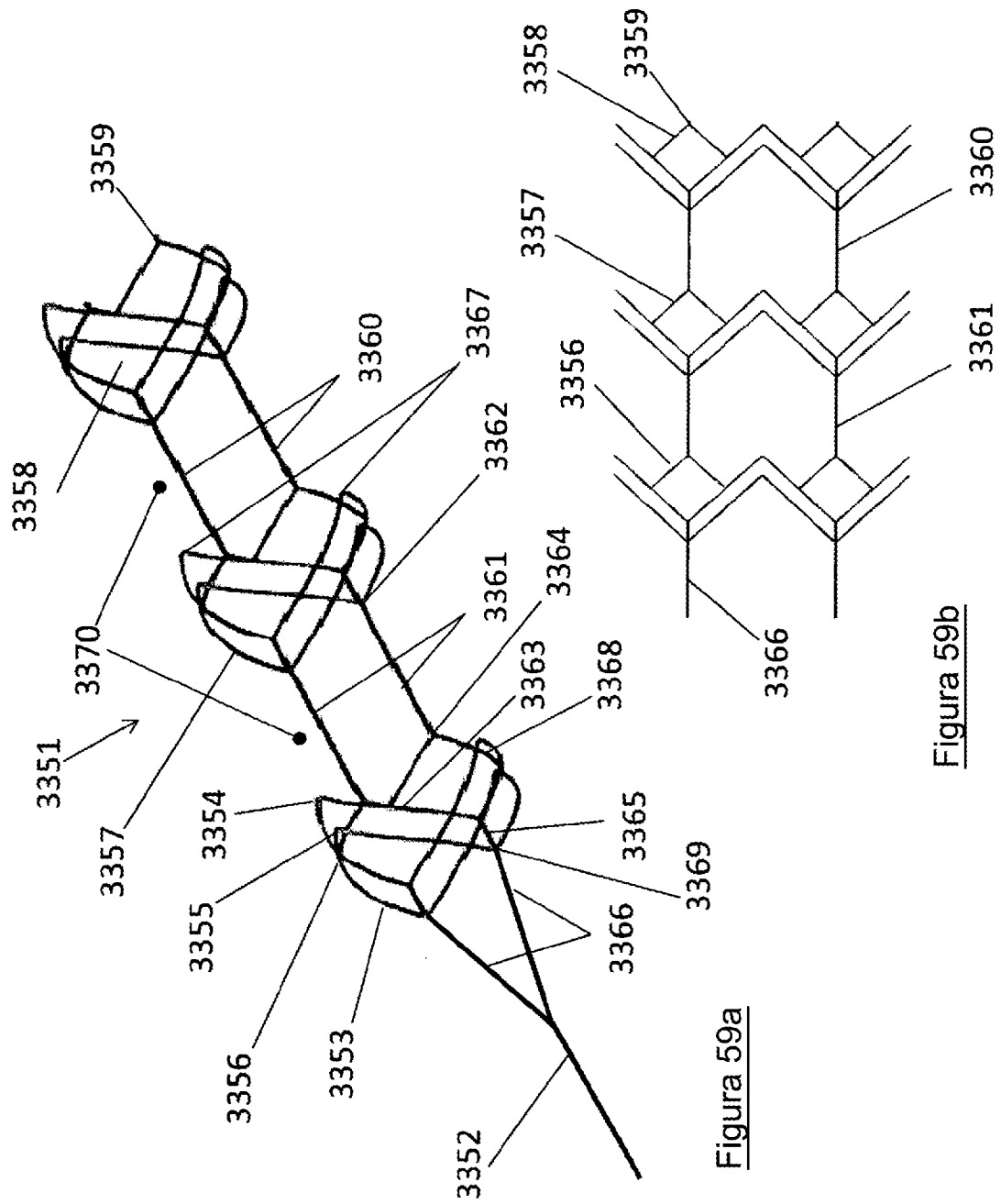


Figure 57b





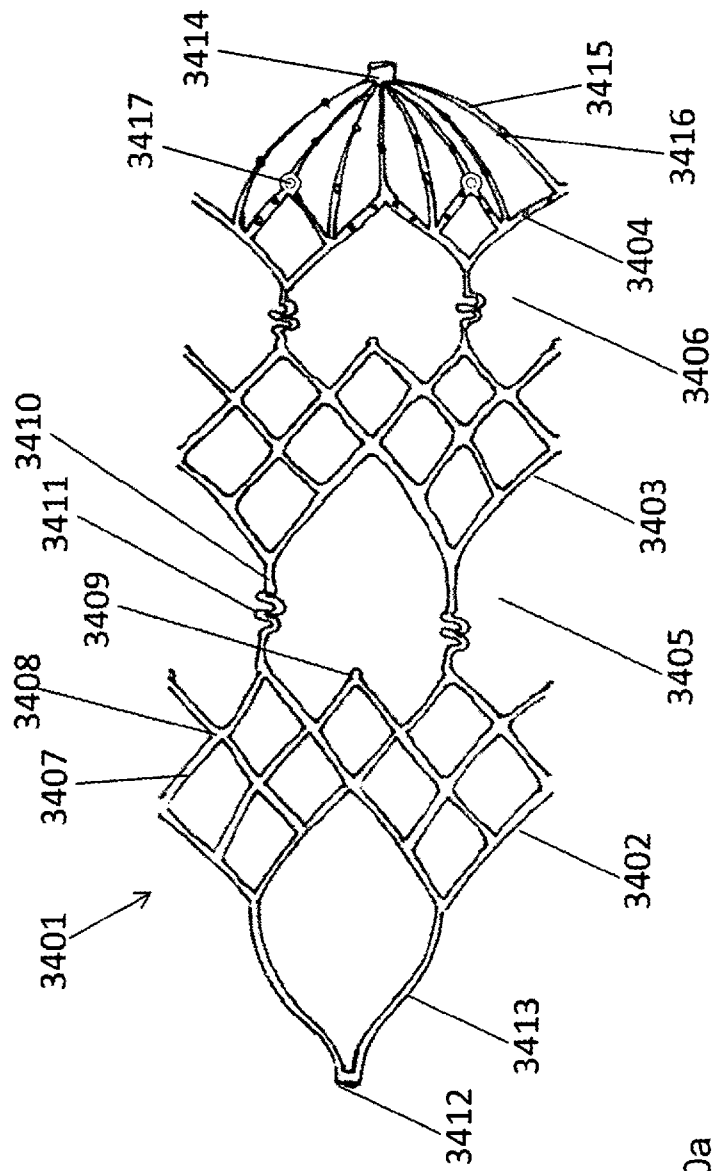


Figure 60a

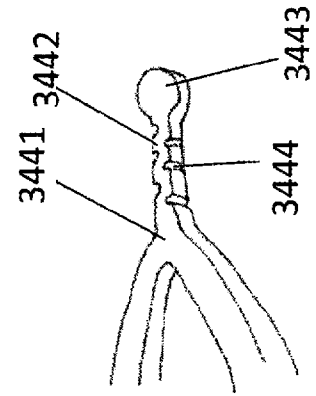


Figure 60c

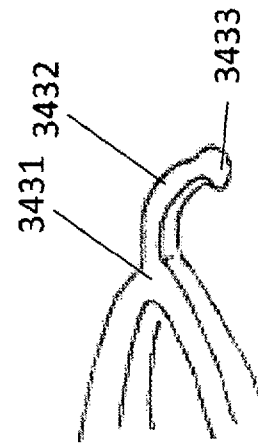


Figure 60b

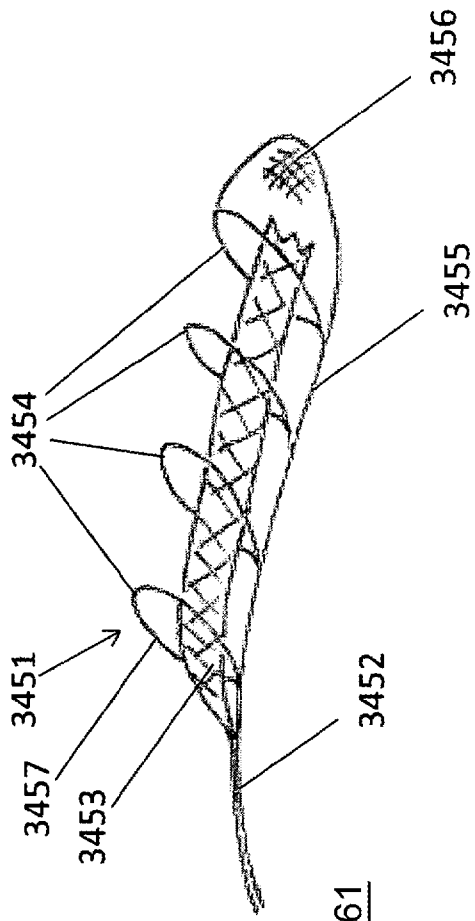


Figure 61

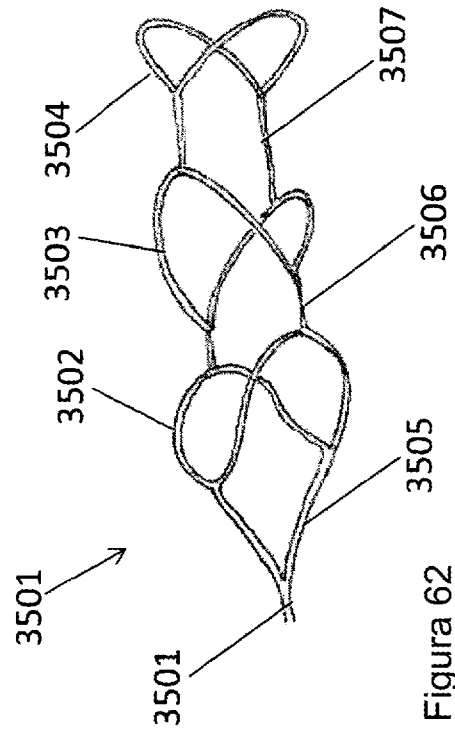


Figure 62

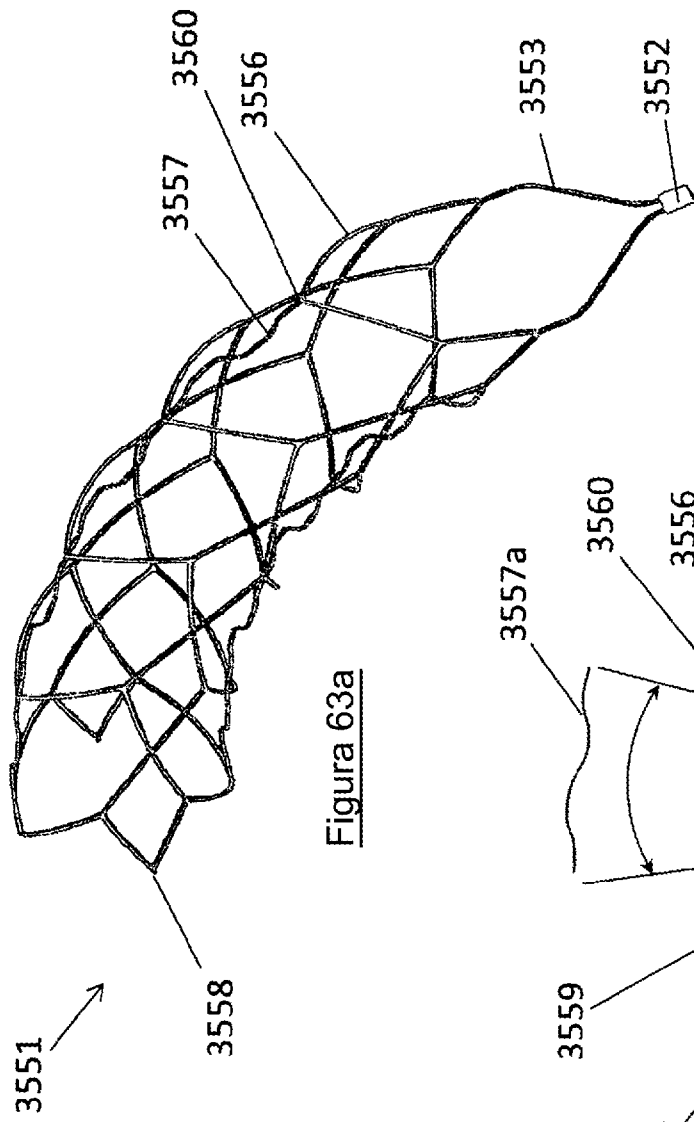


Figure 63a

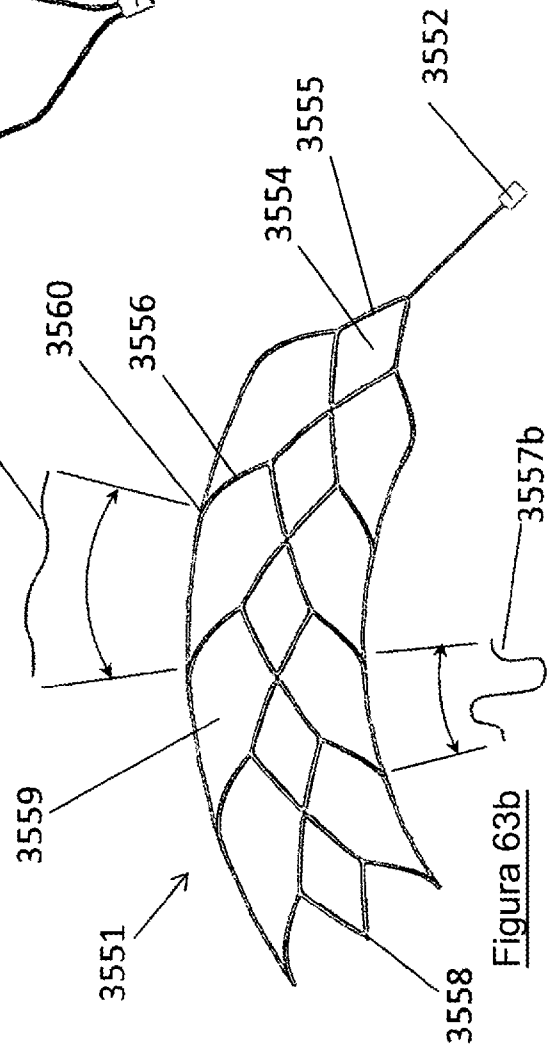
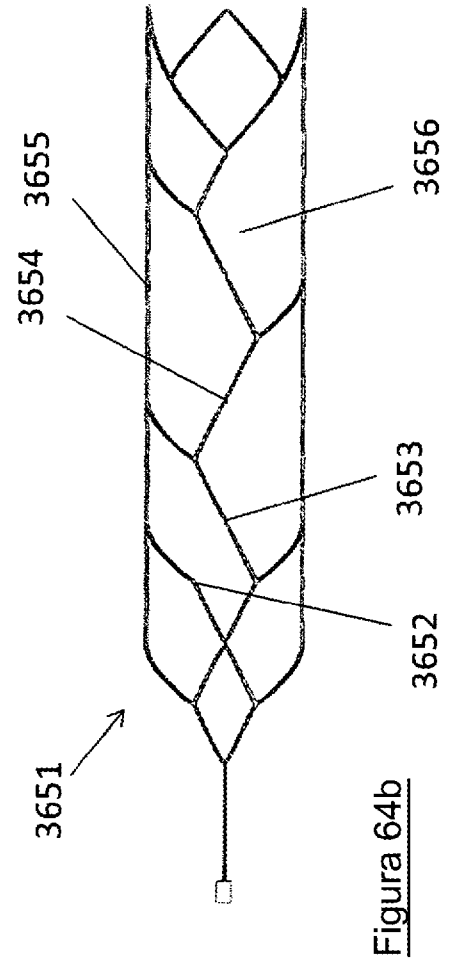
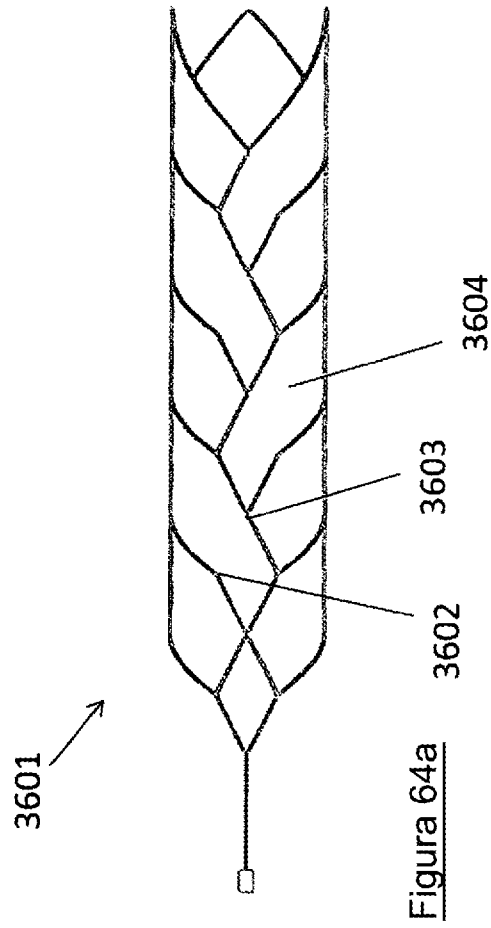
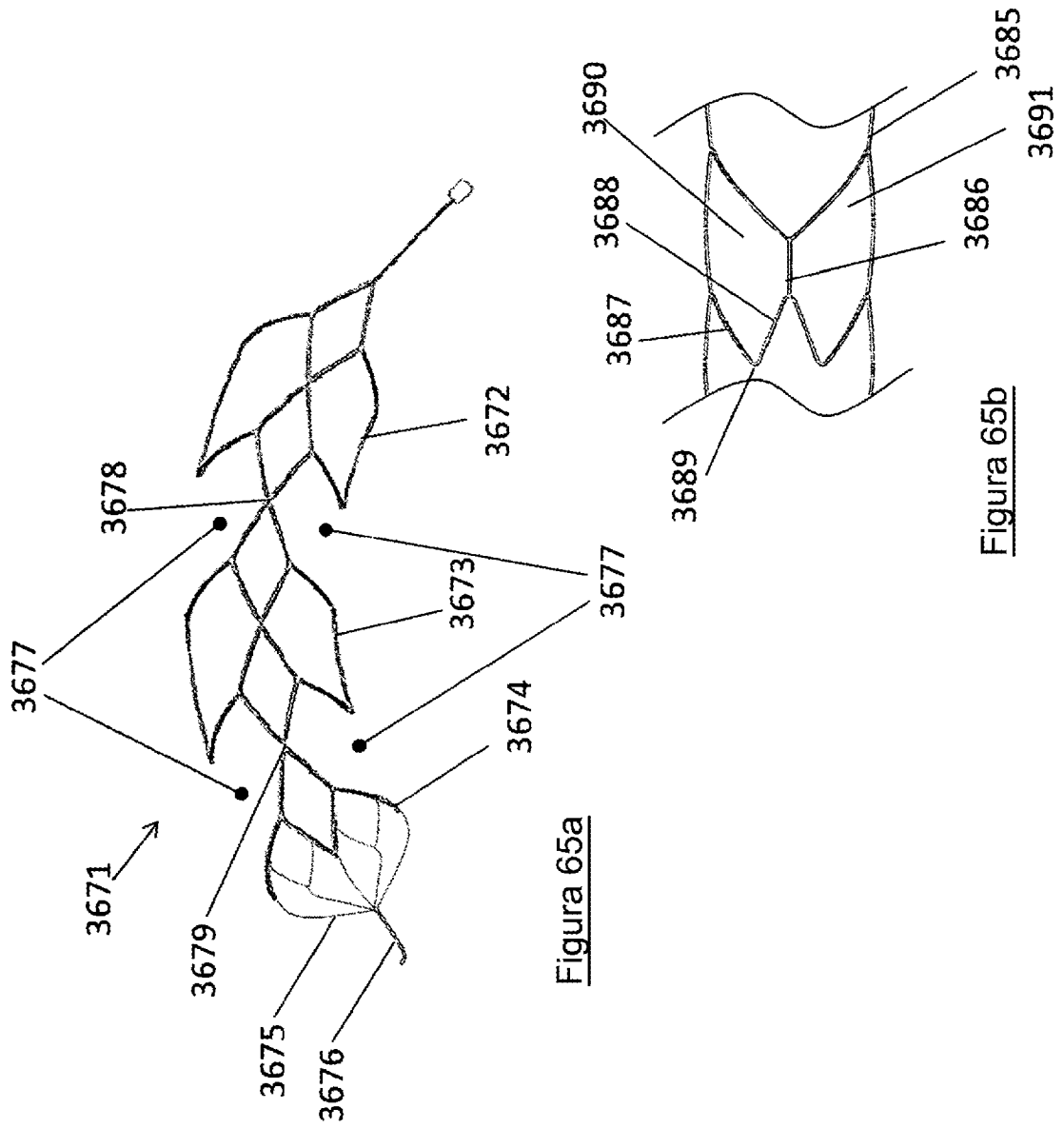


Figure 63b





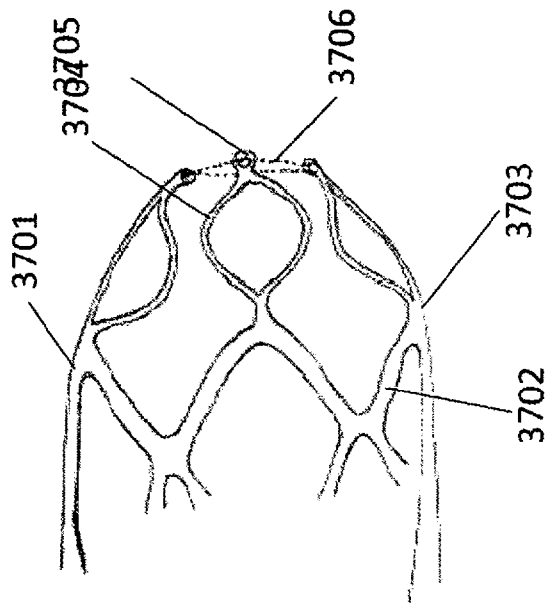


Figure 66

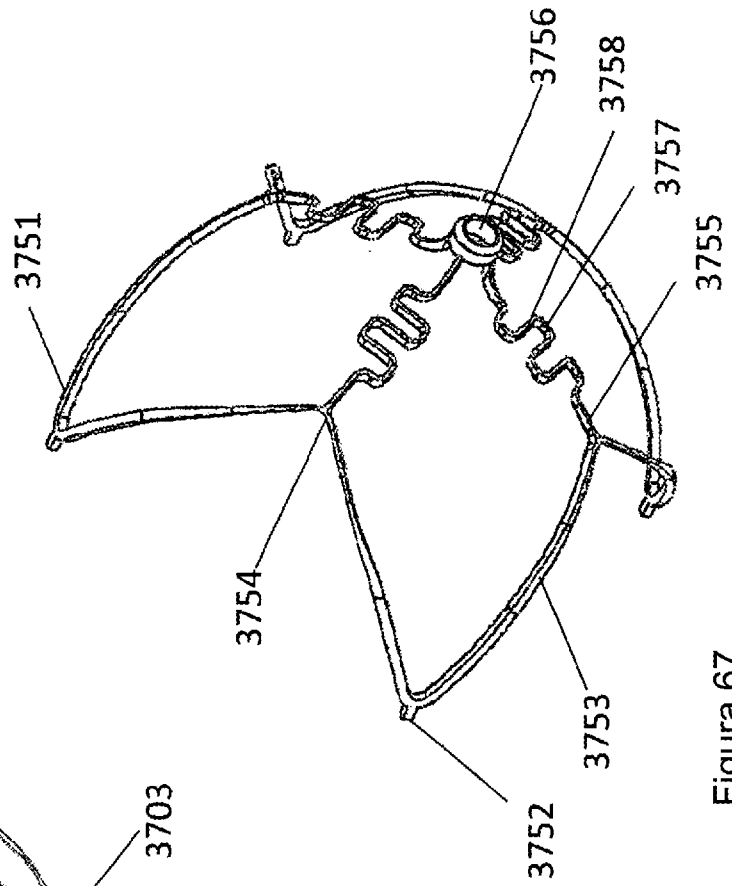


Figure 67

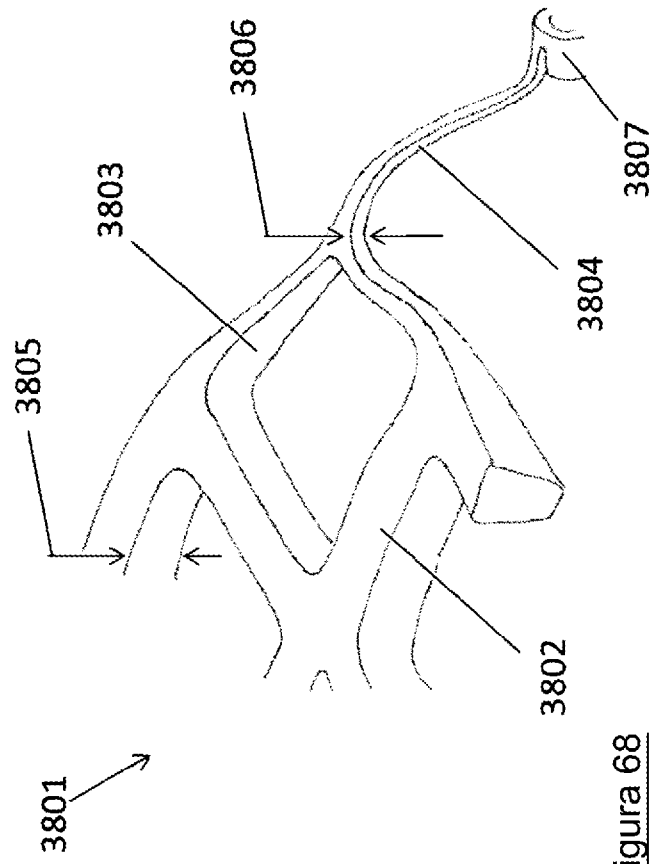
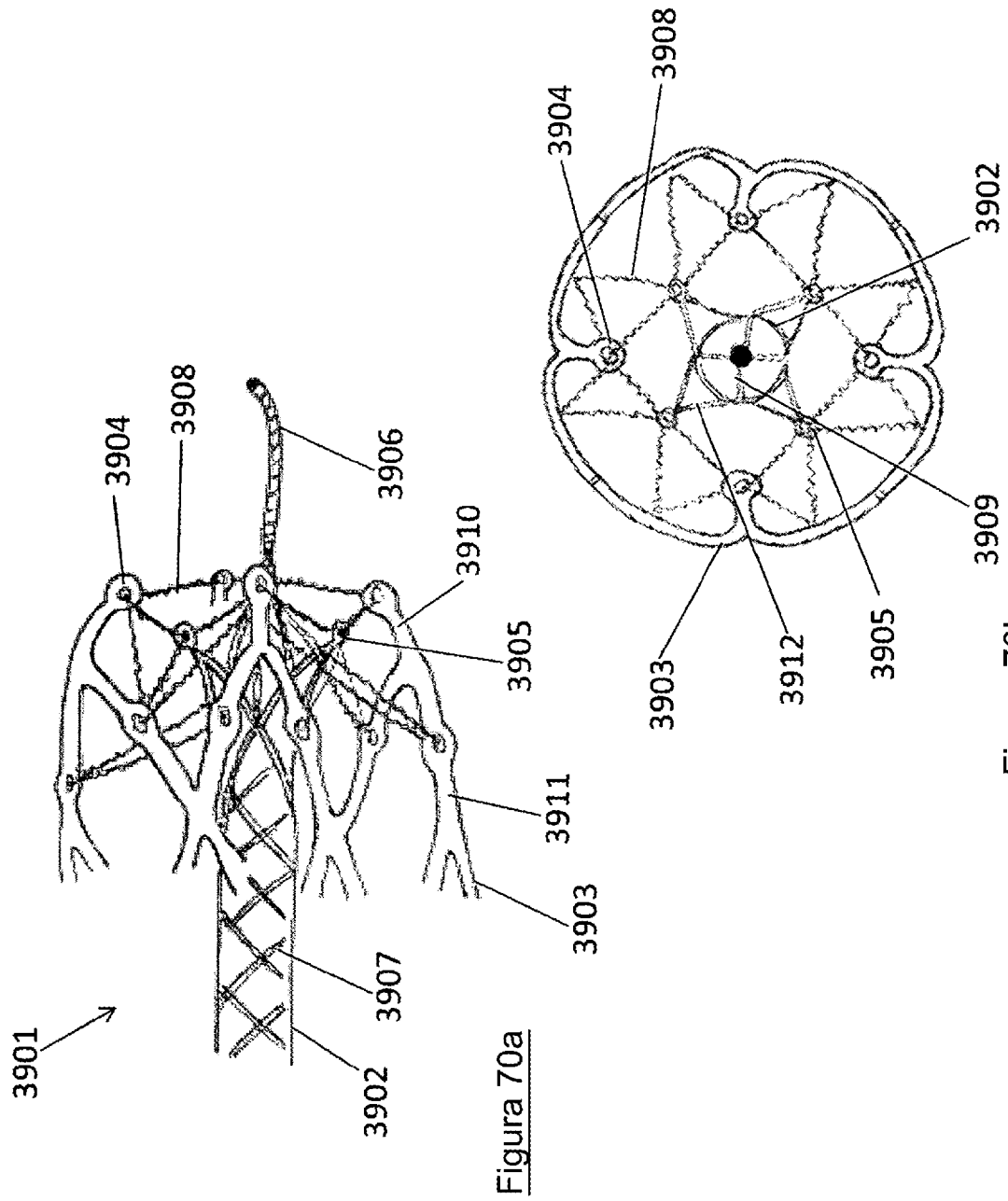


Figure 68



Figure 69



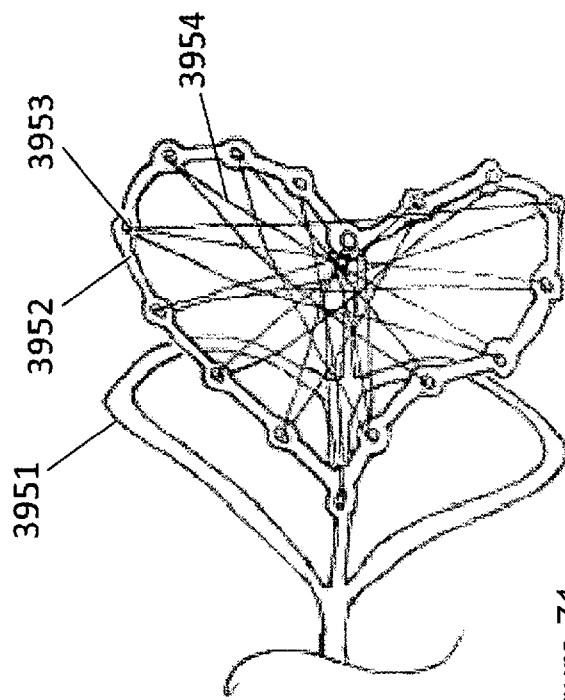


Figure 71

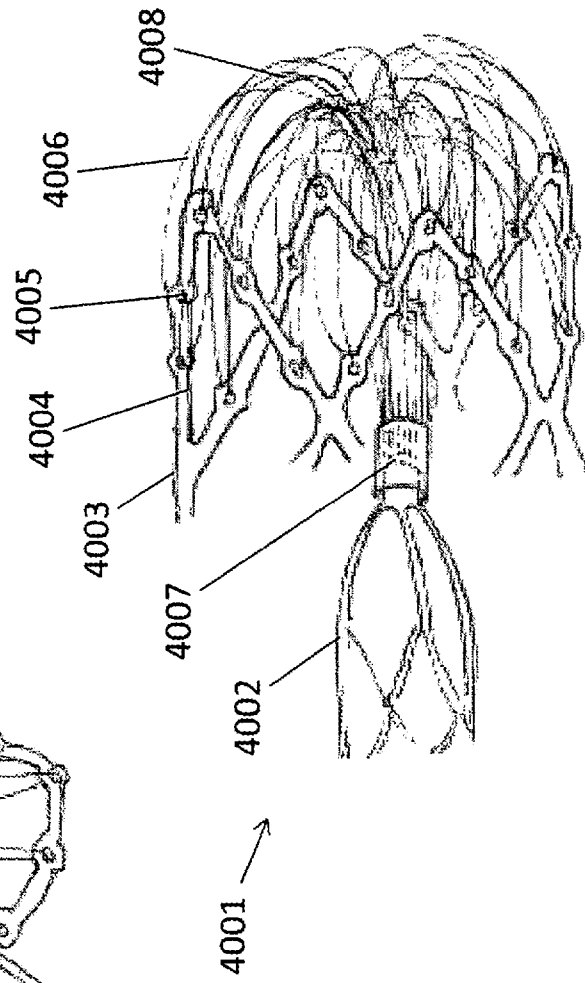


Figure 72

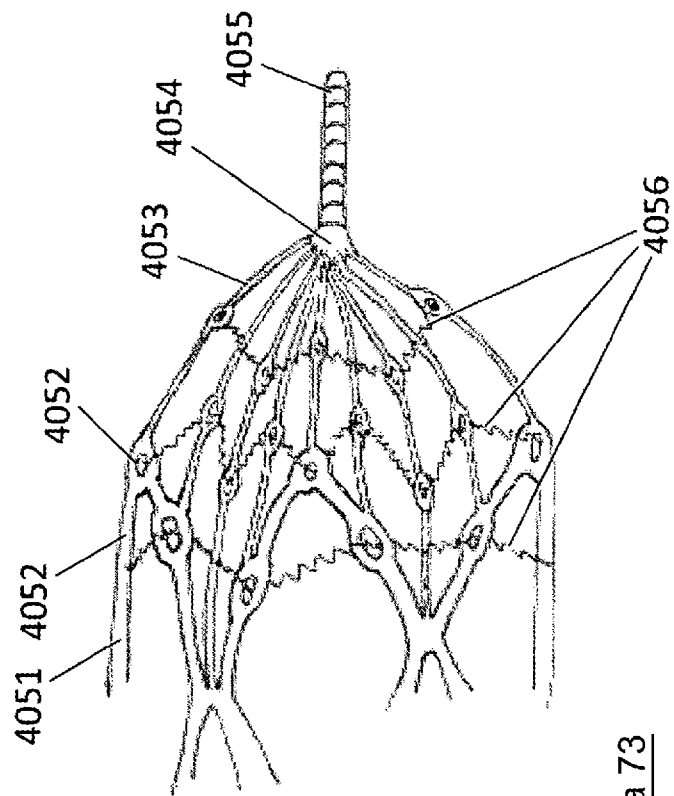


Figura 73

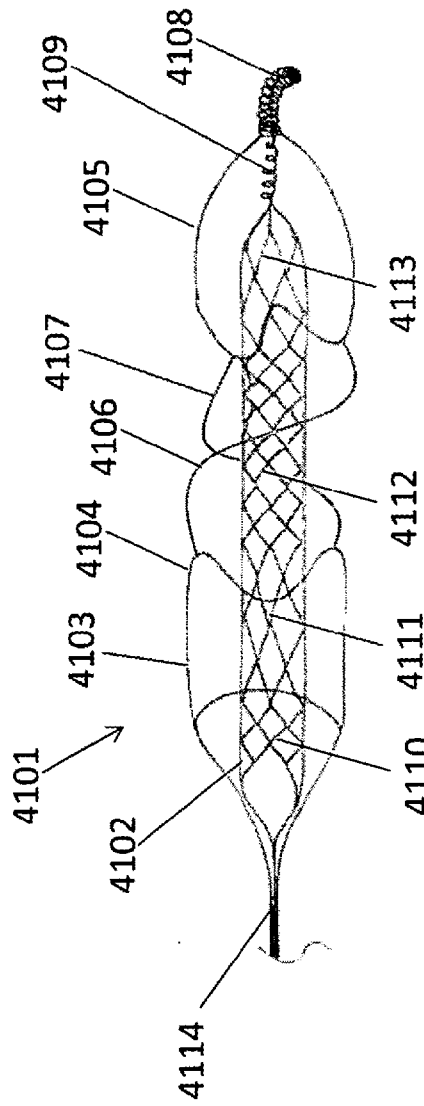


Figura 74a

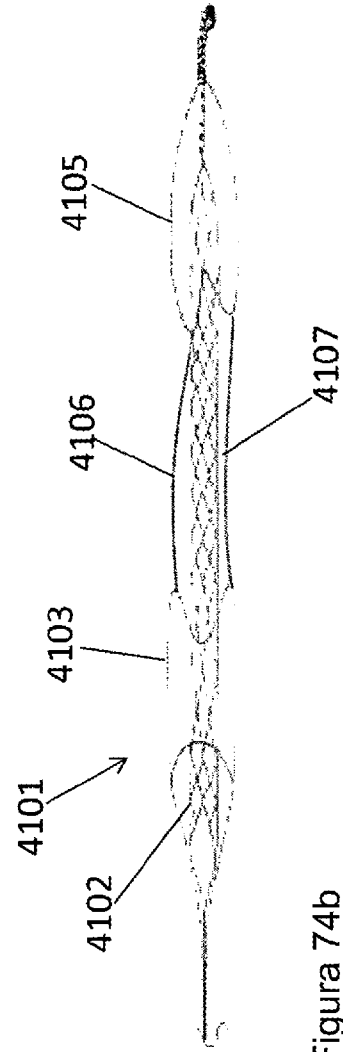


Figura 74b

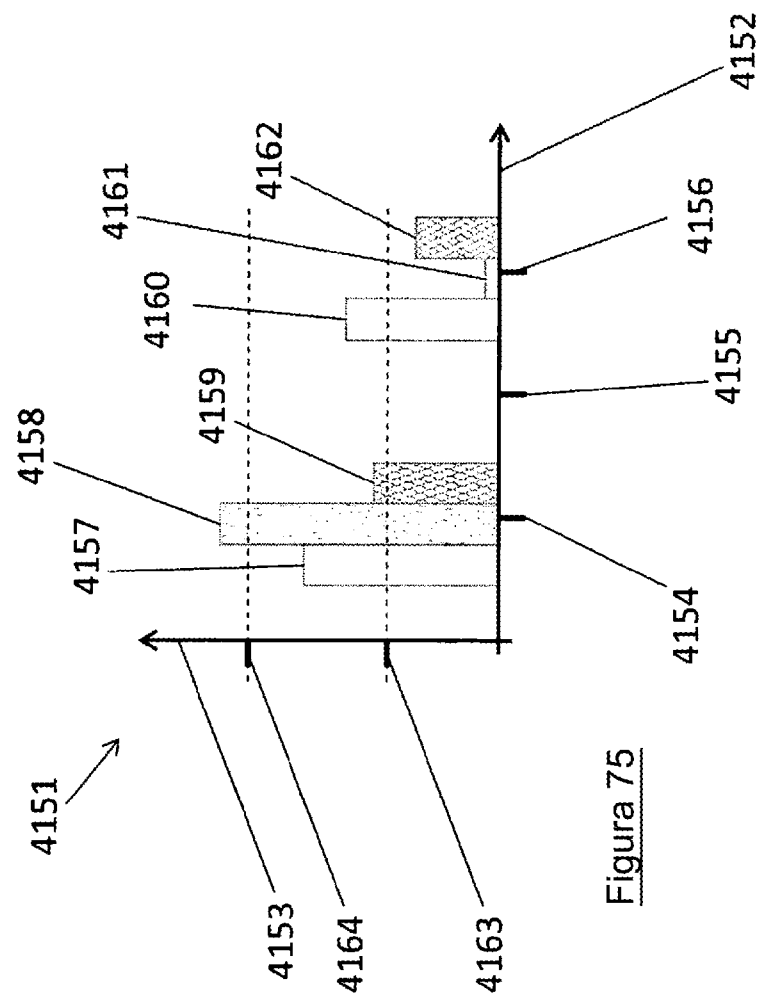


Figura 75

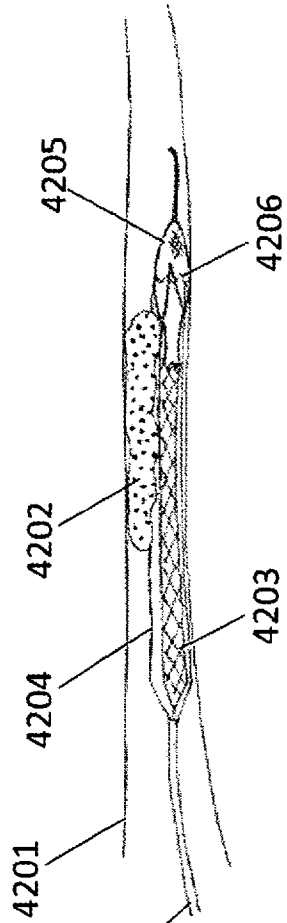


Figura 76a

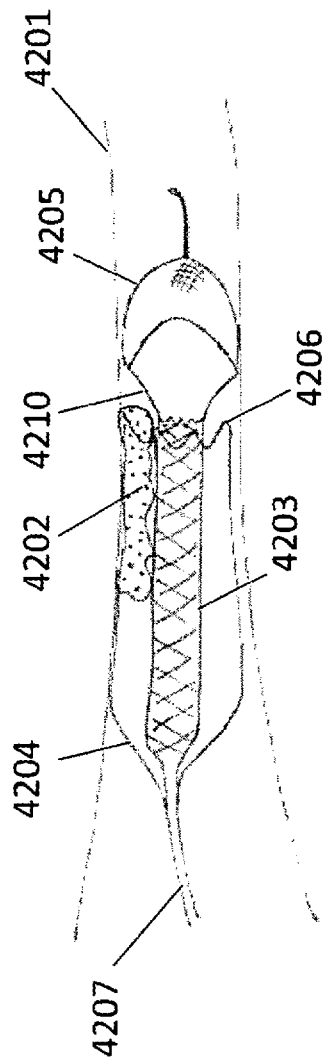


Figura 76b

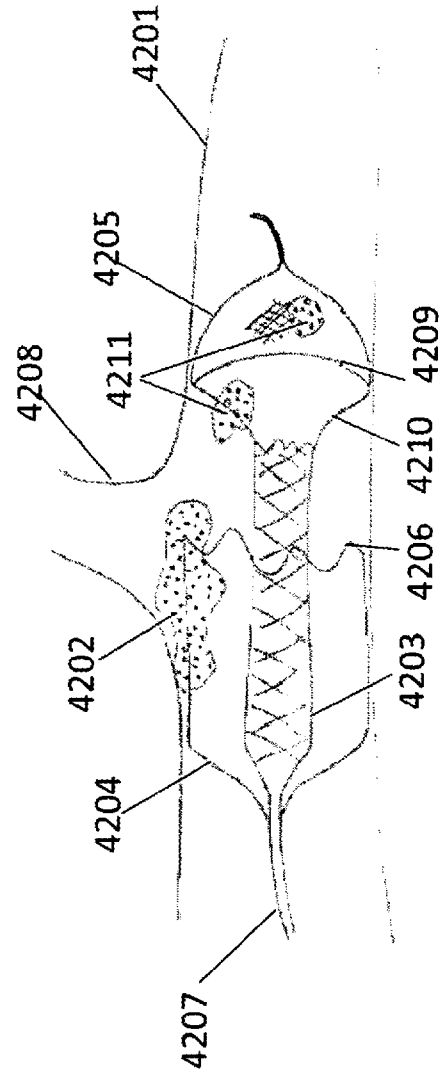


Figura 76c

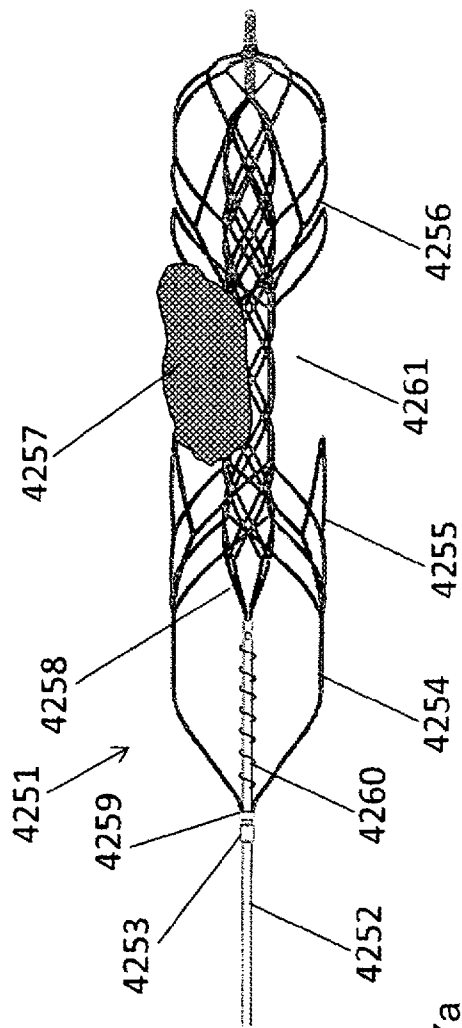


Figura 77a

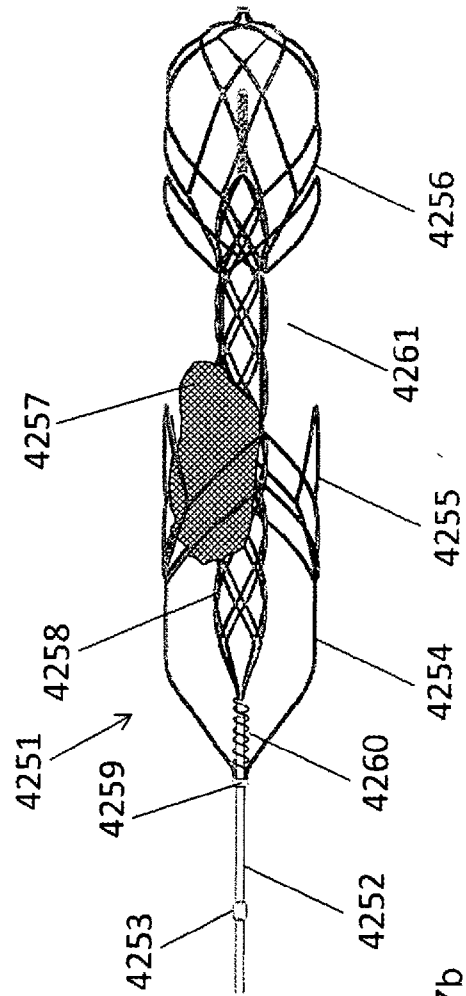


Figura 77b

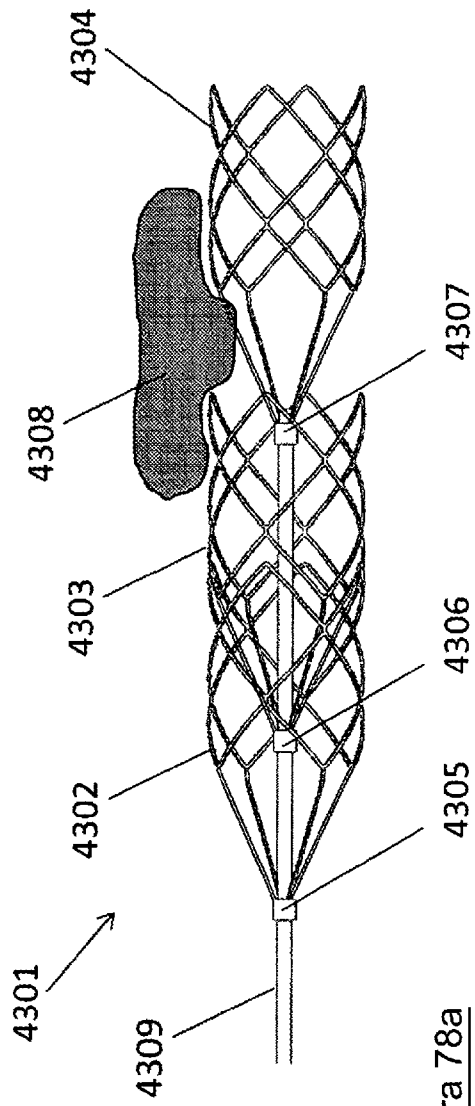


Figura 78a

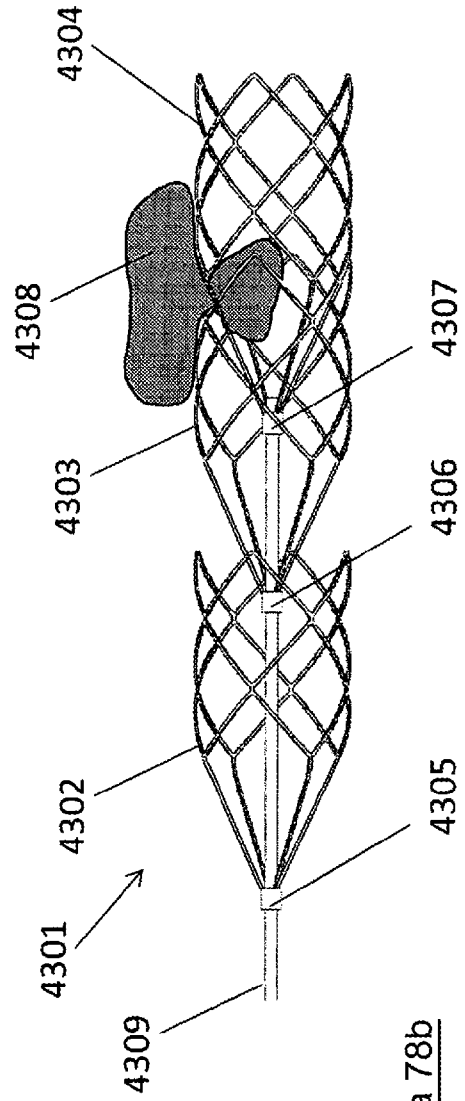
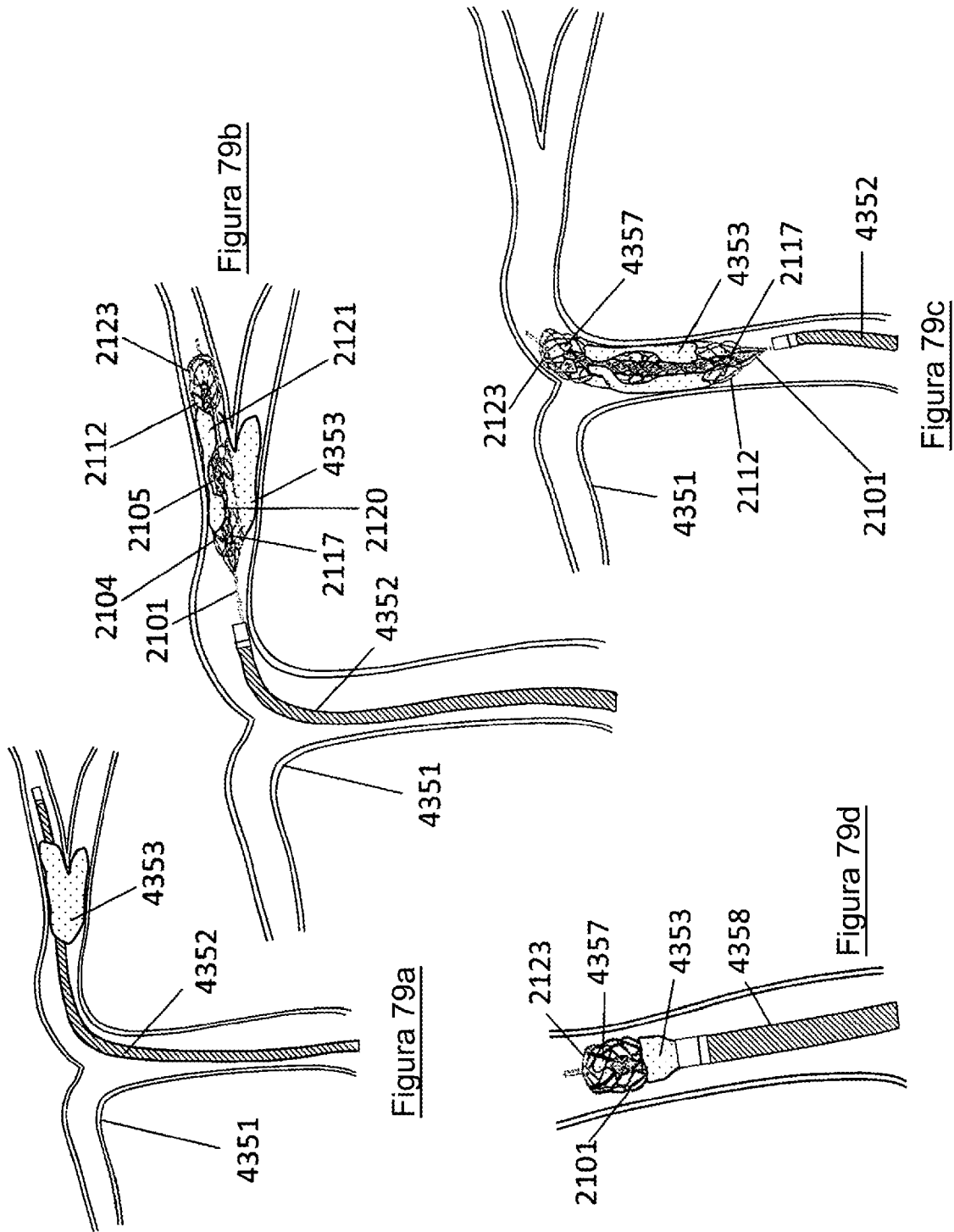


Figura 78b



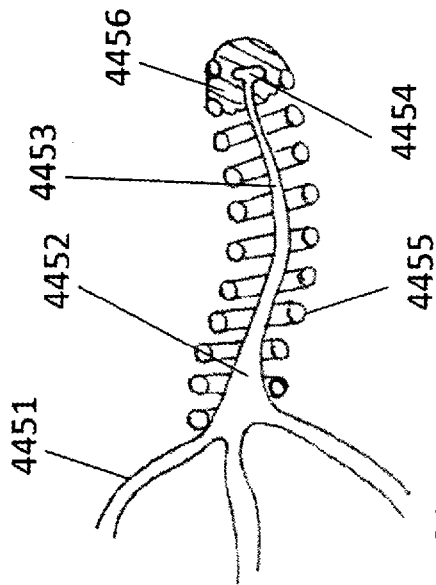


Figura 81

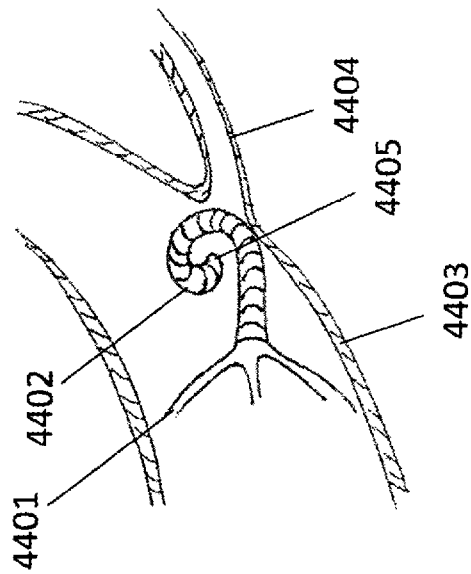


Figura 80

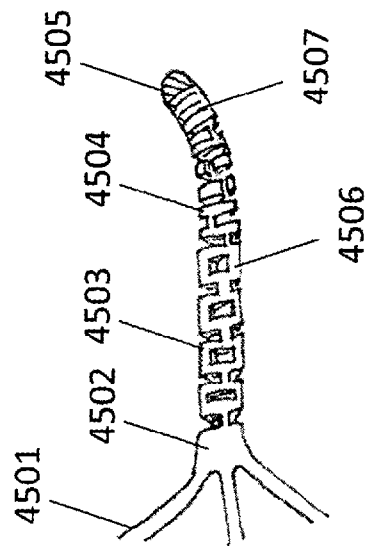


Figura 82

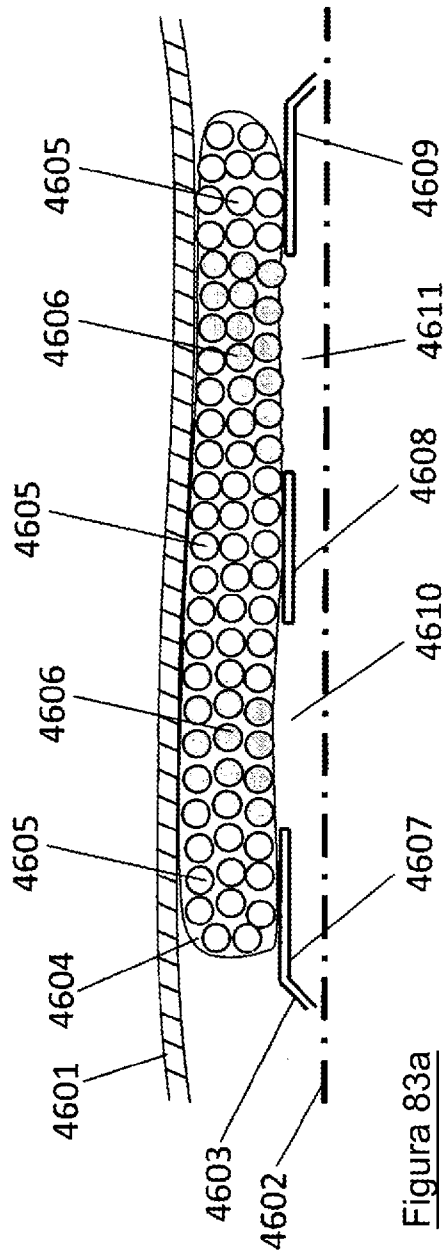


Figura 83a

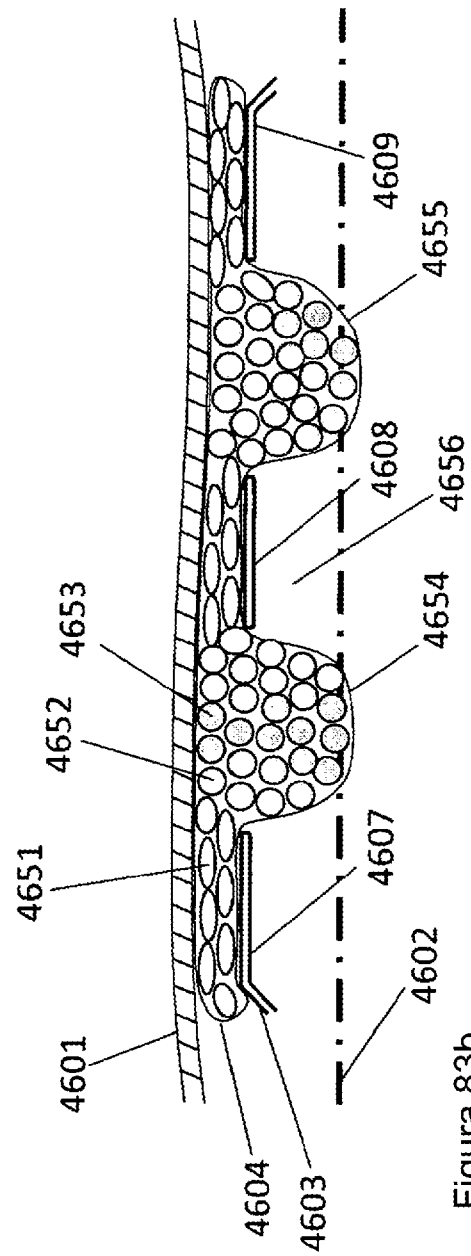


Figura 83b

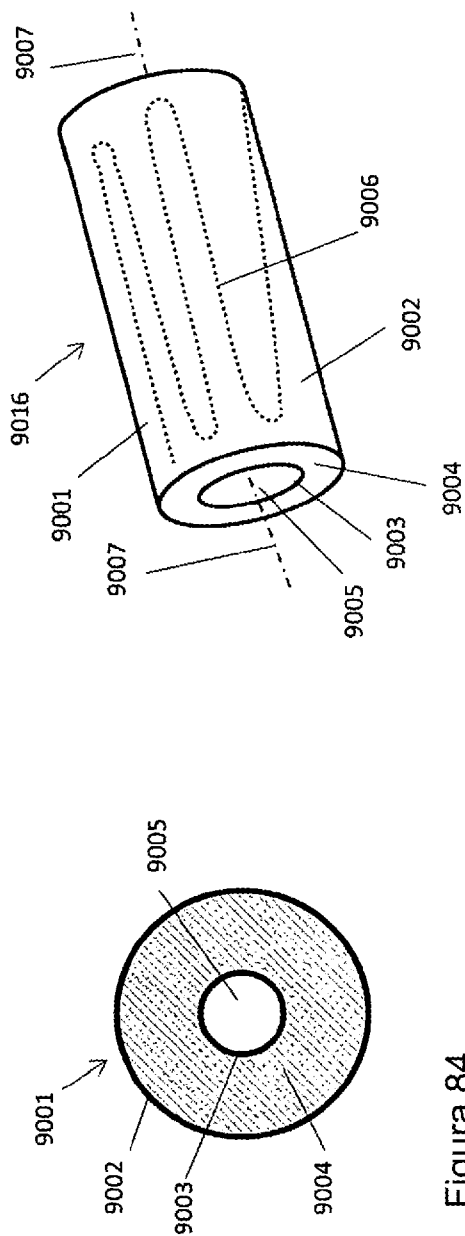


Figura 84

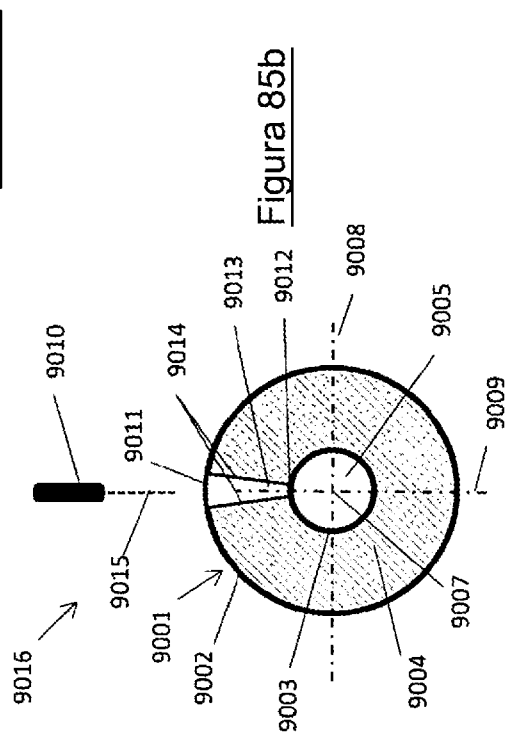
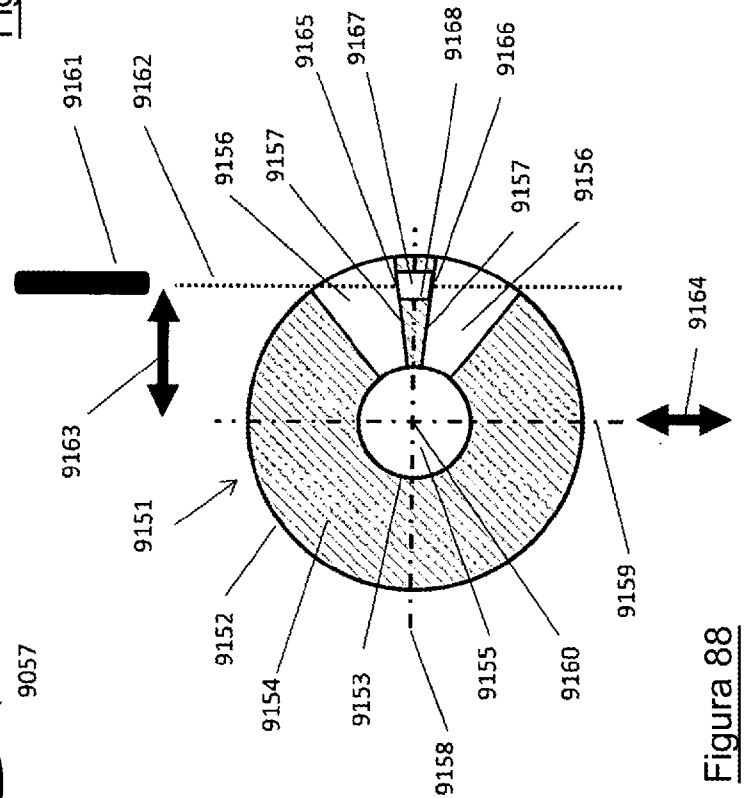
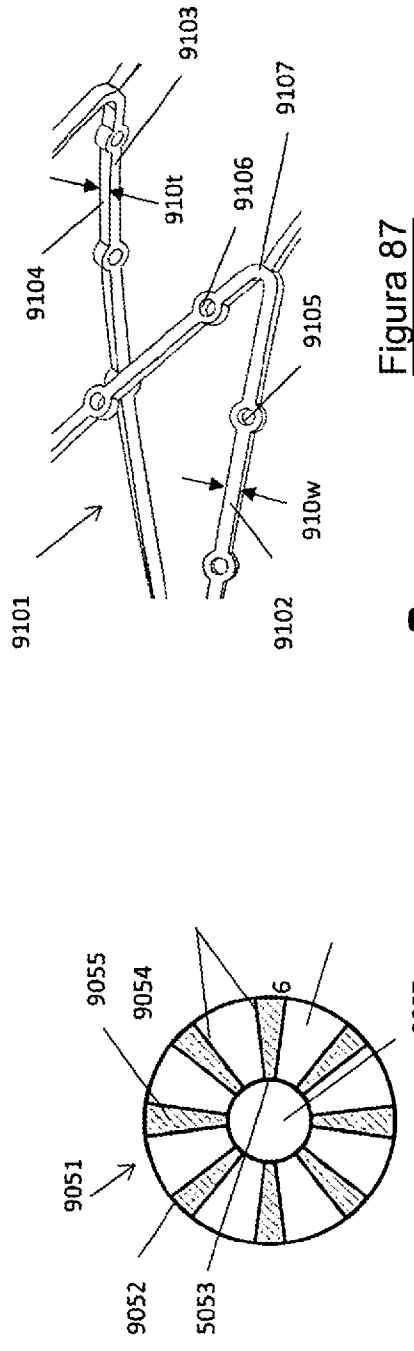


Figura 85b



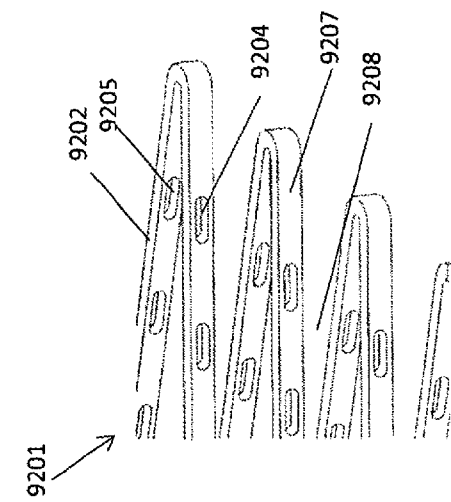


Figura 89a

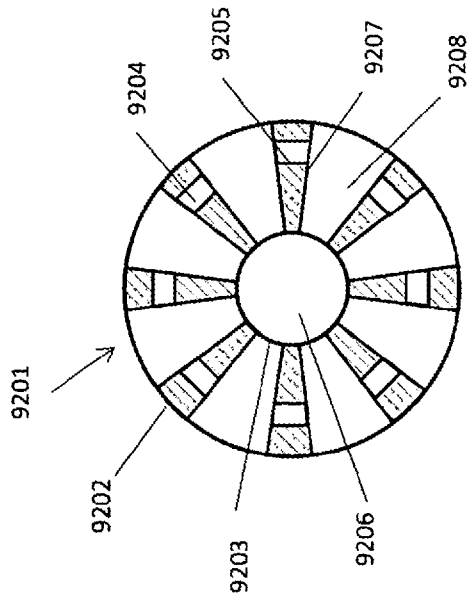


Figura 89b

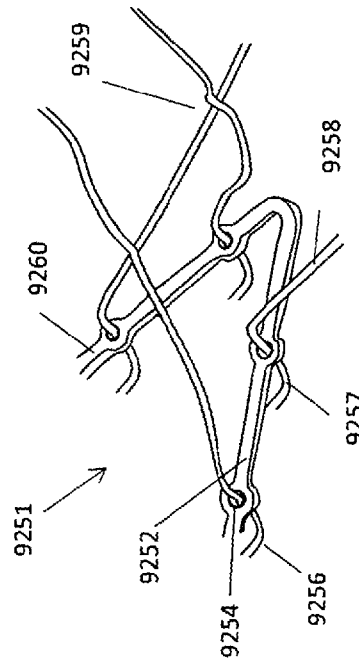


Figura 90a

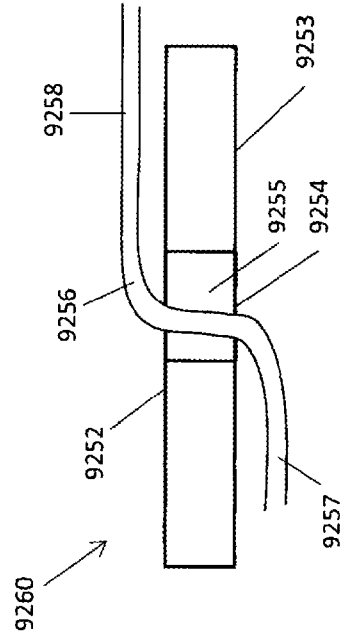


Figura 90b

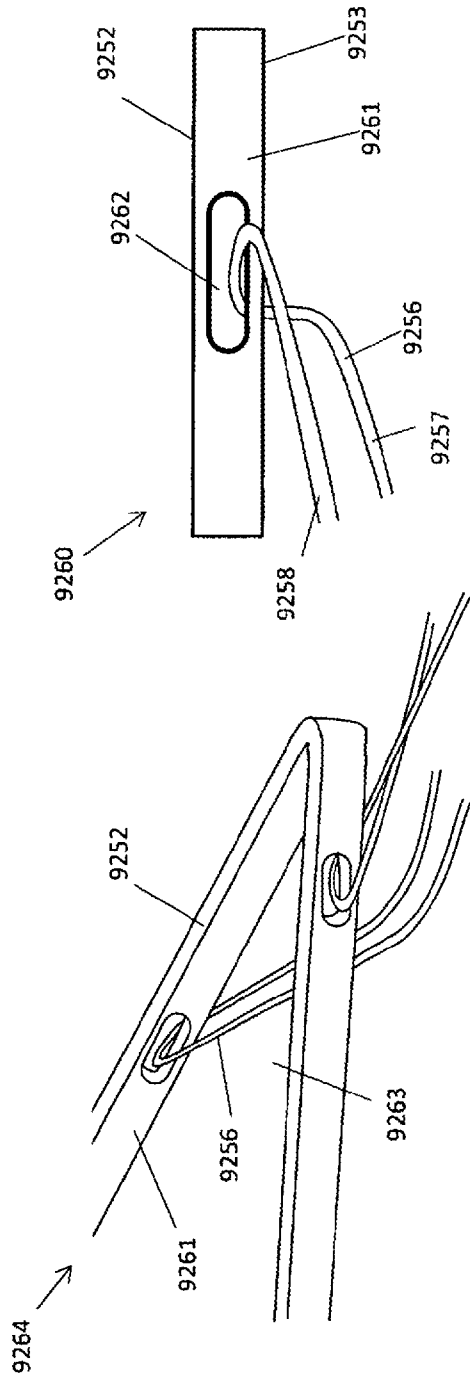


Figure 91a

Figure 91b

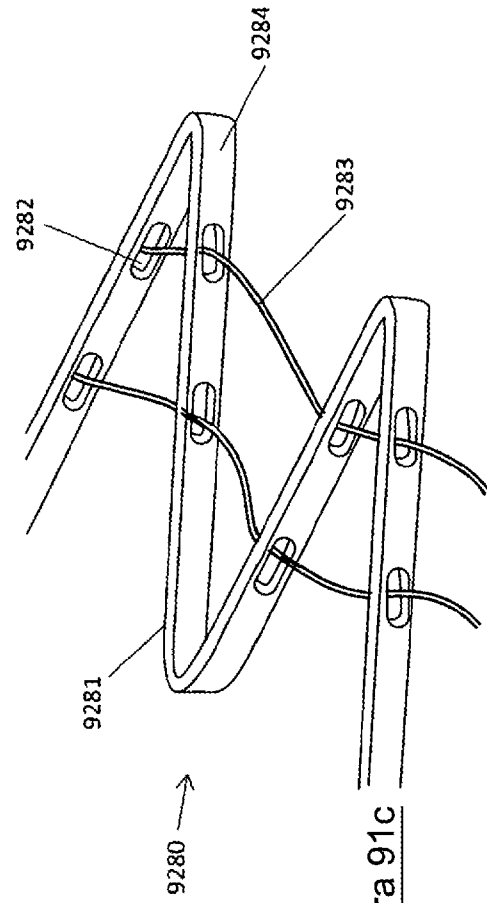


Figure 91c

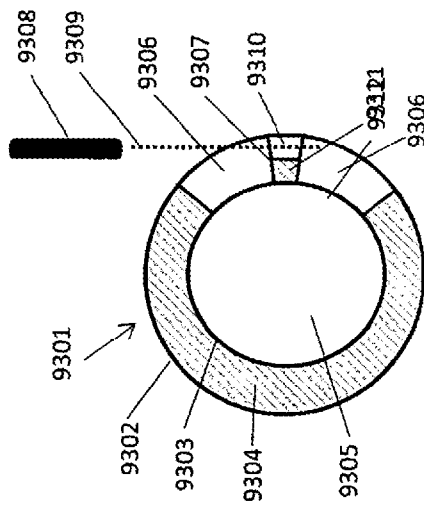


Figura 92a

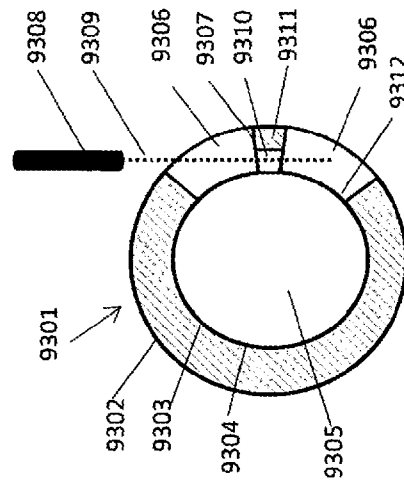


Figura 93a

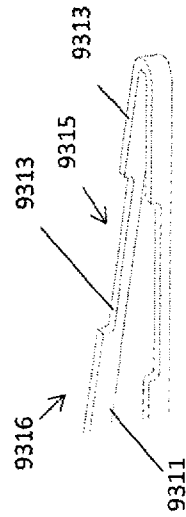


Figura 92b

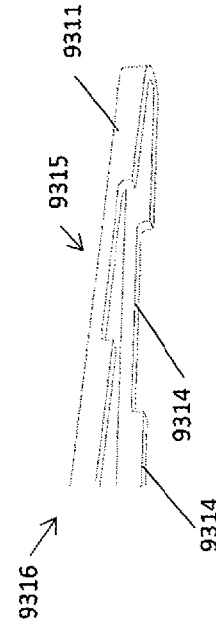


Figura 93b

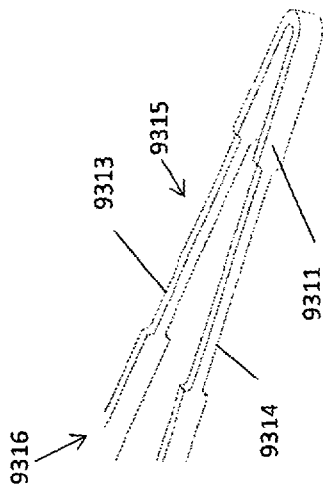


Figure 94

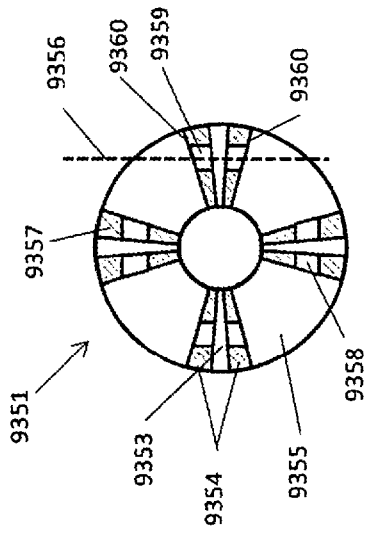


Figure 95

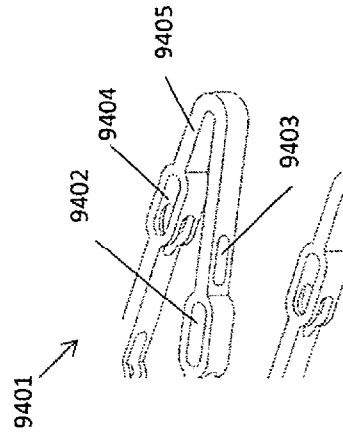


Figure 97

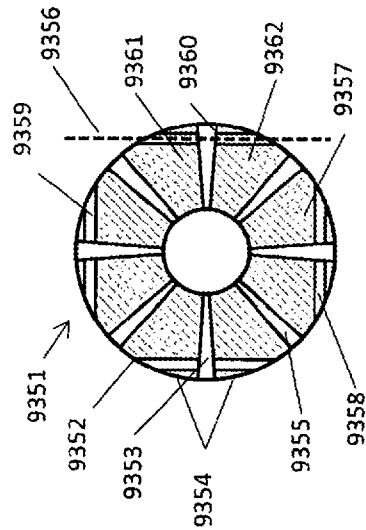
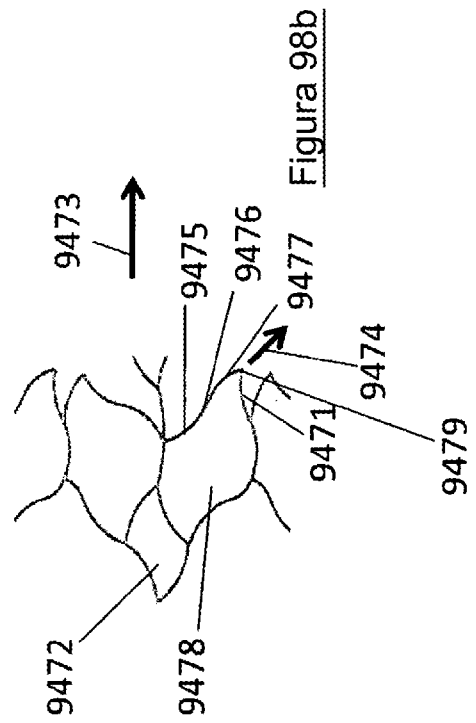
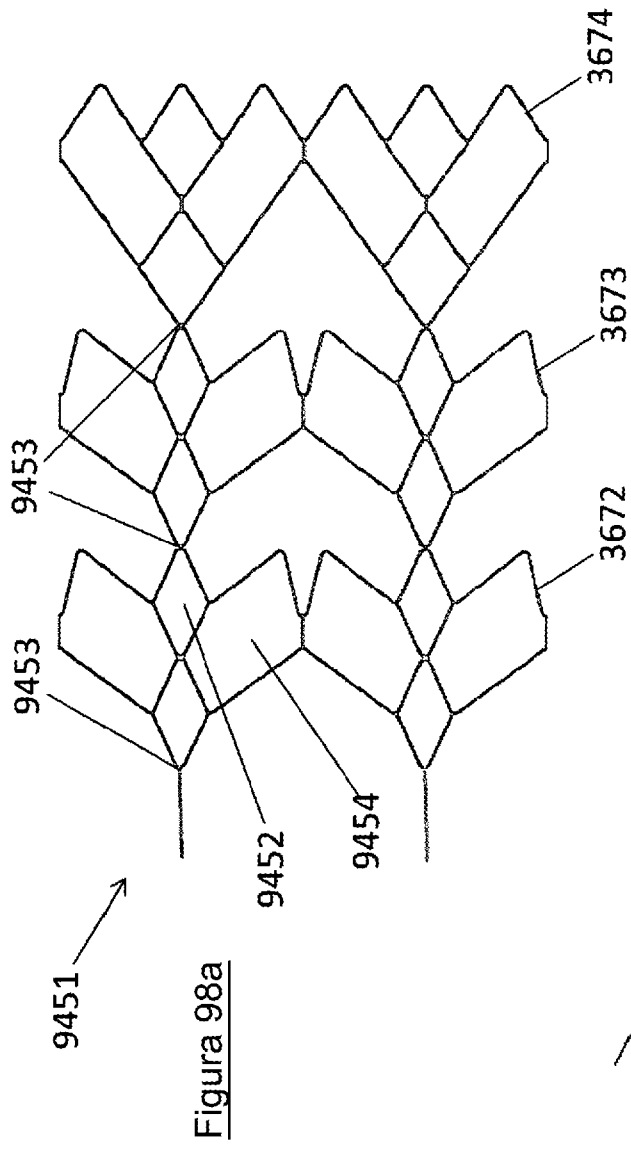


Figure 96



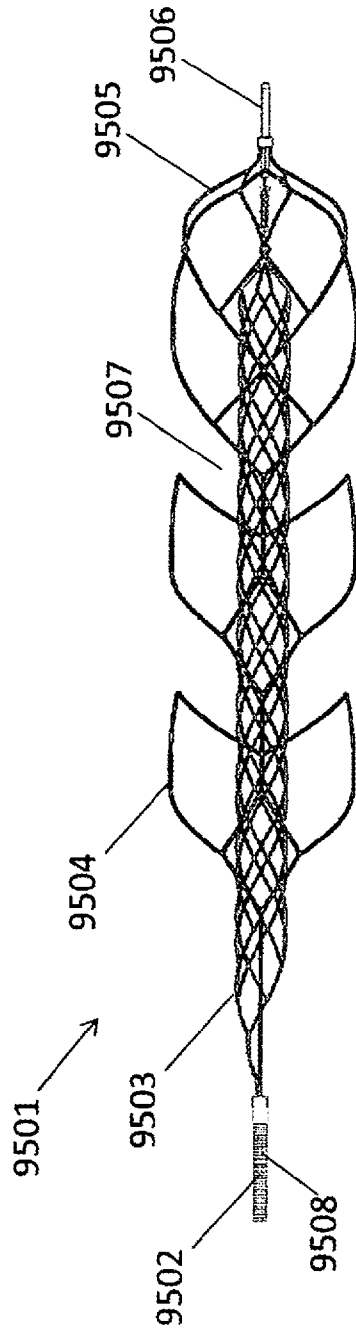


Figure 99a

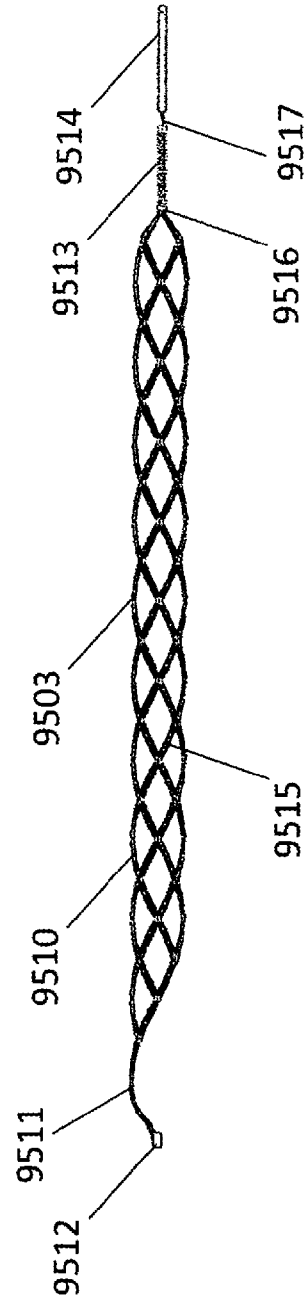


Figure 99b

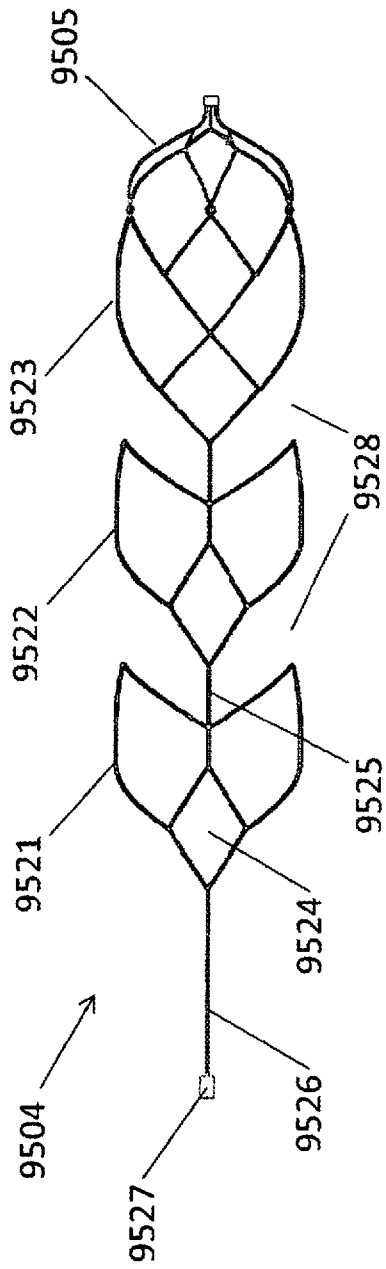


Figure 99c

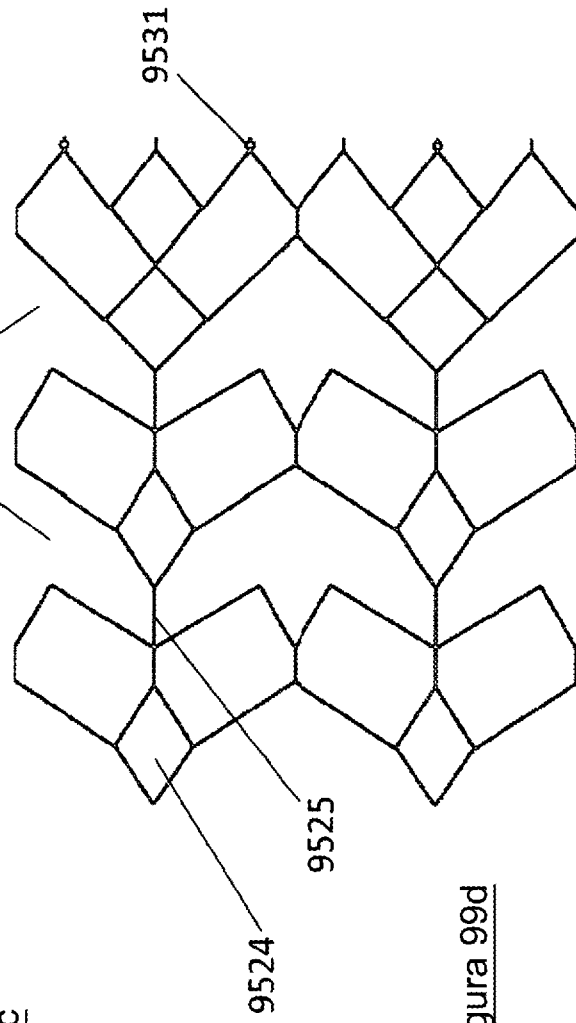


Figure 99d

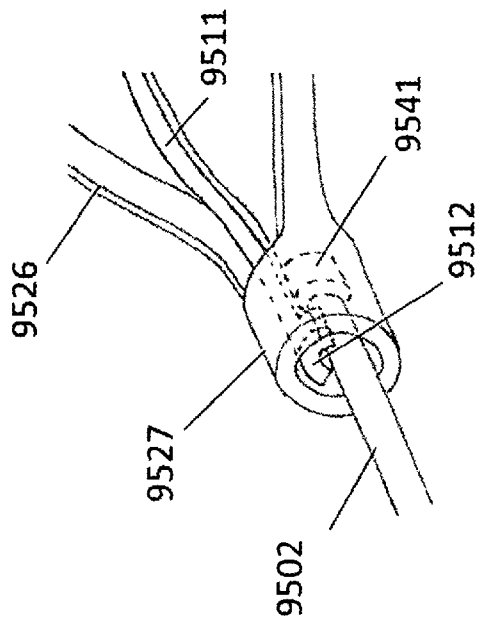


Figura 99e

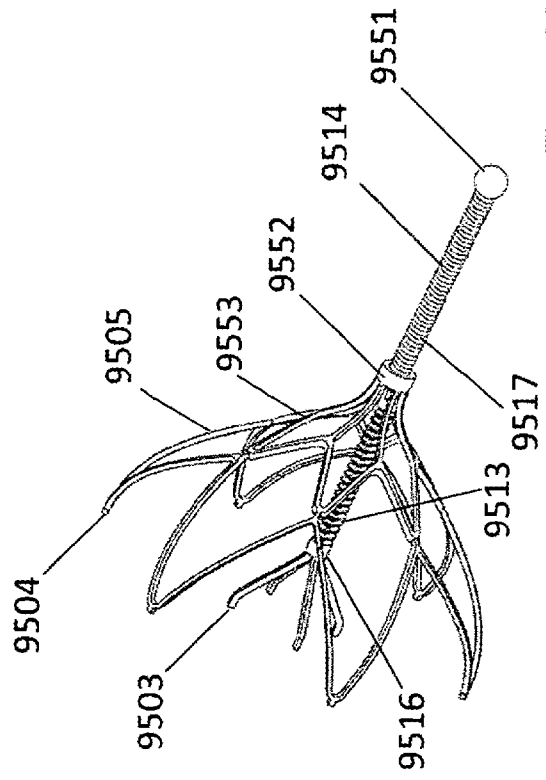
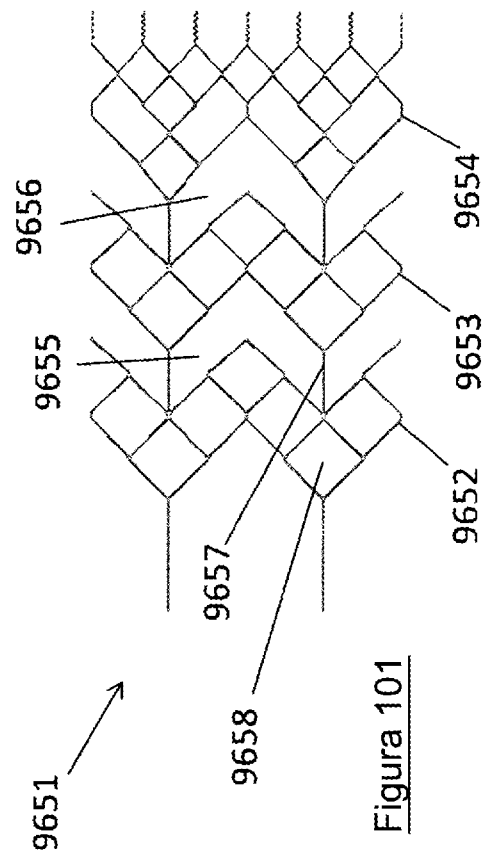
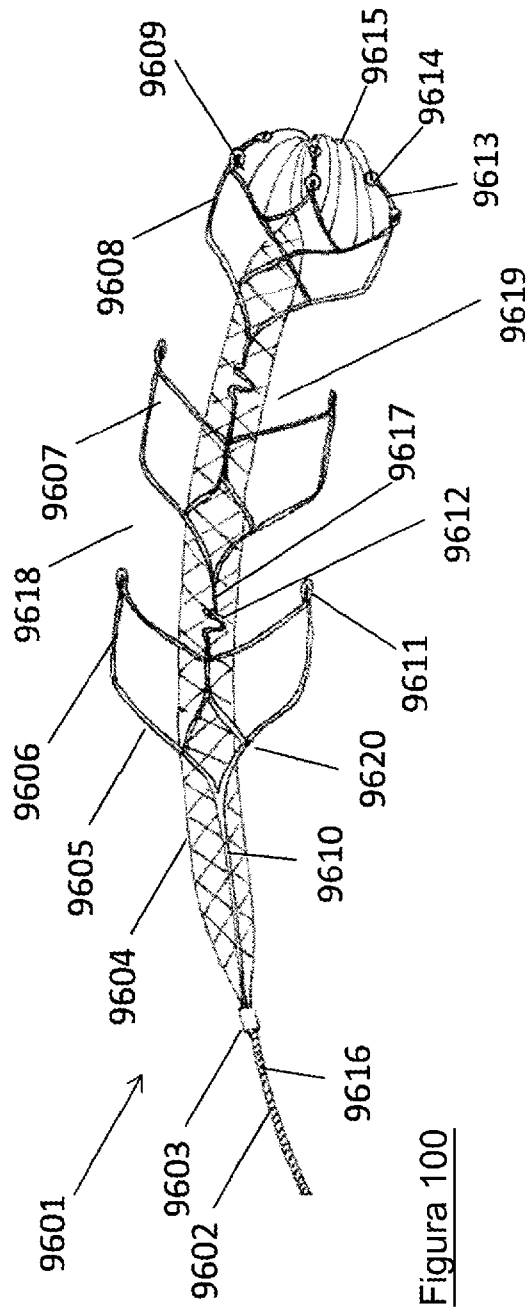


Figura 99f



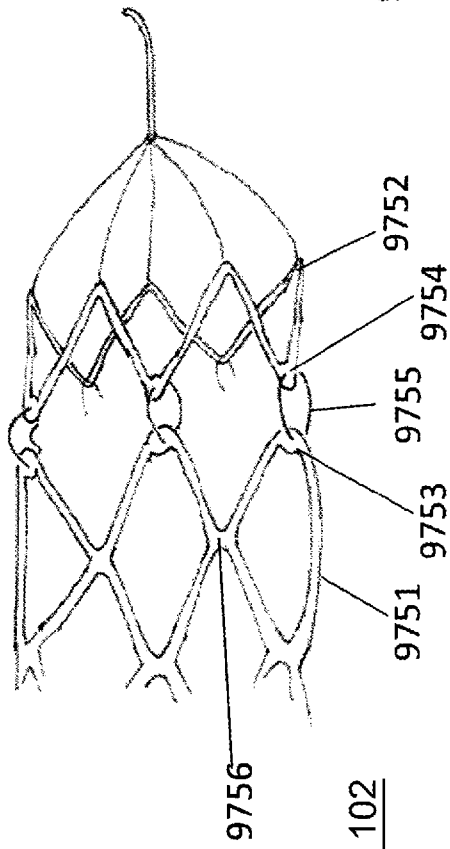


Figure 102

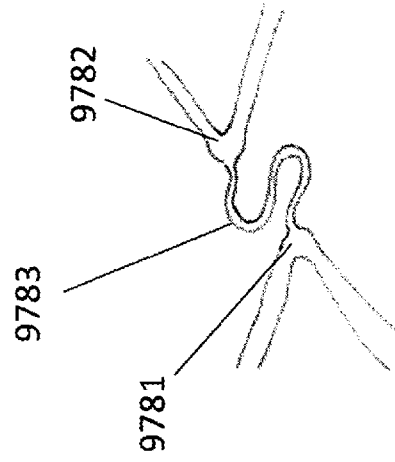


Figure 103

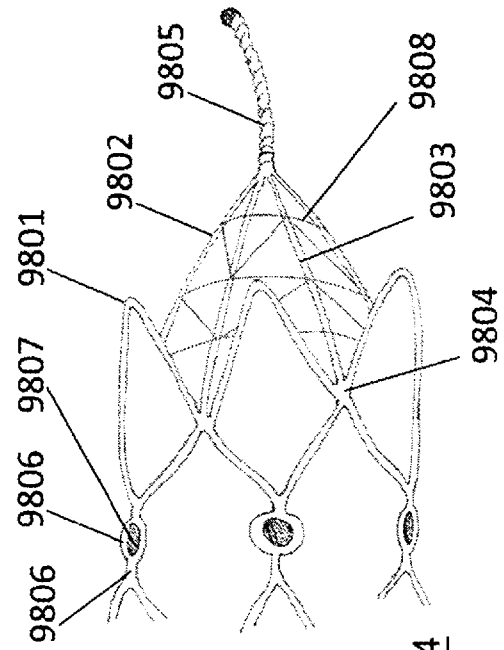
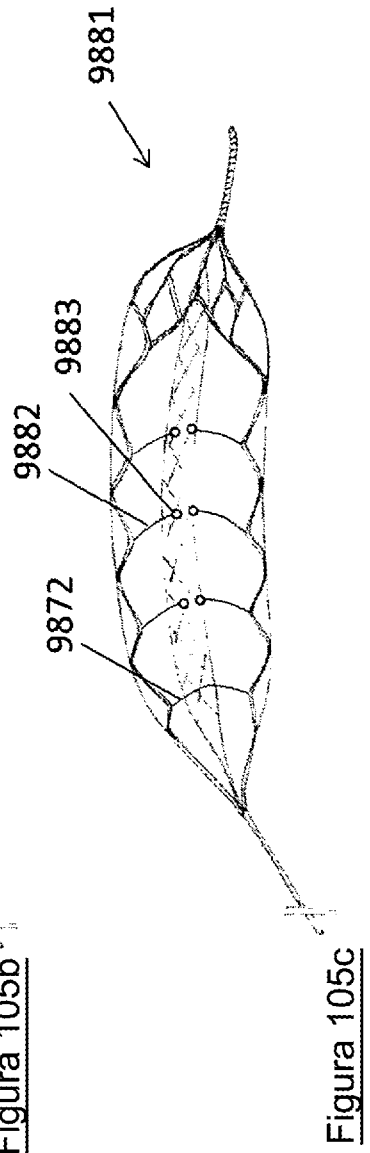
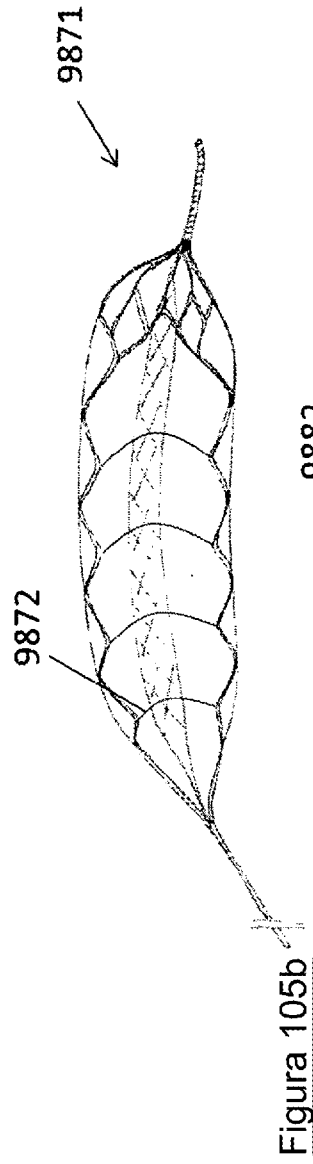
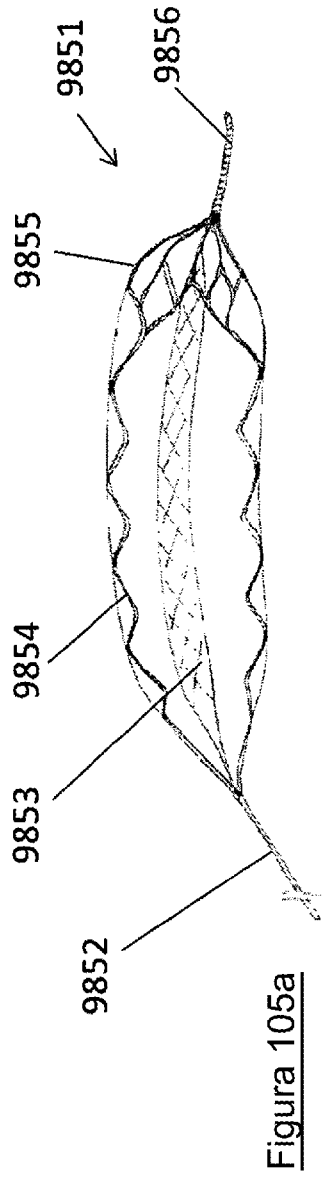


Figure 104



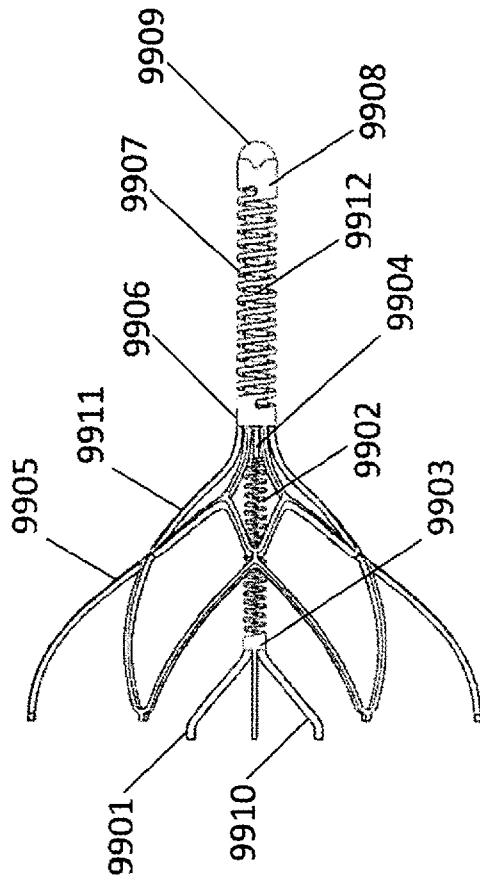


Figure 106a

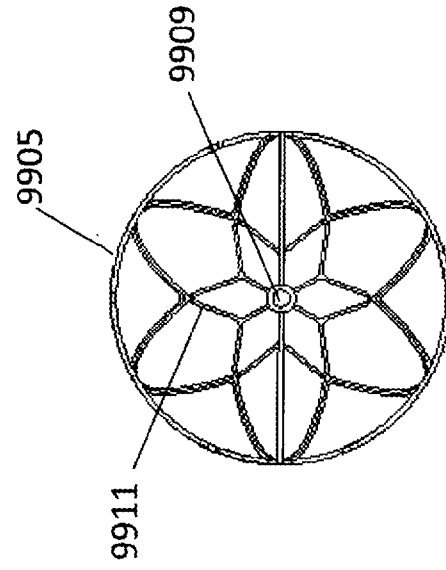


Figure 106b

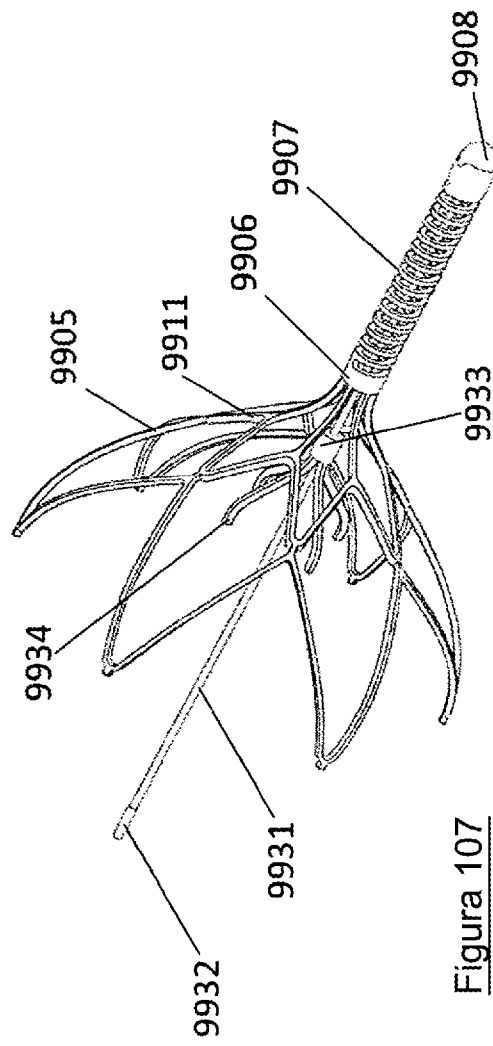


Figure 107

