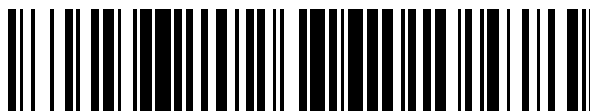


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 676 909**

51 Int. Cl.:

**A61F 2/01** (2006.01)

**A61B 17/221** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **03.02.2012 E 16196958 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **11.04.2018 EP 3156004**

54 Título: **Dispositivos de tratamiento de conducto vascular y corporal**

30 Prioridad:

**04.02.2011 US 201113021364**

**23.11.2011 US 201113303890**

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

**26.07.2018**

73 Titular/es:

**CONCENTRIC MEDICAL, INC. (100.0%)**  
**301 East Evelyn Avenue**  
**Mountain View, CA 94041, US**

72 Inventor/es:

**GRANDFIELD, RYAN M.;**  
**WILSON, SCOTT D. y**  
**SANDERS, ELLIOT H.**

74 Agente/Representante:

**TOMAS GIL, Tesifonte Enrique**

**ES 2 676 909 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**

Dispositivos de tratamiento de conducto vascular y corporal

5 Campo técnico

[0001] Esta solicitud se refiere a dispositivos y métodos para tratar la vasculatura y otros conductos dentro del cuerpo.

10 Antecedentes

[0002] Las prótesis autoexpansibles, tales como *stents*, *stents* cubiertos, injertos vasculares, desviadores de flujo y similares se han desarrollado para tratar conductos dentro del cuerpo. Muchas de las prótesis se han desarrollado para tratar bloqueos en la vasculatura y también aneurismas que ocurren en el cerebro. Lo que se necesita son métodos y dispositivos de tratamiento mejorados para tratar la vasculatura y otros conductos corporales, tales como, por ejemplo, aneurismas, estenosis, obstrucciones embólicas y similares.

Resumen de la divulgación

20 [0003] Conforme a la invención, se proporciona un dispositivo de retirada de obstrucción embólica según la reivindicación 1. Diversas formas de realización se presentan en las reivindicaciones dependientes.

Breve descripción de los dibujos

25 [0004] Implementaciones alternativas de la presente descripción se describen en este documento con referencia a los dibujos, donde:

30 La figura 1A ilustra una vista en planta bidimensional de un ejemplo de un miembro expansible de un dispositivo de tratamiento.

La figura 1B es una vista isométrica del miembro expansible ilustrado en la figura 1A

35 La figura 2 ilustra un segmento de hilo distal que se extiende distalmente desde un ejemplo de un miembro expansible.

La figura 3 ilustra el extremo distal de un miembro expansible con una punta atraumática.

40 La figura 4A ilustra una vista en planta bidimensional de un miembro expansible de un ejemplo de un dispositivo de tratamiento.

La figura 4B es una vista aumentada del segmento más proximal del miembro expansible ilustrado en la figura 4A.

45 La figura 5 ilustra un extremo distal de un ejemplo de un miembro expansible.

La figura 6A ilustra una vista en planta bidimensional de un ejemplo de un miembro expansible de un dispositivo de tratamiento.

50 La figura 6B es una vista isométrica del miembro expansible ilustrado en la figura 6A.

La figura 7A ilustra una vista en planta bidimensional de un miembro expansible de un ejemplo de un dispositivo de tratamiento.

55 La figura 7B es una vista isométrica del miembro expansible ilustrado en la figura 7A.

La figura 7C ilustra una vista en planta bidimensional de un ejemplo de un miembro expansible de un dispositivo de tratamiento.

60 La figura 8 ilustra una vista en planta bidimensional de un ejemplo de un miembro expansible de un dispositivo de tratamiento.

La figura 9 ilustra un miembro expansible en una posición expandida con una protuberancia o parte de diámetro aumentado.

65 La figura 10 ilustra una vista en planta bidimensional de un ejemplo de un miembro expansible de un dispositivo de tratamiento.

- La figura 11A ilustra una vista en planta bidimensional de un ejemplo de un miembro expansible de un dispositivo de tratamiento.
- 5 La figura 11B es una vista isométrica del miembro expansible ilustrado en la figura 11A.
- La figura 12 ilustra una vista en planta bidimensional de un ejemplo de un miembro expansible de un dispositivo de tratamiento.
- 10 Las figuras 13A a 13C ilustran un ejemplo de un método para retirar una obstrucción embólica.
- La figura 14 ilustra una vista en planta bidimensional de un ejemplo de un miembro expansible de un dispositivo de tratamiento.
- 15 La figura 15 ilustra una vista en planta bidimensional de otro ejemplo de un miembro expansible de un dispositivo de tratamiento.
- La figura 16 ilustra una vista isométrica de otro ejemplo de un miembro expansible con un segmento de hilo interno.
- 20 La figura 17 ilustra una vista isométrica de un ejemplo de un miembro expansible con un segmento de hilo externo.
- La figura 18 ilustra una vista isométrica de un ejemplo de un miembro expansible en todavía otro ejemplo con un dispositivo de captura de émbolos distales.
- 25 La figura 19 ilustra una vista en planta bidimensional de otro ejemplo de un miembro expansible de un dispositivo de tratamiento.
- 30 La figura 20 ilustra el miembro expansible de la figura 19 con una ranura longitudinal.
- La figura 21 ilustra el miembro expansible de la figura 19 con una ranura en espiral.
- 35 La figura 22 ilustra el miembro expansible de la figura 19 con una ranura en espiral parcial.
- La figura 23 ilustra una vista en planta bidimensional de otro ejemplo de un miembro expansible de un dispositivo de tratamiento.
- 40 La figura 24A ilustra una vista en planta bidimensional de otro ejemplo de un miembro expansible de un dispositivo de tratamiento.
- La figura 24B es una vista isométrica del miembro expansible ilustrado en la figura 24A.
- 45 La figura 25 ilustra una manera en la que el segmento de hilo que se extiende proximal de un dispositivo expansible se fija a un hilo de administración en una forma de realización.
- La figura 26 ilustra una vista en planta bidimensional de un ejemplo de un miembro expansible de un dispositivo de tratamiento.
- 50 Las figuras 27A y 27B ilustran vistas laterales y superiores isométricas, respectivamente, del miembro expansible representado en la figura 26.
- Las figuras 28A y 28B ilustran un segmento de hilo proximal y un segmento de hilo distal, respectivamente, de un ejemplo de un miembro expansible.
- 55 La figura 29 es un gráfico que representa una curva de fuerza radial de un ejemplo de un miembro expansible.
- 60 La figura 30 ilustra una vista en planta bidimensional de un ejemplo de un dispositivo de retirada de coágulo.
- La figura 31 ilustra una vista en planta bidimensional de un ejemplo de un dispositivo de retirada de coágulo.
- 65 Las figuras 32A-C ilustran estructuras celulares según algunas de las implementaciones de la figura 31.

- La figura 33A ilustra una vista en planta bidimensional de un ejemplo de un dispositivo de retirada de coágulo.
- 5 Las figuras 33B y 33C ilustran vistas superiores y laterales isométricas del dispositivo ilustrado en la figura 33A.
- La figura 34A ilustra una vista en planta bidimensional de un ejemplo de un dispositivo de retirada de coágulo.
- 10 Las figuras 34B y 34C ilustran vistas superiores y laterales isométricas del dispositivo ilustrado en la figura 34A.
- La figura 35A ilustra una vista en planta bidimensional de un ejemplo de un dispositivo de retirada de coágulo.
- 15 Las figuras 35B y 35C ilustran vistas superiores y laterales isométricas del dispositivo ilustrado en la figura 35A.
- La figura 36 ilustra una vista en planta bidimensional de un ejemplo de un dispositivo de retirada de coágulo.
- 20 La figura 37 ilustra una vista en planta bidimensional de un ejemplo de un dispositivo de retirada de coágulo.
- La figura 38 ilustra una vista en planta bidimensional de un ejemplo de un dispositivo de retirada de coágulo.
- 25 La figura 39 ilustra una vista en planta bidimensional de un ejemplo de un dispositivo de retirada de coágulo.
- 30 La figura 40A ilustra una vista en planta bidimensional de un ejemplo de un dispositivo de retirada de coágulo.
- La figura 40B ilustra una vista tridimensional del dispositivo de retirada de coágulo de la figura 40A.
- 35 La figura 41 ilustra una vista en planta bidimensional de un ejemplo de un dispositivo de retirada de coágulo.
- La figura 42A ilustra una vista en planta bidimensional de un ejemplo de un dispositivo de retirada de coágulo.
- 40 La figura 42B ilustra una vista en planta bidimensional aumentada de la parte de extremo decreciente proximal del dispositivo retirador representado en la figura 45A.
- 45 La figura 43 ilustra una vista en planta bidimensional de una estructura celular más proximal según algunos ejemplos.
- La figura 44 ilustra una vista en planta bidimensional de una estructura celular más proximal según algunos ejemplos.
- 50 Las figuras 45A-C ilustran vistas planas bidimensionales de dispositivos de retirada de coágulo según algunos ejemplos.
- La figura 46 ilustra una vista en planta bidimensional de un ejemplo de un dispositivo de retirada de coágulo.
- 55 La figura 47A ilustra una vista en planta bidimensional de un extremo distal de dispositivos de retirada de coágulo según algunos ejemplos.
- La figura 47B ilustra una vista tridimensional del extremo distal representado en la figura 47A.
- 60 La figura 48A ilustra una vista en planta bidimensional de un ejemplo de un dispositivo de retirada de coágulo.
- La figura 48B ilustra una vista tridimensional del dispositivo de retirada de coágulo representado en la figura 48A.
- 65

La figura 49 ilustra una vista en planta bidimensional de un ejemplo de un dispositivo de retirada de coágulo.

5 La figura 50 ilustra una vista en planta bidimensional de segmento distal de un ejemplo de un dispositivo de retirada.

Las figuras 51A-D ilustran vistas planas bidimensionales de dispositivos de retirada según algunos ejemplos.

10 Las figuras 52A y 52B ilustran vistas planas bidimensionales de dispositivos de retirada según algunos ejemplos.

La figura 53 ilustra una vista en planta bidimensional de un ejemplo de un dispositivo de retirada.

15 La figura 54 ilustra una vista en planta bidimensional de un ejemplo de un dispositivo de retirada.

La figura 55 ilustra una vista en planta bidimensional de un ejemplo de un dispositivo de retirada.

20 Las figuras 56A y 56B ilustran una vista en planta bidimensional de un ejemplo de un dispositivo de retirada.

La figura 57 ilustra una vista en planta bidimensional de un ejemplo de un dispositivo de retirada.

25 La figura 58A ilustra una vista en planta bidimensional de un dispositivo de retirada según algunas implementaciones.

La figura 58B ilustra una vista aumentada de las estructuras celulares representadas en la figura 58A.

30 La figura 59A ilustra una vista lateral de un ejemplo de un miembro de articulación.

La figura 59B ilustra una vista en sección transversal del miembro de articulación representado en la figura 59A.

35 Las figuras 60A y 60B muestran configuraciones de fijación del hilo según algunas implementaciones.

Descripción detallada

40 [0005] Las figuras 1A y 1B ilustran un dispositivo de tratamiento de conducto vascular o corporal 10. El dispositivo 10 es particularmente adecuado para acceder y tratar el vascular intracraneal de un paciente, tal como por ejemplo tratar aneurismas o capturar y extraer obstrucciones embólicas, se aprecia, sin embargo, que el dispositivo 10 se puede utilizar para acceder y tratar otras ubicaciones en la vasculatura y también otros conductos corporales. Otros usos incluyen, por ejemplo, tratar estenosis y otros tipos de enfermedades y anomalías vasculares. La figura 1A representa el dispositivo 10 en una vista en planta bidimensional como si el dispositivo estuviera cortado y colocado plano en una superficie. La figura 1B representa el dispositivo en su configuración tubular fabricada y/o expandida. El dispositivo 10 incluye un miembro autoexpansible 12 que se fija o se acopla de otro modo a un hilo flexible alargado 40 que se extiende proximalmente desde el miembro expansible 12. En una forma de realización, el miembro expansible 12 se hace de material con memoria de forma, tal como Nitinol, y se corta preferiblemente con láser a partir de un tubo. En un ejemplo, el miembro expansible 12 tiene un segmento de hilo que se extiende proximalmente formado íntegramente 42 que se usa para juntar el hilo flexible alargado 40 al miembro expansible 12. En tal ejemplo, el hilo flexible 40 se puede juntar al segmento de hilo 42 mediante el uso de una soldadura, una suelda, un adhesivo u otro método de fijación conocido. En un ejemplo alternativo, el extremo distal del hilo flexible 40 se fija directamente a un extremo proximal 20 del miembro expansible 12. En una forma de realización, el extremo distal del hilo 40 tiene un perfil plano con un ancho de aproximadamente 0,127 mm (0,005 pulgadas) donde el ancho y el grosor del segmento del hilo 42 son de aproximadamente 0,16 mm (0,0063 pulgadas) y aproximadamente 0,0889 mm (0,0035 pulgadas), respectivamente.

60 [0006] En un ejemplo, el extremo distal del hilo 40 se fija al segmento de hilo 42 que se extiende proximalmente mediante el siguiente método, lo que da como resultado la articulación ilustrada en la figura 25. En un ejemplo, una bobina 41 se sitúa sobre el segmento de hilo 42, donde la bobina tiene un segmento envuelto estrechamente 41a colindante al extremo proximal del miembro expansible 12, y un segmento envuelto holgadamente 41b que incluye uno o más espacios 41c. El tamaño del uno o más espacios 41c es suficiente para introducir un agente de unión en al menos la cavidad interna del segmento de bobina, 41b. En un ejemplo, la longitud del segmento de hilo 42 y la bobina 41 son iguales. En un ejemplo, la longitud del segmento de hilo 42 es de 4,0 milímetros y la bobina 41 es de igual longitud. Una vez que la bobina 41 se ha colocado sobre el segmento de hilo 42, el

extremo distal del hilo 40 se coloca dentro del segmento de bobina 41b de modo que haga contacto con él y se superponga a la parte de extremo proximal del segmento de hilo 42. Un agente de unión se aplica entonces a través de los espacios 41c de la bobina 41 para unir el hilo 40 con el segmento de hilo 41. El agente de unión puede ser un adhesivo, soldadura, o cualquier otro agente de unión adecuado. Cuando el agente de unión es una soldadura, un paso precedente del proceso implica recubrir la parte de extremo distal del hilo 40 y la parte de extremo proximal del segmento de hilo 42 con estaño u otro agente humectante adecuado. En un ejemplo, la soldadura es oro y se utiliza para mejorar la radiopacidad de la articulación de modo que la articulación pueda servir como un marcador radiopaco proximal, además del uso de oro, la totalidad o parte de la bobina se puede hacer de un material radiopaco para mejorar adicionalmente la radiopacidad de la articulación. Según un ejemplo, la longitud de recubrimiento entre el hilo 40 y el segmento de hilo 42 es de entre 0,75 y 1,0 milímetros. En la misma implementación o en otras implementaciones, la longitud del segmento de bobina 41b es igual, o sustancialmente igual, a la longitud de recubrimiento del hilo 40 y segmento de hilo 42. En un ejemplo alternativo, en lugar del uso de una única bobina 41, dos o más bobinas en la relación colindante se usan con, por ejemplo, una primera bobina enrollada estrechamente colindante al extremo proximal 20 del miembro expansible 12 y una segunda bobina enrollada holgadamente con espacios situada proximal a la bobina enrollada estrechamente. Aunque no se muestra en las figuras, en un ejemplo una longitud de extremo distal del hilo 40 se estrecha en la dirección distal de un diámetro nominal a un perfil reducido. A lo largo de esta longitud se proporciona una bobina de hilo distal de un diámetro exterior constante sin estrechamiento. Conforme a una implementación, el diámetro de la bobina 41 tiene el mismo diámetro exterior que la bobina distal.

[0007] Una ventaja de la articulación, construcción es que es resistente a la deformación mientras el dispositivo se empuja a través de un catéter de administración, aunque al mismo tiempo es suficientemente flexible para permitir que el dispositivo sea administrado a través de la anatomía tortuosa de un paciente. Además, la articulación es capaz de resistir cargas elevadas de tensión y de par sin romperse. El ensayo de carga ha mostrado que la articulación de la forma de realización previamente descrita puede resistir tensión de tracción de más de 2 libras. En una forma de realización, la bobina 41 se hace de un material radiopaco para funcionar también como un marcador radiopaco proximal.

[0008] La figura 28A representa una construcción de segmento de hilo proximal alternativa. Como se muestra, el segmento de hilo proximal 4002 comprende una primera sección 4002a y una segunda sección 4002b, donde la segunda sección 4002b tiene un ancho W mayor que el ancho de la primera sección. En una implementación, una sección de transición decreciente 4003 junta la primera y la segunda sección 4002a y 4002b. En una implementación, el ancho de la primera sección 4002a es de aproximadamente 0,16 mm (0,0063 pulgadas) mientras que el ancho W de la segunda sección es de entre aproximadamente 0,2159 mm (0,0085 pulgadas) y aproximadamente 0,2677 mm (0,0105 pulgadas). En una implementación, la longitud L entre el extremo proximal 4005 del miembro expansible 4004 y la segunda sección 4002b del segmento de hilo 4002 es de entre aproximadamente 0,4318 mm (0,017 pulgadas) y aproximadamente 0,5588 mm (0,022 pulgadas). Una ventaja de la inclusión de la segunda sección 4002b es que la mayor dimensión de ancho proporciona un área de mayor superficie para unir el segmento de hilo 4002 al hilo alargado 40 usado en la administración y retracción del miembro alargado de un conducto de un paciente. En una implementación, la primera sección 4002a tiene una construcción circular o sustancialmente circular y la segunda sección 4002b tiene un perfil plano formado por una operación de presión/acuñaición.

[0009] En el ejemplo de las figuras 1A y 1B, el miembro expansible 12 incluye una pluralidad de elementos ondulatorios generalmente longitudinales 24 con elementos ondulatorios adyacentes que están fuera de fase el uno con el otro y conectados de manera que forman una pluralidad de estructuras celulares dispuestas diagonalmente 26. El miembro expansible 12 incluye una parte de extremo proximal 14, una parte de cuerpo principal cilíndrica 16 y una parte de extremo distal 18 con las estructuras celulares 26 en la parte de cuerpo principal 16 que se extienden continuamente y circunferencialmente alrededor de un eje longitudinal 30 del miembro expansible 12. Las estructuras celulares 26 en la parte de extremo proximal 14 y la parte de extremo distal 18 se extienden menos que circunferencialmente alrededor del eje longitudinal 30 del miembro expansible 12.

[0010] En una forma de realización, el miembro expansible 12 tiene una longitud total de aproximadamente 33,0 milímetros donde la parte de cuerpo principal 16 mide aproximadamente 16,0 milímetros de longitud y las partes de extremo distal y proximal 14 y 18 miden cada una aproximadamente 7,0 milímetros de longitud. En formas de realización alternativas, la longitud de la parte de cuerpo principal 16 es generalmente de entre aproximadamente 2,5 y aproximadamente 3,5 veces mayor que la longitud de las partes de extremo distal y proximal 14 y 18.

[0011] En uso, el miembro expansible 12 se avanza a través de la anatomía vascular o el conducto corporal tortuoso de un paciente a un sitio de tratamiento en un estado no expandido o comprimido (no mostrado) de un primer diámetro nominal y es móvil del estado no expandido a un estado radialmente expandido de un segundo diámetro nominal mayor que el primer diámetro nominal para el despliegue en el sitio de tratamiento. En ejemplos alternativos, el primer diámetro nominal (por ejemplo, el diámetro medio de la parte de cuerpo principal 16) varía entre aproximadamente 0,4318 mm (0,017 pulgadas) y aproximadamente 0,762 mm (0,030 pulgadas), mientras que el segundo diámetro nominal (por ejemplo, el diámetro medio de la parte de cuerpo principal 16) es

de entre aproximadamente 2,5 y aproximadamente 5,0 milímetros. En una implementación, las características dimensionales y materiales de las estructuras celulares 26 que residen en la parte de cuerpo principal 16 del material expansible 12 se seleccionan para producir suficiente fuerza radial e interacción de contacto para causar que a las estructuras celulares 26 cooperen con una obstrucción embólica que reside en el vascular de una manera que permita la extracción parcial o completa de la obstrucción embólica del paciente. En ejemplos alternativos, las características dimensionales y materiales de las estructuras celulares 26 en la parte de cuerpo principal 16 se seleccionan para producir una fuerza radial por unidad de longitud de entre aproximadamente 0,005 N/mm y aproximadamente 0,050 N/mm, preferiblemente de entre aproximadamente 0,010 N/mm y aproximadamente 0,050 N/mm, y más preferiblemente de entre aproximadamente 0,030 N/mm y aproximadamente 0,050 N/mm. En un ejemplo, el diámetro de la parte de cuerpo principal 16 en un estado expandido completamente es de aproximadamente 4,0 milímetros con el modelo celular, las dimensiones del puntal y el material seleccionados para producir una fuerza radial de entre aproximadamente 0,040 N/mm y aproximadamente 0,050 N/mm cuando el diámetro de la parte de cuerpo principal se reduce a entre aproximadamente 1,0 milímetros y aproximadamente 1,5 milímetros. En el mismo ejemplo o uno alternativo, el modelo celular, las dimensiones del puntal y el material (los materiales) se seleccionan para producir una fuerza radial de entre aproximadamente 0,010 N/mm y aproximadamente 0,020 N/mm cuando el diámetro de la parte del cuerpo principal se reduce a 3,0 milímetros.

[0012] En los ejemplos de las figuras 1A y 1B, cada una de las estructuras celulares 26 se muestra con las mismas dimensiones, donde cada estructura celular incluye un par de puntales cortos 32 y un par de puntales largos 34. En una forma de realización ejemplar, los puntales 32 tienen una longitud de entre aproximadamente 2,032 mm (0,080 pulgadas) y aproximadamente 2,54 mm (0,100 pulgadas), los puntales 34 tienen una longitud de entre aproximadamente 3,302 mm (0,130 pulgadas) y aproximadamente 3,556 mm (0,140 pulgadas), donde cada uno de los puntales 32 y 34 tiene un ancho y un grosor cortado de aproximadamente 0,0762 mm (0,003 pulgadas) y aproximadamente 0,1143 mm (0,0045 pulgadas), respectivamente, y un ancho y grosor postpulido de entre aproximadamente 0,05588 mm (0,0022 pulgadas) y aproximadamente 0,09906 mm (0,0039 pulgadas), respectivamente. Una ventaja de tener una proporción cerrada de grosor y ancho mayor que uno es que promueve la integración del puntal en la obstrucción embólica. En formas de realización alternativas, las dimensiones de ancho y grosor postpulido varían entre de aproximadamente 0,0508 mm (0,0020 pulgadas) a aproximadamente 0,889 mm (0,0035) y aproximadamente de 0,0762 mm (0,0030 pulgadas) a aproximadamente 0,1016 mm (0,0040 pulgadas), respectivamente, donde la proporción de grosor y ancho varía entre aproximadamente 1,0 y aproximadamente 2,0, y preferiblemente entre aproximadamente 1,25 y aproximadamente 1,75.

[0013] En una forma de realización, solo los elementos del puntal de la parte del cuerpo principal 16 tienen una proporción de dimensión de grosor y ancho mayor que uno. En otra forma de realización, solo los elementos del puntal de la parte del cuerpo principal 16 y la parte de extremo distal 18 tienen una proporción de dimensión de grosor y ancho mayor que uno. En otra forma de realización, solo una parte de los elementos del puntal tiene una proporción de dimensión de grosor y ancho mayor que uno. En otra forma de realización, los elementos del puntal en partes diferentes del miembro expansible tienen diferentes proporciones de dimensión de grosor y ancho, donde las proporciones en cada una de las partes es mayor que uno. Como un ejemplo, debido a que la fuerza radial ejercida por la parte de extremo proximal 14 y la parte de extremo distal 18 del miembro expansible 12 puede ser generalmente menor que la fuerza radial ejercida por la parte del cuerpo principal 16, los elementos del puntal en las partes de extremo distales y/o proximales pueden tener una proporción de grosor y ancho que es mayor que la proporción de grosor y ancho de los puntales en la parte del cuerpo principal 16. Una ventaja de esta construcción es que hace que la capacidad del miembro expansible 12 de integrarse en una obstrucción embólica sea más uniforme a lo largo de la longitud del miembro expansible.

[0014] En otras formas de realización, algunos, o todos los elementos del puntal tienen una forma reducida donde la cara externa del puntal tiene una dimensión de ancho menor que la dimensión de ancho de la cara interna del puntal. En otras formas de realización, el miembro expansible 12 puede comprender elementos del puntal que tienen una sección transversal generalmente rectangular y también elementos del puntal con una forma reducida.

[0015] Resulta importante indicar que la presente invención no se limita a miembros expansibles 12 con estructuras celulares uniformes sin ninguna característica dimensional particular. Como un ejemplo, en formas de realización alternativas, las estructuras celulares 26 en las partes de extremo proximales y/o distales 14 y 18 son o de mayor o de menor tamaño que las estructuras celulares 26 en la parte del cuerpo principal 16. En una forma de realización, las estructuras celulares 26 en las partes de extremo distales y proximales 14 y 18 se dimensionan más grandes que aquellas en la parte del cuerpo principal 16 de modo que las fuerzas radiales ejercidas en las partes de extremo 14 y 18 sean inferiores a las fuerzas radiales ejercidas en la parte del cuerpo principal 16.

[0016] La fuerza radial a lo largo de la longitud del miembro expansible 12 se puede variar en una variedad de maneras. Un método es variar la masa (por ejemplo, ancho y/o grosor) de los puntales a lo largo de la longitud del miembro expansible 12. Otro método es variar el tamaño de las estructuras celulares 26 a lo largo de la

longitud del miembro expansible 12. El uso de estructuras celulares más pequeñas proporcionará generalmente fuerzas radiales más altas que aquellas que son más grandes. Variar la fuerza radial ejercida a lo largo de la longitud del miembro expansible puede ser particularmente ventajoso para el uso en el atrapamiento y la retirada de obstrucciones embólicas. Por ejemplo, en una forma de realización, se hace que la fuerza radial en la sección distal de la parte del cuerpo principal 16 del miembro expansible 12 en su estado expandido sea mayor que la fuerza radial en la sección proximal de la parte del cuerpo principal 16. Tal configuración promueve una mayor expansión radial de la sección distal de la parte del cuerpo principal 16 en la obstrucción embólica en comparación con la sección proximal. Debido a que el miembro expansible 12 se tira proximalmente durante la extracción de la obstrucción embólica del paciente, la configuración anteriormente mencionada reducirá la probabilidad de desalojar partículas de la obstrucción embólica durante su extracción, en una forma de realización de alternativa, se hace que la fuerza radial en la sección proximal de la parte del cuerpo principal 16 del miembro expansible 12 en su estado expandido sea mayor que la fuerza radial en la sección distal de la parte del cuerpo principal 16. En todavía otra forma de realización, la parte del cuerpo principal 16 del miembro expansible 12 incluye una sección proximal, una sección central y una sección distal donde la fuerza radial en las secciones proximales y distales es mayor que la fuerza radial en la sección central cuando el miembro expansible 12 está en un estado expandido.

[0017] En formas de realización alternativas, como se ejemplifica en la figura 9, la parte del cuerpo principal 16 puede incluir una parte de diámetro aumentado o protuberancia 70 para mejorar la capacidad del miembro expansible para atrapar o cooperar de otra manera con una obstrucción embólica. En la figura 9, una única parte de diámetro aumentado 70 se proporciona en la sección central de la parte del cuerpo principal 16. En formas de realización alternativas, la parte de diámetro aumentado 70 se puede posicionar proximalmente o distalmente a la sección central. Todavía en otras formas de realización, se pueden proporcionar dos o más partes de diámetro aumentado 70 a lo largo de la longitud de la parte del cuerpo principal 16. En una implementación, las dos o más partes de diámetro aumentado 70 tienen esencialmente el mismo diámetro nominal fabricado. En otra implementación, la parte de diámetro aumentado más distal 70 tiene un diámetro nominal fabricado superior que las partes de diámetro aumentado dispuestas proximalmente. En formas de realización ejemplares alternativas, el diámetro nominal de la parte de diámetro aumentado 70 es de entre aproximadamente el 25,0 y aproximadamente el 45,0 por ciento mayor que el diámetro nominal de la parte del cuerpo principal. Por ejemplo, en una forma de realización, el diámetro expandido nominal de la parte del cuerpo principal 16 es de aproximadamente 3,0 milímetros y el diámetro nominal de la parte de diámetro aumentado 70 es de aproximadamente 4,0 milímetros. En otra forma de realización, el diámetro expandido nominal de la parte del cuerpo principal 16 es de aproximadamente 3,50 milímetros y el diámetro nominal de la parte de diámetro aumentado 70 es de aproximadamente 5,00 milímetros. En una forma de realización, la una o más partes de diámetro aumentado 70 se forman colocando un mandril expansible en el lumen interno de la parte del cuerpo principal 16 y expandiendo el mandril para crear la parte de diámetro aumentado 70 de un diámetro deseado. En otra forma de realización, una o más de las partes de diámetro aumentado 70 se forman colocando un mandril de un ancho y diámetro determinados en la parte del cuerpo principal 16 y luego comprimiendo el miembro expansible 12 de una manera que se cause que al menos una parte de la parte del cuerpo principal 16 sea empujada contra el mandril.

[0018] En una forma de realización, los elementos del puntal en la parte o partes de diámetro aumentado 70 tienen una proporción de dimensión de grosor y dimensión de ancho que es mayor que la proporción de grosor y ancho de los otros puntales en la parte del cuerpo principal 16. En todavía otra forma de realización, los elementos del puntal en la parte o partes de diámetro aumentado 70 tienen una proporción de dimensión de grosor y dimensión de ancho que es menor que la proporción de grosor y ancho de los otros puntales en la parte del cuerpo principal 16.

[0019] En una implementación, un segmento de hilo distal 50, que se fija al miembro expansible 12 o está íntegramente formado con él, se extiende distalmente desde el extremo distal 22 del miembro expansible 12 y se configura para asistir el guiado de la administración del miembro expansible al sitio de tratamiento de un paciente. La figura 2 muestra un segmento de hilo distal 50 en una forma de realización con una primera sección 52 de una sección transversal uniforme y una segunda sección 54 con una sección transversal que se estrecha distalmente. En una forma de realización ejemplar, la primera sección 52 tiene una longitud de aproximadamente 3,0 milímetros y una dimensión en sección transversal en el estado cortado de aproximadamente 0,1143 mm (0,0045 pulgadas) de aproximadamente 0,0762 mm (0,003 pulgadas), y mientras que la segunda sección 54 tiene una longitud de aproximadamente 4,0 milímetros y se estrecha a una dimensión en sección transversal más distal, en el estado cortado, de aproximadamente 0,0508 mm (0,002 pulgadas) en aproximadamente 0,0762 mm (0,003 pulgadas). El postpulido del dispositivo implica generalmente un proceso de grabado que típicamente da como resultado una reducción del 40% al 50% en las dimensiones de sección transversal según están cortadas. En otra forma de realización, como se representa en la figura 3, el segmento de hilo distal 50 se une mediante un miembro de muelle 57 de un diámetro constante y se equipa con una punta de distal atraumática 58. En formas de realización alternativas, el elemento de muelle 57 y/o la punta atraumática 58 se hacen o se recubren de un material radiopaco, tal como, por ejemplo, platino.



[0020] La figura 28b ilustra una construcción de segmento de hilo de distal alternativa. Como se representa, el segmento de hilo distal 4010 incluye una primera sección 4011a y una segunda sección 4011b, donde la segunda sección 4011b tiene un ancho W mayor que el ancho de la primera sección 4011a. En una implementación, una sección de transición reducida 4012 junta la primera y la segunda sección 4011a y 4011b. En una implementación, el ancho W de la segunda sección es de entre aproximadamente 0,0762 mm (0,003 pulgadas) y aproximadamente 0,1016 mm (0,004 pulgadas), donde la longitud L entre el extremo distal 4013 del miembro expansible 4014 y la segunda sección 4011b del segmento de hilo 4010 es de entre aproximadamente 0,381 mm (0,015 pulgadas) y aproximadamente 0,508 mm (0,020 pulgadas). Una ventaja de la inclusión de la segunda sección 4011b es que la mayor dimensión de ancho proporciona una mayor área de superficie para unir un segmento de bobina/muelle 57 al segmento de hilo 4010. En una implementación, la primera sección 4011a tiene una construcción circular o sustancialmente circular y la segunda sección 4011b tiene un perfil plano formado por una operación de presión/acuñación.

[0021] En un ejemplo, como se describe con más detalle a continuación, el miembro expansible 12 se administra al sitio de tratamiento de un paciente a través del lumen de un catéter de administración que se ha colocado previamente en el sitio de tratamiento. En una forma de realización alternativa, el dispositivo de tratamiento vascular 10 incluye una vaina que limita el miembro expansible 12 en un estado comprimido durante la administración al sitio de tratamiento y que es retráctil proximalmente para causar que el miembro expansible 12 adopte un estado expandido.

[0022] En una implementación, el miembro expansible 12 en el estado expandido es capaz de cooperar con una obstrucción embólica que reside en el sitio de tratamiento, por ejemplo, introduciéndose él mismo en la obstrucción, y es extraíble del paciente tirando de una parte del hilo flexible alargado 40 que reside fuera del paciente hasta que el miembro expansible 12 y al menos una parte de la obstrucción embólica se extraen del paciente.

[0023] El uso de elementos ondulatorios interconectados y fuera de fase 24 para crear al menos algunas de las estructuras celulares 26 en formas de realización alternativas proporciona diferentes ventajas. Primero, la naturaleza curvilínea de las estructuras celulares 26 mejora la flexibilidad del miembro expansible 12 durante su administración a través de la anatomía tortuosa del paciente al sitio de tratamiento. Además, la relación fuera de fase entre los elementos ondulatorios facilita una anidación más compacta de los elementos del miembro expansible que permite que el miembro expansible 12 consiga un diámetro comprimido muy pequeño. Una ventaja particular del modelo de puntal del miembro expansible mostrado en la figura 1A, y varias otras formas de realización descritas en este documento es que permiten la anidación secuencial de los elementos del miembro expansible, lo que permite que los miembros expansibles se desplieguen parcialmente o completamente y posteriormente se retiren en el lumen de un catéter de administración. La relación fuera de fase también produce una orientación diagonal de las estructuras celulares 26 que puede inducir una acción de retorcimiento a medida que el miembro expansible 12 transiciona entre el estado comprimido y el estado expandido que ayuda al miembro expansible a cooperar mejor con la obstrucción embólica. En formas de realización alternativas, las estructuras celulares 26 del miembro expansible 12 se disponen específicamente para producir una acción de retorcimiento deseada durante la expansión del miembro expansible 12. De esta manera, miembros expansibles diferentes cada uno con grados diferentes de acción de retorcimiento se pueden poner a disposición para tratar, por ejemplo, diferentes tipos de obstrucciones embólicas.

[0024] Para mejorar la visibilidad del dispositivo bajo fluoroscopia, el miembro expansible se puede recubrir completamente o parcialmente con un material radiopaco, tal como tungsteno, platino, platino/iridio, tantalio y oro. Alternativamente, o conjuntamente con el uso de un recubrimiento radiopaco, marcadores radiopacos 60 se pueden posicionar en los extremos distales y proximales 20 y 22 o cerca de ellos del dispositivo expansible y/o a lo largo de los segmentos de hilo proximales y distales 42 y 50 y/o en los segmentos de puntal del miembro expansible seleccionado. En una forma de realización, los marcadores radiopacos 60 son bobinas radiopacas, tales como bobinas de platino.

[0025] La figura 4A representa un dispositivo de tratamiento vascular 100 en una vista en planta bidimensional en otro ejemplo. En su configuración tubular fabricada y/o expandida, el dispositivo 100 tiene una construcción similar al dispositivo 10 mostrado en la figura 1B. Como el dispositivo 10 descrito anteriormente conjuntamente con las figuras 1A y 1B, el dispositivo 100 incluye un miembro autoexpansible 112 que se acopla a un hilo flexible alargado 140. El miembro expansible 112 incluye una parte de extremo proximal 114, una parte de cuerpo principal cilíndrica 116 y una parte de extremo distal 118. Como se ha mencionado anteriormente, la administración del miembro expansible 112 en su estado no expandido al sitio de tratamiento de un paciente se logra de una manera colocando el miembro expansible 112 en el extremo proximal de un catéter de administración y empujando el miembro expansible 112 a través del lumen del catéter de administración hasta que alcanza un extremo distal del catéter que ha sido previamente colocado en el sitio de tratamiento o a través del mismo. El hilo flexible alargado que se extiende proximalmente 140, que se fija o se acopla al extremo proximal 120 del miembro expansible, 112 se diseña para transmitir una fuerza de empuje aplicada al mismo a su punto de conexión con el miembro flexible alargado 112. Como se muestra en la figura 4A, y con más detalle en la figura 4B, el dispositivo 100 se puede distinguir de las diversas formas de realización del dispositivo 10

anteriormente descritas en que las estructuras celulares más proximales 128 y 130 en la parte de extremo proximal 114 incluyen elementos de puntal con una dimensión de ancho W1 mayor que la dimensión de ancho W2 de los otros elementos de puntal en el miembro expansible 112. Como se muestra, las secciones de pared más proximales 160, 162 y 164 de las estructuras celulares 128 se han hecho de puntales que tienen un ancho W1. Además, todos los puntales de la estructura celular más proximal 130 tienen un ancho aumentado W1. La inclusión y colocación de los puntales con ancho W1 proporciona diversas ventajas. Una ventaja es que permiten que la fuerza de empuje aplicada por el extremo distal del hilo alargado 140 al extremo proximal 120 del miembro alargado 112 sea distribuida más equitativamente alrededor de la circunferencia del miembro expansible 112 a medida que se va avanzando a través de la anatomía tortuosa de un paciente. La fuerza de empuje distribuida más equitativamente minimiza la formación de componentes de fuerza elevada localizados que de otro modo actuarían en el individuo o en múltiples elementos del puntal en el miembro expansible 112 para causarles que se deformen. También, mediante la inclusión de los puntales de ancho W1 en las regiones periféricas de la parte de extremo proximal 114, inhiben enormemente la tendencia de la parte de extremo proximal 114 a deformarse bajo la fuerza de empuje aplicada a la misma por el hilo alargado 140. En una forma de realización ejemplar, la dimensión de ancho cortado W1 es de aproximadamente 0,1143 mm (0,0045 pulgadas) y la dimensión de ancho cortado W2 es de aproximadamente 0,0762 mm (0,003 pulgadas). Como se ha mencionado anteriormente, el postpulido del dispositivo implica generalmente un proceso de grabado que produce típicamente de un 40 % a 50 % de reducción en las dimensiones de sección transversal cortadas.

[0026] Resulta importante indicar que, aunque la dimensión de ancho W1 se muestra como que es la misma entre todos los puntales que tienen un ancho aumentado, esto no se requiere. Por ejemplo, en una forma de realización, los segmentos de pared 158 pueden tener una dimensión de ancho aumentado mayor que la dimensión de ancho aumentado de los segmentos de pared 160, y los segmentos de pared 160 pueden tener una dimensión de ancho aumentado mayor que la dimensión de ancho aumentado de los segmentos de pared 162, y así sucesivamente. Además, los elementos de puntal interno 166 de la estructura celular más proximal 130 pueden tener una dimensión de ancho aumentado menor que las dimensiones de ancho aumentado de los puntales 158. También, en formas de realización alternativas, se puede mejorar la dimensión de grosor radial de los puntales 158, 160, 162, 164, etc. en lugar de la dimensión de ancho o en combinación con la misma.

[0027] En otra forma de realización, como se muestra en la figura 5, algunos de los elementos de puntal 180 en la parte de extremo distal 118 del miembro expansible 112 tienen una masa mayor que la de los otros puntales para resistir la deformación y la posible rotura de los puntales a medida que el dispositivo 100 se avanza a un sitio de tratamiento de un paciente. En la forma de realización mostrada, los puntales 180 se dimensionan para tener el mismo ancho que el segmento de hilo distal 150. En formas de realización alternativas, se puede mejorar la dimensión de grosor de los puntales 180 en lugar de la dimensión de ancho o en la combinación con la misma.

[0028] Las figuras 6A y 6B ilustran un dispositivo de tratamiento vascular 200 conforme a otro ejemplo. La figura 6A representa el dispositivo 200 en una vista en planta bidimensional como si el dispositivo estuviera cortado y colocado plano en una superficie. La figura 6B representa el dispositivo en su configuración tubular fabricada y/o expandida. El dispositivo 200 incluye un miembro expansible 212 con una parte de extremo proximal 214, una parte de cuerpo principal cilíndrica 216 y una parte de extremo distal 218 con un hilo flexible alargado 240 fijado o de otro modo acoplado al extremo proximal 220 del miembro expansible. La construcción del dispositivo 200 es similar al dispositivo 100 descrito anteriormente conjuntamente con las figuras 4A excepto en que los segmentos de pared proximal 260 de las estructuras celulares 228 y 230 comprenden puntales lineales o sustancialmente lineales, elementos vistos en la vista en planta bidimensional de la figura 6A. En una forma de realización, los elementos de puntal lineales 260 se alinean para formar segmentos de raíl continuo y sustancialmente lineales 270 que se extienden desde el extremo proximal 220 de la parte de extremo proximal 214 a un extremo más proximal de la parte de cuerpo principal 216 (nuevamente, como se ve en la vista en planta bidimensional de la figura 6A) y preferiblemente son de la misma longitud, pero pueden ser de diferentes longitudes. Cuando el modelo de la figura 6A se aplica para cortar con láser una estructura tubular, la configuración del miembro expansible resultante es como la que se muestra en la figura 6B. Como se muestra en la figura 6B, los segmentos de raíl 270 no son de hecho lineales, sino que son de una forma curvada y no ondulatoria. Esta configuración proporciona ventajosamente segmentos de raíl 270 desprovistos de ondulaciones, por lo que se aumenta la capacidad de los segmentos de raíl para distribuir fuerzas y resistir la deformación cuando una fuerza de empuje se aplica, en formas de realización preferidas alternativas, el ángulo  $\Theta$  entre el segmento de hilo 240 y los segmentos de raíl 270 varía entre aproximadamente 140 grados y aproximadamente 150 grados. En una forma de realización, uno o ambos de los segmentos de raíl lineales 270 tienen una dimensión de ancho W1 que es mayor que la dimensión de ancho de los segmentos de puntal adyacentes de las estructuras celulares 228 y 230. Una dimensión de ancho aumentado W1 de uno o ambos de los segmentos de raíl lineales 270 mejora además la capacidad de los segmentos de raíl para distribuir fuerzas y resistir la deformación cuando una fuerza de empuje se aplica. En otra implementación, uno o ambos de los segmentos de raíl lineales 270 se proporcionan con una dimensión de grosor aumentado, en lugar de una dimensión de ancho aumentado, para conseguir el mismo resultado o similar. En todavía una implementación alternativa, tanto las dimensiones del ancho y del grosor de uno o ambos de los segmentos de raíl lineales 270 se mejoran para conseguir los mismos resultados o similares. En todavía otra implementación, las dimensiones de ancho y/o grosor de cada uno de los segmentos de raíl 270 difieren de una manera que causa una compresión más igual de la parte de extremo

proximal 214 del miembro expansible 212 cuando se carga o se retira en un catéter de administración o vaina (no mostrado).

[0029] Las figuras 7A y 7B ilustran un dispositivo de tratamiento vascular 300 conforme a otro ejemplo. La figura 7A representa el dispositivo 300 en una vista en planta bidimensional como si el dispositivo estuviera cortado y colocado plano en una superficie. La figura 7B representa el dispositivo en su configuración tubular fabricada y/o expandida. El dispositivo 300 incluye un miembro expansible 312 con una parte de extremo proximal 314, una parte de cuerpo principal cilíndrica 316 y una parte de extremo distal 318 con un hilo flexible alargado 340 fijado o de otro modo acoplado al extremo proximal 320 del miembro expansible. La construcción del dispositivo 300 es similar al dispositivo 200 descrito anteriormente conjuntamente con las figuras 6A y 6B excepto en que la estructura celular más proximal 330 comprende una forma sustancialmente de diamante como se ve en el plano bidimensional de la figura 7A. La estructura celular en forma sustancialmente de diamante incluye un par de elementos de puntal externos 358 y un par de elementos de puntal internos 360, cada uno con una dimensión de ancho aumentado y/o de grosor aumentado como se ha discutido previamente conjuntamente con las formas de realización de las figuras 4 y 6. En formas de realización preferidas alternativas, los elementos de puntal internos 360 intersectan los elementos de puntal externos 358 en un ángulo  $\beta$  de entre aproximadamente 25,0 grados y aproximadamente 45,0 grados como se ve en la vista en planta bidimensional de la figura 7A. Mantener la orientación angular entre los puntales internos y externos dentro de este rango mejora la empujabilidad del miembro expansible 312 sin la ocurrencia de deformación y sin afectar sustancialmente a la capacidad del miembro expansible de adoptar un diámetro comprimido muy pequeño durante la administración.

[0030] En una forma de realización, los elementos de puntal internos 360 tienen una masa menor que la de los elementos de puntal externos 358 que les permite plegarse más fácilmente a medida que el miembro expansible 312 transiciona de un estado expandido a un estado comprimido. Esto ayuda a conseguir un diámetro comprimido muy pequeño, en otra forma de realización, como se muestra en la figura 7C, los elementos de puntal internos 360 se acoplan a los elementos de puntal externos 358 mediante elementos curvados 361 que permiten que los elementos de puntal internos 360 se flexionen más fácilmente cuando el miembro expansible 312 se comprime a su posición de administración.

[0031] La figura 8 ilustra un ejemplo alternativo de un dispositivo de tratamiento vascular 400. El dispositivo 400 tiene una construcción similar a la del dispositivo 200 representado en las figuras 6A y 6B con la excepción de que el miembro expansible 412 del dispositivo 400 se conecta a su parte de extremo proximal 414 con dos hilos flexibles alargados que se extienden distalmente 440 y 441, como se ilustra, el hilo 440 se fija o se acopla de otro modo al extremo más proximal 420 de la parte de extremo proximal 414, mientras que el hilo 441 se fija o se acopla de otro modo al extremo más distal 422 de la parte de extremo proximal 414 en la junta con el segmento de rail 470. En todavía otra forma de realización, un hilo flexible alargado adicional (no mostrado) se puede fijar al extremo más distal 424. El uso de dos o más hilos flexibles alargados 440 y 441 para proporcionar fuerzas de empuje a la parte de extremo proximal 414 del miembro alargado 412 distribuye ventajosamente la fuerza de empuje aplicada a la parte de extremo proximal 414 a más de un punto de fijación.

[0032] La figura 10 ilustra una vista en planta bidimensional de un dispositivo de tratamiento vascular 500 en otro ejemplo. En la forma de realización de la figura 10, el miembro expansible 512 incluye una pluralidad de elementos ondulatorios generalmente longitudinales 524 con elementos ondulatorios adyacentes que están fuera de fase el uno con el otro y conectados de una manera que formen una pluralidad de estructuras celulares dispuestas diagonalmente 526. El miembro expansible 512 incluye una parte cilíndrica 516 y una parte de extremo distal 518 donde las estructuras celulares 526 en la parte de cuerpo principal 516 se extienden continuamente y circunferencialmente alrededor de un eje longitudinal 530 del miembro expansible 512. Las estructuras celulares 526 en la parte de extremo distal 518 se extienden menos que circunferencialmente alrededor del eje longitudinal 530 del miembro expansible 512. Fijados o acoplados de otro modo a cada una de las estructuras celulares más proximales 528 están hilos flexibles alargados que se extienden proximalmente 540. El uso de múltiples hilos flexibles alargados 540 permite que la fuerza de empuje aplicada al extremo proximal del miembro expansible 512 sea distribuida más equitativamente alrededor de su circunferencia proximal, en otra forma de realización, aunque no mostrada en la figura 10, los elementos de puntal más proximales 528 tienen un ancho y/o grosor mayor que los puntales en las otras partes del miembro expansible 512. Tal característica contribuye además a que la fuerza de empuje sea distribuida equitativamente alrededor de la circunferencia del miembro expansible 512 y también inhibe la deformación de los elementos de puntal que reciben directamente la fuerza de empuje.

[0033] Las figuras 11A y 11B ilustran otro ejemplo de un dispositivo de tratamiento vascular 600. La figura 11A representa el dispositivo 600 en una vista en planta bidimensional como si el dispositivo estuviera cortado y colocado plano en una superficie. La figura 11B representa el dispositivo en su configuración tubular fabricada y/o expandida. En la forma de realización de las figuras 11A y 11B, el miembro expansible 612 incluye una pluralidad de elementos ondulatorios generalmente longitudinales 624 con elementos ondulatorios adyacentes que se interconectan mediante una pluralidad de conectores curvados 628 para formar una pluralidad de estructuras celulares cerradas 626 dispuestas en la longitud del miembro expansible 612. En el ejemplo mostrado, el miembro expansible 612 incluye una parte de extremo proximal 614 y una parte cilíndrica 616 donde

las estructuras celulares 626 en la parte cilíndrica 616 se extienden continuamente y circunferencialmente alrededor de un eje longitudinal 630 del miembro expansible 612. Las estructuras celulares 626 en la parte de extremo proximal 614 se extienden menos que circunferencialmente alrededor del eje longitudinal 630 del miembro expansible 612. En una forma de realización alternativa, el miembro expansible 612 incluye una parte de extremo proximal, una parte de cuerpo principal cilíndrica y una parte de extremo distal, al igual que el miembro expansible 12 representado en las figuras 1A y 1B. En tal forma de realización, las estructuras celulares 626 en la parte de extremo distal del miembro expansible se extienden menos que circunferencialmente alrededor del eje longitudinal 630 del miembro expansible 612 de modo similar a la parte de extremo de extremo proximal 614 mostrada en la figura 11A. Además, se aprecia que los miembros expansibles de las figuras 1A, 4A, 6A, 7A, 7C, 10, 14, 15 y 19-24 se pueden modificar en cierto modo para eliminar la parte de extremo distal (por ejemplo, la parte de extremo distal 18 en la figura 1A) de modo que exista solo una parte de extremo proximal y una parte de cuerpo principal como las de la figura 11A.

[0034] La figura 12 ilustra un dispositivo de tratamiento vascular 700 conforme a otro ejemplo. La figura 12 representa el dispositivo 700 en una vista en planta bidimensional como si el dispositivo estuviera cortado y colocado plano en una superficie. En la forma de realización de la figura 12, el miembro expansible 712 incluye una pluralidad de elementos ondulatorios generalmente longitudinales 724 con elementos ondulatorios adyacentes que se interconectan mediante una pluralidad de conectores curvados 728 para formar una pluralidad de estructuras celulares cerradas 726 dispuestas en la longitud del miembro expansible 712. En la forma de realización mostrada, el miembro expansible 712 incluye una parte cilíndrica 716 y una parte de extremo distal 718 donde las estructuras celulares 726 en la parte cilíndrica 716 se extienden continuamente y circunferencialmente alrededor de un eje longitudinal 730 del miembro expansible 712. Las estructuras celulares 726 en la parte de extremo distal 718 se extienden menos que circunferencialmente alrededor del eje longitudinal 730 del miembro expansible 712. De modo similar al descrito conjuntamente con el ejemplo de la figura 10, fijados o acoplados de otro modo a cada una de las estructuras celulares más proximales 728 están hilos flexibles alargados que se extienden proximalmente 740. Esta disposición permite que la fuerza de empuje aplicada al extremo proximal del miembro expansible 712 sea distribuida más equitativamente alrededor de su circunferencia proximal, en otra forma de realización, aunque no mostrada en la figura 12, los elementos de puntal más proximales 730 tienen un ancho y/o grosor mayor que los puntales en las otras partes del miembro expansible 712. Tal característica contribuye además a que a la fuerza de empuje se distribuya equitativamente alrededor de la circunferencia del miembro expansible 712 y también inhibe la deformación de los elementos de puntal que reciben directamente la fuerza de empuje.

[0035] Como se ha discutido previamente, en uso, los miembros expansibles de la presente invención se avanzan a través de la anatomía vascular tortuosa de un paciente a un sitio de tratamiento, tal como una obstrucción embólica, en un estado no expandido o comprimido de un primer diámetro nominal y son móviles desde el estado no expandido a un estado radialmente expandido de un segundo diámetro nominal mayor que el primer diámetro nominal para el despliegue en el sitio de tratamiento. Una manera de administrar y desplegar el miembro expansible 912 en el sitio de una obstrucción embólica 950 se muestra en las figuras 13A a 13C. Como se muestra en la figura 13A, un catéter de administración 960 con un lumen interno 962 se avanza al sitio de la obstrucción embólica 950 de modo que su extremo distal 964 se sitúe distal a la obstrucción. Después de que el catéter de administración 960 esté en posición en la obstrucción embólica 950, el dispositivo de retirada 900 se coloca en el catéter de administración introduciendo el miembro expansible 912 en un extremo proximal del catéter de administración (no mostrado) y luego avanzando el miembro expansible 912 a través del lumen 962 del catéter de administración aplicando una fuerza de empuje al hilo flexible alargado 940. Mediante el uso de marcas radiopacas y/o recubrimientos posicionados en el catéter de administración 960 y el dispositivo 900, el miembro expansible 912 se sitúa en el extremo distal del catéter de administración 960 como se muestra en la figura 13B de modo que la parte de cuerpo principal 916 esté alineada longitudinalmente con la obstrucción 950. El despliegue del miembro expansible 912 se consigue retirando proximalmente el catéter de administración 960 mientras se sujeta el miembro expansible 912 en una posición fija como se muestra en la figura 13C. Una vez que el miembro expansible 912 se ha desplegado a una posición expandida en la obstrucción 950, el miembro expansible 912 se retrae, junto con el catéter de administración 960, a una posición fuera del paciente. En un ejemplo, el miembro expansible 912 se retrae primero parcialmente para cooperar con el extremo distal 964 del catéter de administración 960 antes de retraer completamente los dispositivos del paciente.

[0036] En un ejemplo, una vez que el miembro expansible 912 se expande en la obstrucción 950, se deja morar allí durante un periodo de tiempo para crear un canal de perfusión a través de la obstrucción que provoca que la obstrucción sea lisada por el flujo sanguíneo resultante que pasa a través de la obstrucción. En tal ejemplo, no es necesario que el miembro expansible 912 capture una parte de la obstrucción 950 para retirarla fuera del paciente. Cuando una suficiente parte de la obstrucción 950 se ha lisado para crear un canal de flujo deseado a través de la obstrucción, o la extracción completa de la obstrucción se consigue mediante el flujo sanguíneo resultante, el miembro expansible 912 puede retirarse en el catéter de administración 960 y posteriormente extraerse del paciente.

[0037] En otro ejemplo, el miembro expansible 912 se expande en la obstrucción 950 y se deja morar allí durante un periodo de tiempo para crear un canal de perfusión a través de la obstrucción que provoca que se actúe en la

obstrucción mediante el flujo resultante de una manera que hace que la obstrucción embólica sea capturable más fácilmente por el miembro expansible y/o la hace más fácilmente extraíble de la pared del vaso del paciente. Por ejemplo, el flujo sanguíneo creado a través de la obstrucción embólica se puede hacer fluir a través de la obstrucción durante un periodo de tiempo suficiente para cambiar la morfología de la obstrucción que hace que sea más fácilmente capturada por el miembro expansible y/o la hace más fácilmente extraíble de la pared del vaso. Como en el método precedente, la creación de flujo sanguíneo a través de la obstrucción 950 también actúa para preservar el tejido. En un ejemplo, el flujo sanguíneo a través de la obstrucción se puede utilizar para lisar la obstrucción. Sin embargo, en este método modificado, el lisado de la obstrucción se realiza con motivo de preparar la obstrucción para ser más fácilmente capturada por el miembro expansible 912. Cuando la obstrucción 950 se ha preparado debidamente, por ejemplo, creando una obstrucción 950 de un diámetro interno nominal deseado, el miembro expansible 912 se despliega del extremo distal 964 del catéter de administración 940 para causar que coopere con la obstrucción. La extracción de la totalidad, o una parte, de la obstrucción 950 del paciente se realiza entonces, de una manera similar a la anteriormente descrita.

[0038] En todavía otro ejemplo, una vez que el miembro expansible 912 se ha administrado y expandido dentro de la obstrucción 950, se puede separar desde el hilo alargado 940 para la colocación permanente en el paciente. En tal ejemplo, la manera en la que el hilo alargado 940 se fija al miembro expansible 932 permite que los dos componentes estén separados el uno del otro. Esto se puede conseguir, por ejemplo, mediante el uso de un enclavamiento mecánico o una junta electrolítica erosionable entre el miembro expansible 912 y el hilo alargado 940.

[0039] Como se describe en este documento, los miembros expansibles de las diversas formas de realización pueden o no incluir segmentos de hilo distales que se fijan a sus extremos distales. En formas de realización preferidas alternativas, los dispositivos de tratamiento vascular que se configuran para colocar permanentemente un miembro expansible en el sitio de una obstrucción embólica no incluyen segmentos de hilo distales fijados a los extremos distales de los miembros expansibles.

[0040] Una ventaja asociada a los modelos celulares del miembro expansible de la presente invención es que la retirada de los miembros expansibles mediante la aplicación de una fuerza de tracción en el hilo flexible de hilo alargado proximal insta a los miembros expansibles a adoptar un diámetro expandido menor mientras se están retirando del paciente, lo que disminuye así la probabilidad de herida a la pared del vaso. También, durante la retirada del coágulo, a medida que el perfil de los miembros expansibles se reduce, las estructuras celulares se colapsan y pellizcan el coágulo para aumentar la eficacia de la retirada del coágulo. Otra ventaja es que los modelos celulares permiten que los miembros expansibles se retraigan en el lumen del catéter de administración después de haberse desplegado parcialmente o completamente. Como tal, si en cualquier momento dado se determina que el miembro expansible se ha desplegado parcialmente o completamente en una ubicación inapropiada, se puede retraer en el extremo distal del catéter de administración y reposicionarse en la ubicación correcta.

[0041] Con referencia a la figura 14, se muestra una versión modificada del dispositivo de tratamiento vascular 200 de la figura 6A que incluye elementos de puntal finos 280 que intersectan al menos algunas de las estructuras celulares 226 situadas en la parte de cuerpo principal cilíndrica 216 del miembro expansible 212. Los elementos de puntal finos 280 se dimensionan para tener un ancho inferior a los elementos de puntal 282 que forman las estructuras celulares 226. En formas de realización ejemplares alternativas, los elementos de puntal 280 tienen una dimensión de ancho cortado o pulido que es de entre aproximadamente 25 % y aproximadamente 50 % menor que la respectiva dimensión de ancho cortado o pulido de los puntales 262. Cuando se usa con el fin de eliminar el coágulo, un fin de los puntales finos 280 es mejorar la capacidad del miembro expansible para cooperar con una obstrucción embólica y capturarla. Esto se realiza en virtud de diferentes factores. Primero, las dimensiones más finas de ancho de los puntales 280 hacen más fácil que los puntales penetren la obstrucción. Segundo, actúan para pellizcar partes de la obstrucción atrapada contra los elementos del puntal externos y más amplios 282 a medida que el miembro expansible se despliega en la obstrucción. Tercero, se pueden utilizar para mejorar localmente las fuerzas radiales que actúan sobre la obstrucción. Resulta importante indicar que el uso de elementos del puntal finos 280 no está limitado al uso dentro de estructuras celulares 226 que residen en la parte de cuerpo principal cilíndrica 216 del miembro expansible 212. Se pueden posicionar estratégicamente en cualquiera o en la totalidad de las estructuras celulares del miembro expansible. Además, resulta importante indicar que el uso de elementos de puntal finos 280 no está limitado a la forma de realización de las figuras 6, pero son aplicables a todas las diversas formas de realización descritas en este documento. Finalmente, en formas de realización ejemplares alternativas, como se muestra en la figura 15, se proporcionan múltiples elementos de puntal finos 280 dentro de una o más de las estructuras celulares 226, y también se pueden usar conjuntamente con estructuras celulares que tienen un elemento de puntal fino único y/o estructuras celulares completamente desprovistas de elementos de puntal finos.

[0042] En el tratamiento de aneurismas, cuando el dispositivo de tratamiento se usa con el fin de desviar el flujo, la densidad de las estructuras celulares 226 es suficiente para desviar eficazmente el flujo lejos de la bolsa de la aneurisma. En formas de realización alternativas, en lugar de, o en combinación con ajustar la densidad de las estructuras celulares 226, los elementos de puntal intermedios similares a los elementos de puntal 280 de las

figuras 14 y 15 se utilizan para aumentar la superficie de pared eficaz del miembro expansible. En estas formas de realización, los elementos de puntal intermedios pueden tener iguales, menores, mayores, o cualquier combinación de las mismas, características dimensionales de los puntales de las estructuras celulares. Por el contrario, en formas de realización alternativas para el uso en el tratamiento de aneurismas para el fin de colocar bobinas u otras estructuras similares en la bolsa de la aneurisma, el tamaño de las estructuras celulares 226 es suficiente para facilitar el pasaje de las bobinas a través de las estructuras celulares.

[0043] La figura 16 ilustra un dispositivo de tratamiento según el ejemplo de las figuras 6A y 6B, donde la empujabilidad del miembro expansible 212 durante su avance al sitio de tratamiento de un paciente se mejora mediante la inclusión de un segmento de hilo interno 241 que se extiende entre el extremo proximal 220 y el extremo distal 222 del miembro expansible 212. De esta manera, la fuerza de empuje aplicada por el hilo alargado 240 se transmite a los extremos distales y proximales del dispositivo expansible. El segmento de hilo interno puede ser un elemento discreto que se fija a los extremos distales y proximales del miembro expansible, o puede preferiblemente ser una coextensión del hilo flexible alargado 240. Durante la administración del miembro expansible 212 al sitio de tratamiento en su estado comprimido, el segmento de hilo interno 241 asume una configuración sustancialmente recta o lineal para distribuir adecuadamente al menos una parte de la fuerza de empuje al extremo distal 222 del miembro expansible. Cuando el miembro expansible 212 se expande, tiende a escorzarse causando holgura en el segmento de hilo interno 241 que forma una hélice orientada a lo largo en el miembro expansible como se muestra en la figura 16. La ventaja adicional de la técnica asociada al uso del segmento de hilo interno 241 es que la formación de la hélice interna tras la expansión del miembro expansible 212 asiste en la captura de la obstrucción embólica.

[0044] En una forma de realización alternativa, como se muestra en la figura 17, la empujabilidad del miembro expansible 212 durante su avance al sitio de tratamiento de un paciente se mejora mediante la inclusión de un segmento de hilo externo 243 que se extiende entre el extremo proximal 220 y el extremo distal 222 del miembro expansible 212. De esta manera, la fuerza de empuje aplicada por el hilo alargado 240 se transmite a los extremos distales y proximales del dispositivo expansible. El segmento de hilo externo puede ser un elemento discreto que se fija a los extremos distales y proximales del miembro expansible, o puede preferiblemente ser una coextensión del hilo flexible alargado 240. Durante la administración del miembro expansible 212 al sitio de tratamiento en su estado comprimido, el segmento de hilo externo 243 asume una configuración sustancialmente recta o lineal para distribuir adecuadamente al menos una parte de la fuerza de empuje al extremo distal 222 del miembro expansible. Cuando el miembro expansible 212 se expande, tiende a escorzarse causando holgura en el segmento de hilo externo 243 como se muestra en la figura 17. Una ventaja adicional asociada al uso del segmento de hilo externo 243 es que actúa directamente en la obstrucción mientras el miembro expansible 212 se expande para asistir en la cooperación y la captura de la obstrucción embólica.

[0045] En otra forma de realización, un dispositivo de captura de émbolos distales 251 se dispone en el segmento de hilo distal 250, o se fija de otro modo al extremo distal 222, del miembro expansible 212 como se muestra en la figura 18. La función del dispositivo de captura de émbolos distales 251 es capturar émbolos que se pueden desalojar de la obstrucción embólica durante la expansión del miembro expansible 212 o durante su extracción del paciente para prevenir la embolización distal. En la figura 18, el dispositivo de captura de émbolos distales se muestra como una bobina. En formas de realización alternativas, cestas, filtros embólicos u otros dispositivos de captura de émbolos distales se pueden fijar al extremo distal 222 o segmento de hilo distal 250 del miembro expansible 12.

[0046] Nuevamente, como con las formas de realización de las figuras 14 y 15, resulta importante indicar que las características descritas conjuntamente con las figuras 16, 17 y 18 no se limitan a la forma de realización de las figuras 6, sino que son aplicables a todas las diversas formas de realización descritas en este documento.

[0047] La figura 19 ilustra otro ejemplo de un conducto corporal o dispositivo de tratamiento vascular 1000. La figura 19 representa un dispositivo 1000 en una vista en planta bidimensional como si el dispositivo estuviera cortado y colocado plano en una superficie. El dispositivo 1000 incluye un miembro expansible 3032 con una parte de extremo proximal 1024, una parte de cuerpo principal cilíndrica 1026 y una parte de extremo distal 1028 con un hilo flexible alargado 1014 fijado o acoplado de otro modo al extremo proximal 1020 del miembro expansible. La construcción del dispositivo 1000 es similar al dispositivo 200 descrito anteriormente conjuntamente con la figura 6A excepto en que las estructuras celulares 1018 y 1019 en la parte de extremo proximal 1024 se disponen simétricamente más cerca que las estructuras celulares en la parte de extremo proximal 214 del dispositivo 200. La disposición simétrica más sustancial de las estructuras celulares en la parte de extremo proximal 1024 del dispositivo 1000 facilita la carga o la retirada del miembro expansible 1012 en un lumen de un catéter de administración o vaina (no mostrado) causando que la parte de extremo proximal 1024 colapse más uniformemente durante la compresión. Los segmentos de pared proximal 1016 de las estructuras celulares 1018 y 1019 comprenden elementos de puntal lineales o sustancialmente lineales como se ve en la vista en planta bidimensional de la figura 19. En una forma de realización, los elementos de puntal lineales 1016 se alinean para formar segmentos de raíl continuos y sustancialmente lineales 1017 que se extienden desde el extremo proximal 1020 de la parte de extremo proximal 1024 a un extremo más proximal de la parte de cuerpo principal 1026 (nuevamente, como se ve en la vista en planta bidimensional de la figura 19) y preferiblemente

son de la misma longitud. En formas de realización alternativas, el ángulo  $\Theta$  entre el segmento de hilo 1014 y los segmentos de raíl 1017 varía entre aproximadamente 140 grados y aproximadamente 150 grados. En una forma de realización, uno o ambos de los segmentos de raíl lineales 1017 tienen una dimensión de ancho  $W_1$  que es mayor que la dimensión de ancho de los segmentos de puntal adyacentes de las estructuras celulares 1018 y/o 1019 y/o 1030. Una dimensión de ancho aumentado  $W_1$  de uno o ambos de los segmentos de raíl lineales 1017 mejora además la capacidad de los segmentos de raíl para distribuir fuerzas y resistir la deformación cuando una fuerza de empuje se les aplica. En otra implementación, uno o ambos de los segmentos de raíl lineales 1017 se proporcionan con una dimensión de grosor aumentado, en lugar de una dimensión de ancho aumentado, para conseguir el mismo resultado o similar. En todavía en una implementación alternativa, las dimensiones tanto de ancho como de grosor de uno o ambos de los segmentos de raíl lineales 1017 se mejoran para conseguir los mismos resultados o similares. En todavía otra implementación, las dimensiones de ancho y/o grosor de cada uno de los segmentos de raíl 1017 difieren de una manera que causa una compresión más equitativa de la parte de extremo proximal 1024 del miembro expansible 1012 cuando se colapsa a medida que se carga o se retira en un catéter de administración o vaina.

[0048] Aunque la descripción que sigue se refiere al ejemplo de la figura 19, resulta importante indicar que la provisión de una ranura como se contempla en las formas de realización de las figuras 20-22 es aplicable a todos los dispositivos de tratamiento vascular descritos en este documento, y sus numerosas formas de realización y modificaciones de las mismas.

[0049] Centrándose ahora en la figura 20, el dispositivo de tratamiento 3000 de la figura 19 se representa con una ranura longitudinal 1040 que se extiende desde el extremo proximal 1020 al extremo distal 1022 del miembro expansible 1012. La ranura 1040 permite que las estructuras celulares 1018, 1019 y 1030 se muevan en relación la una con la otra de una manera que inhibe la deformación de los elementos de puntal individuales 1032 del miembro expansible 1012 durante la compresión del miembro expansible 1012 a medida que se carga o se retira en un catéter de administración o vaina. En formas de realización alternativas, la ranura 1040 se extiende menos que la longitud total del miembro expansible 1012 y se dispone para inhibir la deformación de los elementos de puntal importantes estratégicamente que además afectan a la capacidad del miembro expansible para cargarse o retirarse eficazmente en un catéter de administración o vaina. Por ejemplo, en una forma de realización, la ranura 1040 se proporciona solo en la parte de extremo proximal 1024 del miembro expansible 1012 donde la probabilidad de deformación o plegado de los puntales 1032 es muy probable que ocurra. En todavía otra forma de realización, la ranura 1040 se proporciona en la parte de extremo proximal 1024 y la parte de cuerpo principal cilíndrica 1026 del miembro expansible 1012.

[0050] La figura 21 ilustra el dispositivo de tratamiento 1000 de la figura 19 con una ranura dispuesta diagonalmente/en espiral 1050 que se extiende toda la circunferencia del miembro expansible 1012. En una forma de realización, como se ilustra en la figura 21, la ranura en espiral 1050 se origina en la posición distal, o en un punto adyacente a la posición distal, de la parte de extremo proximal 1024 del miembro expansible 1012. Con respecto a las formas de realización que tienen segmentos de raíl lineales, tales como los segmentos de raíl lineales 1017 de la figura 19, la ranura en espiral 1050 se origina en la posición distal 1021 de uno de los segmentos de raíl lineales 1017, o en un punto adyacente distalmente a la posición distal 1021, como se muestra en la figura 21. El análisis de los diversos dispositivos de tratamiento vascular descritos en este documento ha demostrado que la ocurrencia de la deformación tiende a ocurrir en los elementos de puntal adyacentes situados en las posiciones distales de las partes de extremo proximal de los miembros expansibles. Este fenómeno se exagera en los miembros expansibles que tienen partes de extremo proximal con segmentos de raíl lineales. Por esta razón, y con referencia a la figura 21, el punto de origen de la ranura en espiral 1050 se localiza en una posición distal 1021 o adyacente a la misma de uno de los segmentos de raíl lineales 1017. Una ventaja de la configuración de la ranura dispuesta diagonalmente y/o en espiral de la figura 21 es que se origina donde la deformación tiende a originarse y además inhibe la deformación de los elementos de puntal 1032 a lo largo de la longitud del miembro expansible 1012. Como se muestra en la figura 22, en formas de realización alternativas, la ranura 1050 se extiende diagonalmente solo a lo largo de una parte de la circunferencia de la parte de cuerpo principal cilíndrica 1026 del miembro expansible 1012. En la forma de realización de la figura 22, la ranura 1050 se origina en la posición distal 1021 del segmento de raíl lineal 1017. En formas de realización alternativas, donde la deformación de los elementos de puntal individuales 1032 se origina en un punto diferente del punto distal de la parte de extremo proximal 1024 del miembro expansible 1012, el punto de origen de la ranura 1050 se localiza en el punto de origen de la deformación (ausente la ranura 1050) y se extiende en una dirección longitudinal distalmente desde el mismo.

[0051] La figura 23 ilustra otro ejemplo de un dispositivo de tratamiento vascular o de conducto corporal 2000. La figura 23 representa un dispositivo 2000 en una vista en planta bidimensional como si el dispositivo estuviera cortado y colocado plano en una superficie. El dispositivo 2000 incluye un miembro autoexpansible 2012 que se fija o acopla de otro modo a un hilo flexible alargado 2040 que se extiende proximalmente desde el miembro expansible 2012. En una forma de realización, el miembro expansible 2012 se hace de material con memoria de forma, tal como Nitinol, y se corta preferiblemente con láser a partir de un tubo. En una forma de realización, el miembro expansible 2012 tiene un segmento de hilo que se extiende proximalmente formado íntegramente 2042 que se usa para juntar el hilo flexible alargado 2040 al miembro expansible 2012. En tal forma de realización, el

hilo flexible 2040 se puede juntar al segmento de hilo 2042 mediante el uso de soldadura, una suelda, un adhesivo, u otro método de fijación conocido. En una forma de realización alternativa, el extremo distal del hilo flexible 2040 se fija directamente a un extremo proximal 2020 del miembro expansible 2012.

5 [0052] En el ejemplo de la figura 23, el miembro expansible 2012 incluye una pluralidad de elementos  
ondulatorios generalmente longitudinales 2024 con elementos ondulatorios adyacentes que se acoplan el uno al  
otro de una manera que se forme una pluralidad de estructuras celulares alineadas circunferencialmente 2026. El  
miembro expansible 2012 incluye una parte de extremo proximal 2013, una parte de cuerpo principal cilíndrica  
10 2014 y una parte de extremo distal 2015 donde las estructuras celulares 2026 en la parte de cuerpo principal  
2014 se extienden continuamente y circunferencialmente alrededor de un eje longitudinal 2032 del miembro  
expansible 2012. Las estructuras celulares en la parte de extremo proximal 2013 y la parte de extremo distal  
2015 se extienden menos que circunferencialmente alrededor del eje longitudinal 2032 del miembro expansible  
2012. Los segmentos de pared proximales 2016 de las estructuras celulares 2027, 2028, 2029 y 2030  
15 comprenden elementos de puntal lineales o sustancialmente lineales como se ve en la vista en planta  
bidimensional de la figura 23. En una forma de realización, los elementos de puntal lineales 2016 se alinean para  
formar segmentos de raíl continuos y sustancialmente lineales 2017 que se extienden desde el extremo proximal  
2020 de la parte de extremo proximal 2013 a un extremo más proximal de la parte de cuerpo principal 2014  
(nuevamente, como se ve la vista en planta bidimensional de la figura 23) y preferiblemente son de la misma  
20 longitud. Como se ha descrito anteriormente conjuntamente con las figuras 6A y 6B, los segmentos de raíl 2017  
no son de hecho lineales, sino que son de una forma curvada y no ondulatoria. Esta configuración proporciona  
ventajosamente segmentos de raíl 2017 desprovistos de ondulaciones, lo que mejora así la capacidad de los  
segmentos de raíl para distribuir fuerzas y resistir la deformación cuando una fuerza de empuje se les aplica. En  
formas de realización preferidas alternativas, el ángulo  $\Theta$  entre el segmento de hilo 2042 o 2040, cualquiera que  
25 sea el caso, y los segmentos de raíl 2017 varía entre aproximadamente 140 grados y aproximadamente 150  
grados. En una forma de realización, los segmentos de raíl lineales 2017 tienen una dimensión de ancho que es  
mayor que la dimensión de ancho de los segmentos de puntal adyacentes de las estructuras celulares 2027 y/o  
2028 y/o 2029 y/o 2030 y/o 2026. Un ancho aumentado de los segmentos de raíl lineales 2017 mejora además la  
capacidad de los segmentos para distribuir fuerzas y resistir la deformación cuando una fuerza de empuje se  
30 aplica al miembro expansible. En otra implementación, los segmentos de raíl lineales 2017 se proporcionan con  
una dimensión de grosor aumentado, en lugar de una dimensión de ancho aumentado, para conseguir el mismo  
resultado o similar. En todavía una implementación alternativa, las dimensiones tanto del ancho y como del  
grosor de los segmentos de raíl lineales 2017 se mejoran para conseguir los mismos resultados o similares.

35 [0053] En una forma de realización, el ancho y/o grosor de los elementos de puntal internos 2080 de la estructura  
celular más proximal 2027 se mejora también para resistir la deformación de estos elementos mientras el  
miembro expansible se empuja a través de una vaina o catéter de administración. En una forma de realización  
ejemplar, los anchos nominales "cortados" de los elementos de puntal aumentados 2016 y 2080 son de  
aproximadamente 0,1143 mm (0,0045 pulgadas), mientras que el ancho nominal "cortado" de los otros  
40 elementos de puntal es de aproximadamente 0,0762 mm (0,003 pulgadas).

45 [0054] Las figuras 24A y 24B ilustran otro ejemplo de un dispositivo de tratamiento vascular 3000. La figura 24A  
representa un dispositivo 3000 en una vista en planta bidimensional como si el dispositivo estuviera cortado y  
colocado plano en una superficie. La figura 24B representa el dispositivo en su configuración tubular fabricada  
y/o expandida. El diseño general del dispositivo 3000 es similar al diseño del dispositivo 2000 representado y  
anteriormente descrito en referencia a la figura 23. La diferencia primaria entre los dos diseños se sitúa en la  
50 proporción de longitud "L" y ancho "W" de las estructuras celulares 2026, 2027, 2028, 2029 y 2030. Las  
proporciones de longitud y ancho de las estructuras celulares de la figura 24A son generalmente mayores que las  
proporciones de longitud y ancho de las estructuras celulares respectivas de la figura 23. Como se ilustra, las  
longitudes "L" de las estructuras celulares del dispositivo de la figura 24A, en la configuración "cortada" son  
generalmente mayores que las longitudes de las estructuras celulares respectivas de la figura 23, mientras que  
55 los anchos "W" de las estructuras celulares del dispositivo de la figura 24.A son menores generalmente que el  
ancho de las estructuras celulares respectivas de la figura 23. Como resultado, las pendientes de los elementos  
de puntal individuales 2040 en las estructuras celulares de la figura 24A son menores generalmente que las  
pendientes de los elementos de puntal respectivos en las estructuras celulares de la figura 23. Al reducir la  
pendiente de los elementos de puntal 2040 y dejar las otras características dimensionales y materiales  
60 constantes, se reduce la fuerza radial eficaz a lo largo de la longitud de los puntales 2040. El efecto de tal  
reducción es que la suma de los componentes de fuerza axial a lo largo de las líneas A-A del dispositivo de la  
figura 24 coincide más estrechamente con la suma de los componentes de fuerza radial a lo largo de las líneas  
B-B en comparación con el dispositivo de la figura 23. A través de experimentación, los inventores han  
descubierto que una proporción de longitud y ancho de estructura celular "cortada" mayor que aproximadamente  
2,0, y una proporción de longitud y ancho de estructura celular "expandida" mayor que aproximadamente 1,25,  
65 resultaron ventajosamente en una distribución de fuerza radial longitudinal a lo largo de la longitud del miembro  
expansible 2012 que mejoró la capacidad del miembro expansible de ser empujado a través y de retirarse en un  
lumen de un catéter de administración.



[0055] Las figuras 26, 27A y 27B ilustran otro ejemplo de un miembro expansible 5000. El miembro expansible 5000 incluye una pluralidad de elementos ondulatorios generalmente longitudinales 5024 con elementos ondulatorios adyacentes que están fuera de fase el uno con el otro y conectados de una manera que formen una pluralidad de estructuras celulares dispuestas diagonalmente 5026 dispuestas angularmente entre aproximadamente 40,0 y aproximadamente 50,0 grados respecto la una de la otra. En una implementación, las estructuras celulares se desplazan diagonalmente a lo largo de una línea de 45,0 grados. El miembro expansible 5000 incluye una parte de extremo proximal 5014, una parte de cuerpo principal cilíndrica 5016 y una parte de extremo distal 5018 donde las estructuras celulares 5026 en la parte de cuerpo principal 5016 se extienden continuamente y circunferencialmente alrededor de un eje longitudinal del miembro expansible 5000. Las estructuras celulares 5026 en la parte de extremo proximal 5014 y la parte de extremo distal 5018 se extienden menos que circunferencialmente alrededor del eje longitudinal del miembro expansible 5000. En una implementación, el miembro expansible tiene un diámetro no expandido o plegado nominal de aproximadamente 1,0 milímetros y un diámetro implantable máximo diseñado de aproximadamente 4,0 milímetros.

[0056] En una forma de realización, el miembro expansible 5000 tiene una dimensión de longitud total A de aproximadamente  $36,0 \pm 2,0$  milímetros con la parte de cuerpo principal 5016 con una longitud P de aproximadamente  $19,0 \pm 2,0$  milímetros. En una implementación, la dimensión de ancho del puntal N y la dimensión de grosor O en la parte de cuerpo principal 5016 son de aproximadamente  $0,0543 \text{ mm} \pm 0,01016 \text{ mm}$  ( $0,0021 \pm 0,0004$  pulgadas) y aproximadamente  $0,08128 \text{ mm} \pm 0,0127 \text{ mm}$  ( $0,0032 \pm 0,0005$  pulgadas), respectivamente, mientras que la dimensión de ancho del puntal L de los raíles proximales 5030 es de aproximadamente  $0,09906 \text{ mm} \pm 0,01016 \text{ mm}$  ( $0,0039 \pm 0,004$  pulgadas).

[0057] En uso, el miembro expansible 5000 se avanza a través de la anatomía vascular o conducto corporal tortuoso de un paciente a un sitio de tratamiento en un estado no expandido o comprimido (no mostrado) de un primer diámetro nominal y se mueve desde el estado no expandido a un estado radialmente expandido de un segundo diámetro nominal mayor que el primer diámetro nominal para el despliegue en el sitio de tratamiento. En formas de realización ejemplares alternativas, el primer diámetro nominal (por ejemplo, el diámetro medio de la parte de cuerpo principal 5016) varía entre aproximadamente 0,4318 mm (0,017 pulgadas) y aproximadamente 0,762 mm (0,030 pulgadas), mientras que el segundo diámetro nominal (por ejemplo, el diámetro medio de la parte de cuerpo principal 5016) es de entre aproximadamente 2,5 y aproximadamente 5,0 milímetros, en una implementación, las características dimensionales y materiales de las estructuras celulares 5026 que residen en la parte de cuerpo principal 5016 del material y 5000 se seleccionan para producir suficiente fuerza radial e interacción de contacto para obligar a las estructuras celulares 5026 a cooperar con una obstrucción embólica que reside en el vascular de una manera que permita la extracción parcial o completa de la obstrucción embólica del paciente. En otras formas de realización, las características dimensionales y materiales de las estructuras celulares 5026 en la parte de cuerpo principal 5016 se seleccionan para producir una fuerza radial por unidad de longitud de entre aproximadamente 0,005 N/mm y aproximadamente 0,050 N/mm, preferible de entre aproximadamente 0,010 N/mm y aproximadamente 0,050 N/mm, y más preferiblemente de entre aproximadamente 0,030 N/mm y aproximadamente 0,050 N/mm. En una forma de realización, el diámetro de la parte de cuerpo principal 5016 en un estado implantado completamente expandido diseñado es de aproximadamente 4,0 milímetros con el modelo celular, donde las dimensiones del puntal y el material se seleccionan para producir una fuerza radial de entre aproximadamente 0,030 N/mm y aproximadamente 0,050 N/mm cuando el diámetro de la parte de cuerpo principal se reduce a 1,5 milímetros. En la misma forma de realización o en una alternativa, el modelo celular, las dimensiones del puntal y el material (los materiales) se seleccionan para producir una fuerza radial de entre aproximadamente 0,010 N/mm y aproximadamente 0,020 N/mm cuando el diámetro de la parte de cuerpo principal se reduce a 3,0 milímetros.

[0058] En una implementación, como se muestra en el gráfico de la figura 29, las estructuras celulares se construyen para tener características dimensionales y materiales para crear una fuerza radial general ejercida a lo largo de la longitud del miembro expansible 5000 de entre aproximadamente 1,50 N y aproximadamente 2,50 N cuando el miembro expansible 5000 está en el estado comprimido o plegado. Una reducción general de aproximadamente -1,5 N a aproximadamente -3,5 N en la fuerza radial a lo largo de la longitud del miembro expansible por milímetro de expansión ocurre durante aproximadamente un rango diametral de expansión de 0,50 mm inicial del estado comprimido o plegado. Después del rango diametral de expansión de aproximadamente 0,5 mm, ocurre una reducción general de aproximadamente -0,10 N a aproximadamente -0,50 N en la fuerza radial a lo largo de la longitud del miembro expansible por milímetro de expansión hasta que se consigue un valor de fuerza radial no cero si y cuando se consigue el diámetro implantado máximo diseñado. Ventajosamente, el miembro expansible 5000 ejerce una fuerza radial relativamente alta durante su expansión inicial para mejorar la probabilidad de que los puntales del miembro expansible cooperen con una obstrucción en el conducto de un paciente tras el despliegue inicial del dispositivo, además, el ritmo en el que la fuerza radial disminuye es inicialmente mucho mayor durante la expansión inicial del dispositivo que durante la expansión posterior. En el ejemplo representado por la figura 29, el nivel inicial de reducción en la fuerza radial durante aproximadamente los 0,5 mm de expansión es de aproximadamente 20,0 a 30,0 veces mayor que el ritmo de reducción durante las expansiones posteriores. Una ventaja de esta característica de fuerza radial es que se pueden conseguir valores altos de fuerza radial durante el despliegue inicial del miembro expansible para mejorar la integración de los puntales del miembro expansible en la obstrucción del conducto con una gran

reducción posterior en la fuerza radial después de la expansión inicial, donde la gran reducción facilita o aumenta la capacidad de la obstrucción para ser extraída del conducto del paciente sin complicaciones y con interacciones adversas limitadas con el conducto (por ejemplo, menos daño a la pared del conducto, etc.). Otra ventaja de las características de fuerza radial representada en la figura 29 es que, durante las expansiones posteriores, el ritmo de reducción en la fuerza radial sobrante a lo largo de la longitud del miembro expansible se reduce de una manera de tipo lineal a un ritmo muy reducido que proporciona una previsibilidad del nivel de la fuerza radial que se está ejerciendo en los diferentes diámetros del miembro expansible. También, ventajosamente, la fuerza radial ejercida por el miembro expansible se diseña para conseguir un valor distinto de cero cuando el miembro expansible está a un diámetro implantable máximo diseñado.

[0059] La figura 30 ilustra dispositivos de retirada de coágulo 6000 según otros ejemplos donde, entre otras características, los elementos de puntal de los segmentos de raíl 6001 y 6002 tienen dimensiones de ancho variable. La figura 30 representa un dispositivo de retirada de coágulo en una vista en planta bidimensional como si el dispositivo estuviera cortado y colocado plano en una superficie. La figura 30 representa el dispositivo en su configuración fabricada (cortada). En una implementación, el segmento de raíl 6001 transiciona de una dimensión de ancho máximo en su extremo proximal 6014 o cerca del mismo a una dimensión de ancho mínimo en su extremo distal 6015 o cerca del mismo. De una manera semejante, el segmento de raíl 6002 transiciona de una dimensión de ancho máximo en su extremo proximal 6014 o cerca del mismo a una dimensión de ancho mínimo en su extremo distal 6016 o cerca del mismo. Como se ha discutido previamente, las dimensiones de ancho de los segmentos de raíl se seleccionan para mejorar su capacidad para distribuir fuerzas y para resistir la deformación cuando una fuerza de empuje se aplica al extremo proximal 6014 del dispositivo de tratamiento vascular. En algunas implementaciones, el cambio de porcentaje entre la dimensión de ancho de raíl máximo y la dimensión de ancho de raíl mínimo es entre aproximadamente el 20,0 % y aproximadamente el 50,0 %. En otras implementaciones, el cambio de porcentaje entre la dimensión de ancho de raíl máximo y la dimensión de ancho de raíl mínimo es de entre aproximadamente el 25,0 % y aproximadamente el 45,0 %. En otras implementaciones, el cambio de porcentaje entre la dimensión de ancho de raíl máximo y la dimensión de ancho de raíl mínimo es de entre aproximadamente el 35,0 % y aproximadamente el 45,0 %. En una implementación ejemplar, la dimensión de ancho de los segmentos de raíl transiciona de una dimensión de ancho máximo de aproximadamente 0,011938 mm  $\pm$  0,01016 mm (0,0047  $\pm$  0,0004 pulgadas) a una dimensión de ancho mínimo de aproximadamente 0,06858 mm  $\pm$  0,01016 mm (0,0027  $\pm$  0,0004 pulgadas). En otra implementación ejemplar, la dimensión de ancho de los segmentos de raíl transiciona de una dimensión de ancho máximo de aproximadamente 0,011938 mm  $\pm$  0,01016 mm (0,0047  $\pm$  0,0004 pulgadas) a una dimensión de ancho mínimo de aproximadamente 0,0889 mm  $\pm$  0,01016 mm (0,0035  $\pm$  0,0004 pulgadas). En otra implementación ejemplar, la dimensión de ancho de los segmentos de raíl transiciona de una dimensión de ancho máximo de aproximadamente 0,011938 mm  $\pm$  0,01016 mm (0,0047  $\pm$  0,0004 pulgadas) a una dimensión de ancho mínimo de aproximadamente 0,09398 mm  $\pm$  0,01016 mm (0,0037  $\pm$  0,0004 pulgadas). Como se ha mencionado anteriormente, el postpulido de los dispositivos generalmente implica un proceso de grabado que produce típicamente una reducción del 40 % al 50 % en las dimensiones de sección transversal cortadas.

[0060] Aunque la figura 30 representa segmentos de raíl desprovistos de ondulaciones, tal y como se ha descrito anteriormente en este documento, se aprecia que segmentos de raíl tales como los mostrados en las figuras 1A y 4A también se contemplan. Además, se aprecia que cualquier número de rasgos y/o características diferentes de las características de ancho de raíl descritas anteriormente de los dispositivos de tratamiento vascular previamente descritos en este documento respecto a las figuras 1 a 29 (por ejemplo, dimensionales, espaciales, relacionales, etc.) se puede incorporar en un dispositivo de retirada de coágulo 6000 según la figura 30.

[0061] En algunas implementaciones, el ancho de los raíles 6001 y 6002 se estrecha a lo largo de su longitud (o una parte de la misma) de una manera sustancial uniforme y menguante. En algunas implementaciones, partes discretas de los raíles tienen una dimensión de ancho sustancialmente uniforme con reducciones transicionales que se usan para juntar partes de raíl de anchos diferentes. En algunas implementaciones, partes discretas de los raíles tienen una dimensión de ancho sustancialmente uniforme con transiciones escalonadas entre partes de raíl de anchos diferentes. En otras implementaciones, se utilizan dos o más de los métodos transicionales de ancho precedentes. Aunque no se requiere, es preferible que las transiciones de ancho ocurran en partes a lo largo de los puntales de raíl diferentes de una junta de los puntales (por ejemplo, las juntas 6030).

[0062] En algunas implementaciones, tal y como se ha descrito anteriormente, los puntales 6012 y 6013 de la estructura celular más proximal 6018 también tienen una dimensión de ancho aumentado que puede ser igual o menor que la dimensión de ancho de raíl máximo con el fin de aumentar la empujabilidad del dispositivo de retirada de coágulo a medida que se avanza a través de la anatomía tortuosa de un paciente. En algunas implementaciones, menos que toda la longitud de los puntales 6012 y 6013 se proporciona con una dimensión de ancho aumentado. Por ejemplo, en algunas implementaciones se extiende una parte de ancho aumentado desde un extremo más proximal de los puntales 6012 y 6013 y termina a una distancia antes de la junta 6026. La configuración de los puntales 6012 y 6033 también se puede alterar de maneras previamente descritas.

[0063] Con referencia continuada a la figura 30, en implementaciones ejemplares la totalidad o partes de los puntales 6003 y 6004 (y opcionalmente la totalidad o las partes proximales de los puntales 6005 y 6006) tienen

dimensiones de ancho de entre aproximadamente 0,1143 mm (0,0045 pulgadas) y aproximadamente 0,127 mm (0,0050 pulgadas), la totalidad o partes de los puntales 6007 y 6008 (y opcionalmente la totalidad o las partes distales de los puntales 6005 y 6006) tienen dimensiones de ancho de entre aproximadamente 0,0889 mm (0,0035 pulgadas) y aproximadamente 0,0914 mm (0,0036 pulgadas), la totalidad o partes de los puntales 6009 y 6010 (y opcionalmente la totalidad o las partes distales de los puntales 6007 y 6008) tienen dimensiones de ancho de entre aproximadamente 0,06858 mm (0,0027 pulgadas) y aproximadamente 0,0889 mm (0,0035 pulgadas), y con una parte sustancial de los elementos de puntal en las partes restantes del dispositivo (partes A, B y C) que tienen dimensiones de ancho de entre aproximadamente 0,06858 mm (0,0027 pulgadas) y aproximadamente 0,08636 mm (0,0034 pulgadas). En una o más de las implementaciones inmediatamente precedentes, la dimensión de ancho de los puntales 6012 y 6013 es de entre aproximadamente 0,08382 mm (0,0033 pulgadas) y aproximadamente 0,12 mm (0,0047 pulgadas), y preferiblemente de entre aproximadamente 0,08382 mm (0,0033 pulgadas) y aproximadamente 0,1016 mm (0,0040 pulgadas). Se debe apreciar que las dimensiones descritas en toda esta divulgación se refieren a implementaciones ejemplares y también se someten a las tolerancias de fabricación habituales. Las variaciones en las dimensiones son posibles y se contemplan.

[0064] Aunque no se requiere, es preferible que las transiciones de ancho ocurran en partes a lo largo de los propios puntales en vez de en una junta de los puntales (por ejemplo, las juntas 6030 y 6032).

[0065] En una implementación ejemplar, los puntales 6003-6006 tienen una dimensión de ancho de aproximadamente 0,1194 mm (0,0047 pulgadas), los puntales 6007, 6008 y una parte proximal de puntal 6010 tienen una dimensión de ancho de aproximadamente 0,0914 mm (0,0036 pulgadas), los puntales 6009, 6011 y una parte distal de puntal 6010 tienen una dimensión de ancho de aproximadamente 0,0889 mm (0,0035 pulgadas), los puntales 6012-6013 tienen una dimensión de ancho de aproximadamente 0,0914 mm (0,0036 pulgadas), donde la totalidad o una parte sustancial de los elementos de puntal restantes del dispositivo de tratamiento tienen una dimensión de ancho de aproximadamente 0,06858 mm (0,0027 pulgadas).

[0066] El análisis ha mostrado que la región de reducción proximal de los dispositivos de tratamiento de la figura 30 posee buenas características de transmisión de fuerza junto con buenas características de fuerza radial que proporcionan buen revestimiento y rerevestimiento de la parte de reducción proximal en una vaina introductora y/o catéter de administración.

[0067] En otra implementación ejemplar, los puntales 6003-6006 tienen una dimensión de ancho de aproximadamente 0,1194 mm (0,0047 pulgadas), los puntales 6007, 6008 y una parte proximal de puntal 6010 tienen una dimensión de ancho de aproximadamente 0,0914 mm (0,0036 pulgadas), los puntales 6009, 6011 y una parte distal de puntal 6010 tienen una dimensión de ancho de aproximadamente 0,0889 mm (0,0035 pulgadas), los puntales 6012-6013 tienen una dimensión de ancho de aproximadamente 0,0914 mm (0,0036 pulgadas), donde los elementos de puntal restantes en la sección A del dispositivo de retirada de coágulo tienen una dimensión de ancho de aproximadamente 0,08382 mm (0,0033 pulgadas) y los elementos de puntal restantes generalmente situados en las secciones B y C del dispositivo de retirada de coágulo tienen una dimensión de ancho de aproximadamente 0,06858 mm (0,0027 pulgadas). La dimensión de ancho aumentado de los puntales en la sección A reduce ventajosamente la probabilidad de deformación de los puntales en la región de reducción proximal del dispositivo de retirada de coágulo y también aumenta la fuerza radial de la región de reducción proximal.

[0068] En otra implementación ejemplar, los puntales 6003-6006 tienen una dimensión de ancho de aproximadamente 0,1194 mm (0,0047 pulgadas), los puntales 6007, 6008 y una parte proximal de puntal 6010 tienen una dimensión de ancho de aproximadamente 0,0914 mm (0,0036 pulgadas), los puntales 6009, 6011 y una parte distal de puntal 6010 tienen una dimensión de ancho de aproximadamente 0,0889 mm (0,0035 pulgadas), donde los elementos de puntal restantes en la sección D del dispositivo de tratamiento tienen una dimensión de ancho de aproximadamente 0,08382 mm (0,0033 pulgadas) y los elementos de puntal restantes de las secciones B y C del dispositivo de tratamiento tienen una dimensión de ancho de aproximadamente 0,06858 mm (0,0027 pulgadas). La dimensión de ancho aumentado de los puntales en la sección A reduce ventajosamente la probabilidad de deformación de los puntales en la región de reducción proximal del dispositivo de retirada de coágulo durante su administración a un sitio de tratamiento de un paciente y también aumenta la fuerza radial de la región de reducción proximal.

[0069] En otra implementación ejemplar, los puntales 6003-6006 tienen una dimensión de ancho de aproximadamente 0,1194 mm (0,0047 pulgadas), los puntales 6007, 6008 y una parte proximal de puntal 6010 tienen una dimensión de ancho de aproximadamente 0,0914 mm (0,0036 pulgadas), los puntales 6009, 6011 y una parte distal de puntal 6010 tienen una dimensión de ancho de aproximadamente 0,0889 mm (0,0035 pulgadas), los puntales 6012-6013 tienen una dimensión de ancho de aproximadamente 0,0914 mm (0,0036 pulgadas), donde los elementos de puntal generalmente situados en la sección C del dispositivo de retirada de coágulo tienen una dimensión de ancho de aproximadamente 0,08382 mm (0,0033 pulgadas), y los elementos de puntal restantes de las secciones A y B del dispositivo de retirada de coágulo tienen una dimensión de ancho de aproximadamente 0,06858 mm (0,0027 pulgadas). La dimensión de ancho aumentado de los puntales en la sección C reduce ventajosamente la probabilidad de deformación de los puntales en la región de reducción distal

del dispositivo de retirada de coágulo durante su administración a un sitio de tratamiento de un paciente. La dimensión de ancho aumentado también aumenta la fuerza radial de la región de reducción proximal que mejora la capacidad de la región de reducción distal para permanecer abierta mientras el dispositivo de retirada de coágulo se retira de un paciente. Esta característica es particularmente ventajosa cuando el dispositivo de retirada de coágulo se usa para extraer el coágulo en tanto que permite que la sección de reducción distal permanezca abierta y barra las partes restantes del coágulo cuando el dispositivo de retirada de coágulo se está retirando del paciente.

[0070] Según algunas implementaciones, los dispositivos de retirada de coágulo 6000 según la figura 30 se cortan con láser a partir de un tubo con un diámetro interno de aproximadamente 2,667 milímetros y un grosor de pared de entre aproximadamente 0,102 milímetros y aproximadamente 0,126 milímetros. En uso, un dispositivo de retirada de coágulo 6000 según una implementación del mismo mostrada en la figura 30 se avanza a través de la anatomía vascular o conducto corporal tortuoso de un paciente a un sitio de tratamiento en un estado no expandido o comprimido de un primer diámetro nominal y se mueve del estado no expandido a un estado radialmente expandido de un segundo diámetro nominal mayor que el primer diámetro nominal para el despliegue en el sitio de tratamiento. En formas de realización ejemplares alternativas, el segundo diámetro nominal (por ejemplo, diámetro medio de la parte de cuerpo principal) es de aproximadamente  $4,0 \pm 0,5$  milímetros. En alguna implementación, las características dimensionales y materiales de las estructuras celulares 6020 que residen generalmente en el cuerpo principal (sección B) del material expansible se seleccionan para producir suficiente fuerza radial e interacción de contacto para obligar a las estructuras celulares 6020 a cooperar con una obstrucción embólica/coágulo que reside en el vascular de una manera que permita la extracción parcial o completa de la obstrucción embólica del paciente.

[0071] En algunas implementaciones, las características dimensionales y materiales de los elementos a lo largo de la longitud y del dispositivo de retirada se seleccionan para producir una fuerza radial por unidad de longitud de entre aproximadamente 0,030 N/mm y aproximadamente 0,055 N/mm cuando el diámetro exterior del dispositivo de retirada se restringe a 1,5 milímetros. En algunas implementaciones, las características dimensionales y materiales de los elementos a lo largo de la longitud expansible se seleccionan para producir una fuerza radial por unidad de longitud de entre aproximadamente 0,035 N/mm y aproximadamente 0,050 N/mm cuando el diámetro exterior del dispositivo de retirada se restringe a 1,5 milímetros. En algunas implementaciones, las características dimensionales y materiales de los elementos a lo largo de la longitud expansible se seleccionan para producir una fuerza radial por unidad de longitud de entre aproximadamente 0,037 N/mm y aproximadamente 0,049 N/mm cuando el diámetro exterior del dispositivo de retirada se restringe a 1,5 milímetros. Entre las mismas implementaciones o implementaciones alternativas, las características dimensionales y materiales de los elementos a lo largo de la longitud expansible del dispositivo de retirada se seleccionan para producir una fuerza radial de entre aproximadamente 0,010 N/mm y aproximadamente 0,020 N/mm cuando el diámetro nominal de la parte de cuerpo principal es de aproximadamente  $3,0 \pm 0,5$  milímetros.

[0072] En las implementaciones de la figura 30, muchas de las estructuras celulares (excluyendo aquellas formadas al menos parcialmente por los segmentos de raíl 6001 y 6002) se muestran con formas similares con la mayor parte de la estructura celular que incluye un par de puntales cortos 6022 y un par de puntales largos 6023. Según algunas implementaciones, el área de las celdillas es de aproximadamente  $4,00 \pm 0,5 \text{ mm}^2$ . En una implementación ejemplar, las áreas celulares son de aproximadamente  $4,2 \text{ mm}^2$ . En implementaciones ejemplares, los puntales cortos 6022 tienen una longitud de entre aproximadamente 2,032 mm (0,080 pulgadas) y aproximadamente 2,54 mm (0,100 pulgadas), los puntales largos 6023 tienen una longitud de entre aproximadamente 3,3 mm (0,130 pulgadas) y aproximadamente 3,56 mm (0,140 pulgadas) para producir una disposición celular escalonada alrededor de la circunferencia del dispositivo de tratamiento. En algunas implementaciones, la longitud total de la parte y del dispositivo de retirada de coágulo es de entre aproximadamente 35,0 y aproximadamente 45,0 milímetros con la parte de cuerpo principal (sección B) con una longitud de aproximadamente 20,0 a aproximadamente 25,0 milímetros. En una forma de realización ejemplar, la longitud total de la parte y del dispositivo de retirada de coágulo es de aproximadamente 42,7 milímetros donde la parte de cuerpo principal (sección B) tiene una longitud de aproximadamente 21,7 milímetros y las regiones de reducción proximales y distales tienen una longitud de aproximadamente 12,4 milímetros y aproximadamente 8,6 milímetros, respectivamente.

[0073] La figura 31 ilustra dispositivos de retirada de coágulo 6050 según otras implementaciones donde, entre otros rasgos, los elementos de puntal de los segmentos de raíl 6051 y 6052 tienen dimensiones de ancho variable. El dispositivo de retirada de coágulo 6050 se adapta particularmente para el tratamiento de vasos/conducto de pequeño diámetro. En una implementación, como se muestra en la figura 31, la circunferencia de la parte de cuerpo principal (sección A) comprende tres estructuras celulares 6080, pero no se limita a tal construcción. La figura 31 representa el dispositivo de tratamiento de retirada de coágulo 6050 en una vista en planta bidimensional como si el dispositivo estuviera cortado y colocado plano en una superficie. La figura 31 representa el dispositivo en su configuración fabricada (cortada). En una implementación, el segmento de raíl 6051 transiciona de una dimensión de ancho máximo en su extremo proximal 6053 o cerca del mismo a una dimensión de ancho mínimo en su extremo distal 6054 o cerca del mismo. De una manera semejante, el segmento de raíl 6052 transiciona de una dimensión de ancho máximo en su extremo proximal 6053 o cerca del

mismo a una dimensión de ancho mínimo en su extremo distal 6055 o cerca del mismo. Como se ha discutido previamente, las dimensiones de ancho de los segmentos de raíl se seleccionan para mejorar su capacidad para distribuir fuerzas y para resistir la deformación cuando una fuerza de empuje se aplica al extremo proximal 6053 del dispositivo de tratamiento vascular. En algunas implementaciones, el cambio de porcentaje entre la dimensión de ancho de raíl máximo y la dimensión de ancho de raíl mínimo es de entre aproximadamente el 20,0 % y aproximadamente el 30,0 %, y preferiblemente de entre aproximadamente el 20 % y aproximadamente el 25 %. En una implementación ejemplar, la dimensión de ancho de los segmentos de raíl transiciona de una dimensión de ancho máximo de aproximadamente 0,1194 mm  $\pm$  0,01016 mm (0,0047  $\pm$  0,0004 pulgadas) a una dimensión de ancho mínimo de aproximadamente 0,0914 mm  $\pm$  0,01016 mm (0,0036  $\pm$  0,0004 pulgadas).

[0074] Aunque la figura 31 representa segmentos de raíl 6053 y 6052 que están desprovistos de ondulaciones, tal y como se ha descrito anteriormente en este documento, se aprecia que los segmentos de raíl tales como los mostrados en las figuras 1A y 4A también se contemplan. Además, se aprecia que cualquier número de los rasgos y/o características diferentes de las características de ancho de raíl descritas anteriormente en este documento respecto a las figuras 1 a 29 (por ejemplo, dimensionales, espaciales, relacionales, etc.) se pueden incorporar en un dispositivo de retirada de coágulo 6050 según la figura 31.

[0075] En algunas implementaciones, el ancho del raíl 6051 y 6052 se reduce a lo largo de su longitud (o una parte de la misma) de una manera sustancial uniforme y menguante. En algunas implementaciones, partes discretas de los raíles tienen una dimensión de ancho sustancialmente uniforme con solo reducciones transicionales usadas para juntar partes de raíl de anchos diferentes. En algunas implementaciones, partes discretas de los raíles tienen una dimensión de ancho sustancialmente uniforme con transiciones escalonadas entre partes de raíl de anchos diferentes. En otras implementaciones, se utilizan dos o más de los métodos transicionales de ancho precedentes. Aunque no se requiere, es preferible que las transiciones de ancho ocurran en partes a lo largo de los puntales de raíl diferentes de las juntas de puntal (por ejemplo, las juntas 6064).

[0076] En algunas implementaciones, los puntales 6056 y 6057 de la estructura celular más proximal también tienen dimensiones de ancho aumentado que pueden ser iguales o menores que la dimensión de ancho de raíl máximo con el fin de mejorar la empujabilidad del dispositivo de retirada de coágulo a medida que se avanza a través de la anatomía tortuosa de un paciente. En algunas implementaciones, menos que la longitud total de los puntales 6056 y 6057 se proporcionan con una dimensión de ancho aumentado. Por ejemplo, en algunas implementaciones, una parte de ancho aumentado se extiende desde un extremo más proximal de los puntales 6056 y 6057 y termina a una distancia antes de la junta 6058. Además, la configuración de los puntales 6056 y 6057 también se puede alterar de las maneras previamente descritas.

[0077] Con referencia continuada a la figura 31, en implementaciones ejemplares, las partes de raíl 6060 y 6061 tienen dimensiones de ancho de aproximadamente 0,1194 mm (0,0047 pulgadas) y las partes de raíl 6062 y 6063 tienen dimensiones de ancho de aproximadamente 0,0914 mm (0,0036 pulgadas), donde una parte sustancial de los elementos de puntal en las partes restantes del dispositivo 6050 tienen una dimensión de ancho de aproximadamente 0,0686 mm (0,0027 pulgadas). En otras implementaciones ejemplares, las partes de raíl 6060 y 6061 tienen dimensiones de ancho de aproximadamente 0,1194 mm (0,0047 pulgadas) y las partes de raíl 6062 y 6063 tienen dimensiones de ancho de aproximadamente 0,0914 mm (0,0036 pulgadas), donde los puntales en una parte distal 6070 del dispositivo (ilustrados con líneas discontinuas) tienen una dimensión de ancho de aproximadamente 0,0584 mm (0,0023 pulgadas) y una mayoría de los puntales restantes tienen una dimensión de ancho de aproximadamente 0,0686 mm (0,0027 pulgadas). La dimensión de ancho reducido de la parte distal 6070 produce una región de fuerza radial inferior que en vasos o conductos más pequeños minimiza las interacciones superficiales entre la parte distal 6070 y el vaso/conducto para prevenir o minimizar la ocurrencia de daño a la pared del vaso/conducto mientras el dispositivo de retirada de coágulo se retira proximalmente de un paciente.

[0078] El análisis ha mostrado que la región de reducción proximal de los dispositivos de retirada de coágulo 6050 posee buenas características de transmisión de fuerza junto con buenas características de fuerza radial que proporcionan buen revestimiento y rerevestimiento de la parte de reducción proximal en una vaina introductora y/o catéter de administración.

[0079] Según algunas implementaciones, los dispositivos de retirada de coágulo 6050 según la figura 31 se cortan con láser a partir de un tubo con un diámetro interno de aproximadamente 2,130 milímetros y un grosor de pared de entre aproximadamente 0,104 milímetros y aproximadamente 0,128 milímetros. En uso, un dispositivo de retirada de coágulo 6050 según una implementación del mismo mostrado en la figura 31 se avanza a través de la anatomía vascular o conducto corporal tortuoso de un paciente a un sitio de tratamiento en un estado no expandido o comprimido de un primer diámetro nominal y se mueve del estado no expandido a un estado radialmente expandido de un segundo diámetro nominal mayor que el primer diámetro nominal para el despliegue en el sitio de tratamiento. En formas de realización ejemplares alternativas, el segundo diámetro nominal (por ejemplo, diámetro medio de la parte de cuerpo principal) es de aproximadamente 3,0  $\pm$  0,5 milímetros. En alguna implementación, las características dimensionales y materiales de las estructuras celulares

6080 que residen en la parte del cuerpo principal (sección A) se seleccionan para producir suficiente fuerza radial e interacción de contacto para obligar a las estructuras celulares 6080 a cooperar con una obstrucción embólica que reside en el vascular de una manera que permita la extracción parcial o completa de la obstrucción embólica del paciente.

5

[0080] En algunas implementaciones, las características dimensionales y materiales de los elementos a lo largo de la longitud y del dispositivo de retirada se seleccionan para producir una fuerza radial por unidad de longitud de entre aproximadamente 0,015 N/mm y aproximadamente 0,035 N/mm cuando el diámetro exterior del dispositivo de retirada se restringe a 1,5 milímetros. En algunas implementaciones, las características dimensionales y materiales de los elementos a lo largo de la longitud y se seleccionan para producir una fuerza radial por unidad de longitud de entre aproximadamente 0,017 N/mm y aproximadamente 0,033 N/mm cuando el diámetro exterior del dispositivo de retirada se restringe a 1,5 milímetros. Entre las mismas implementaciones o implementaciones alternativas, las características dimensionales y materiales de los elementos a lo largo de la longitud y del dispositivo de retirada se seleccionan para producir una fuerza radial de entre aproximadamente 0,010 N/mm y aproximadamente 0,020 N/mm cuando el diámetro nominal de la parte de cuerpo principal es de aproximadamente  $2,0 \pm 0,5$  milímetros.

10

15

[0081] En las implementaciones de la figura 31, muchas de las estructuras celulares (excluyendo aquellas formadas al menos parcialmente por segmentos de raíl 6051 y 6052) se muestran con formas similares con la mayor parte de la estructura celular que incluye un par de puntales cortos 6081 y un par de puntales largos 6082 que se juntan mediante regiones conectoras 6083. En implementaciones ejemplares (como se muestra en las figuras 32A-C), los puntales cortos 6081 tienen una longitud lineal L1 de aproximadamente  $1,397 \text{ mm} \pm 0,254 \text{ mm}$  ( $0,055 \pm 0,010$  pulgadas), los puntales largos 6082 tienen una longitud lineal, L3, de aproximadamente  $3,25 \text{ mm} \pm 0,254 \text{ mm}$  ( $0,128 \pm 0,010$  pulgadas) y las regiones conectoras 6083 tienen una longitud lineal, L3, de aproximadamente  $0,94 \text{ mm} \pm 0,254 \text{ mm}$  ( $0,0371 \pm 0,010$  pulgadas). En una o más implementaciones, las estructuras celulares 6080 tienen un área de aproximadamente  $4,5 \text{ mm}^2$  a aproximadamente  $5,5 \text{ mm}^2$ . En una implementación ejemplar, las estructuras celulares 6080 tienen un área de aproximadamente  $5,0 \text{ mm}^2$ . En implementaciones ejemplares, la longitud total de la parte y del dispositivo de retirada de coágulo es de entre aproximadamente 25,0 milímetros y aproximadamente 35,0 milímetros donde la parte de cuerpo principal (sección A) tiene una longitud de entre aproximadamente 10,0 milímetros y aproximadamente 15,0 milímetros. En una implementación ejemplar, la longitud total de la parte y del dispositivo de retirada de coágulo es de aproximadamente 30,7 milímetros con la parte de cuerpo principal (sección A) con una longitud de aproximadamente 13,1 milímetros y las regiones de reducción proximales y distales con una longitud de aproximadamente 10,9 milímetros y aproximadamente 6,7 milímetros, respectivamente.

20

25

30

35

[0082] Centrándose ahora en la figura 33A, se representa una implementación alternativa a los dispositivos de retirada de coágulo descritos anteriormente conjuntamente con la figura 30. Las figuras 33B y 33C ilustran vistas superiores y laterales tridimensionales ejemplares de los dispositivos de retirada de coágulo 7000 de la figura 33A. Las secciones del dispositivo de tratamiento 7000 que se identifican generalmente como regiones F. y G son en muchos aspectos similares, y en algunos casos las mismas, a las mismas regiones generales de los dispositivos de retirada de coágulo 6000 anteriormente descritos. Como un ejemplo, la dimensión de ancho de los puntales generalmente situados en la región G pueden en implementaciones diferentes tomar valores diferentes para establecer cualquiera de una variedad de características de reducción distal deseadas como se ha descrito anteriormente. Además, la región E puede adoptar cualquiera de una variedad de implementaciones como se ha descrito previamente arriba conjuntamente con los dispositivos de retirada de la figura 30. Como se muestra en la figura 33A, los tamaños de las estructuras celulares 7002 situadas en una región central F del dispositivo 7000 son mayores que aquellos en las implementaciones de los dispositivos 6000 anteriormente descritos. Una ventaja de la densidad de puntal disminuida en la región central F del dispositivo 7000 es que mejora la integración de una obstrucción embólica/coágulo dentro de la región F del dispositivo. En los dispositivos de tratamiento 7000 de las figuras 33, las estructuras celulares más grandes se crean mediante la omisión de puntales largos seleccionados 6022 en el dispositivo 6000 de la figura 30 para crear estructuras celulares 7002 con áreas que son aproximadamente de dos veces el tamaño de las celdillas 7024. En una implementación, las estructuras celulares 7020 tienen un área de entre aproximadamente  $8,0 \text{ mm}^2$  y aproximadamente  $8,5 \text{ mm}^2$ . En una implementación ejemplar, las estructuras celulares 7020 tienen un área de aproximadamente  $8,3 \text{ mm}^2$ . Resulta importante indicar que cualquier número de otros métodos se puede utilizar para crear las estructuras celulares más grandes. Una ventaja particular de las implementaciones de las figuras 33 es que las buenas características de anidación de puntal se conservan para facilitar un estado de administración de perfil bajo del dispositivo 7000.

40

45

50

55

[0083] Una reducción en la densidad de puntal en una región generalmente da como resultado una fuerza radial inferior en la región. En un dispositivo de retirada de coágulo esta reducción puede afectar negativamente a la capacidad del dispositivo para integrarse con una obstrucción embólica/coágulo. Para compensar esta reducción en la fuerza radial, en algunas implementaciones, partes de puntal selectivas 7006 (marcadas por líneas discontinuas) generalmente situadas dentro de la región F de los dispositivos de retirada se proporcionan con una dimensión de ancho mayor que la dimensión de ancho de las partes de puntal 7004 (marcadas por líneas sólidas). Conforme a algunas implementaciones, las dimensiones de ancho de las partes de puntal 7006 se

60

65

seleccionan de modo que la fuerza radial completa por unidad de longitud de parte y del dispositivo de retirada sea similar a la misma ausente la extracción de los puntales para crear las estructuras celulares dimensionadas más grandes. Como un ejemplo, en las implementaciones anteriormente descritas donde la densidad de puntal disminuida se consigue mediante la omisión de determinados puntales largos 6022 en un dispositivo de la figura 30, el ancho de los puntales 7006 se selecciona de modo que la fuerza radial completa por unidad de longitud de la parte y del dispositivo de retirada sea similar a la de los dispositivos 6000 anteriormente descritos. Por ejemplo, en algunas implementaciones, las partes de puntal 7004 tienen una dimensión de ancho de aproximadamente 0,06858 mm (0,0027 pulgadas) donde las partes de puntal 7006 tienen una dimensión de ancho de aproximadamente 0,0889 mm (0,0035 pulgadas) de modo que la fuerza radial completa por unidad de longitud de la parte y sea similar a la misma área de los dispositivos de retirada 6000 con tamaños de celdilla unitaria en su mayoría y dimensiones de ancho de puntal de aproximadamente 0,06858 mm (0,0027 pulgadas).

[0084] Aunque no se requiere, como se ilustra en la figura 33A, la transición de anchos de puntal preferiblemente ocurre en ubicaciones (marcadas con "x") diferentes de las juntas 7008. Aunque no se requiere, las transiciones de ancho preferiblemente comprenden reducciones que proporcionan una transición relativamente lisa entre las diferentes dimensiones de ancho.

[0085] Las partes de puntal de ancho aumentado 7006 son un método de creación de una fuerza radial completa deseada por unidad de longitud. Otros métodos también están disponibles. Por ejemplo, las partes de puntal 7006 pueden en cambio tener una dimensión de grosor aumentado sobre las partes de puntal 7004, o pueden tener una combinación de dimensiones de grosor y ancho aumentados. En otras implementaciones, la dimensión de ancho de una mayoría, sustancialmente la totalidad o la totalidad de los puntales generalmente situados en la sección F se mejoran para compensar la reducción en la densidad de puntal.

[0086] Con referencia a la figura 34A, se representan implementaciones alternativas a los dispositivos de retirada de coágulo anteriormente descritos conjuntamente con la figura 30. Las figuras 34B y 34C ilustran vistas superiores y laterales tridimensionales ejemplares de los dispositivos de retirada de coágulo 7020 de la figura 34A. Las secciones del dispositivo de tratamiento 7020 que se identifican generalmente como regiones E y G son en muchos aspectos similares, y en algunos casos las mismas, a las mismas regiones generales de los dispositivos de retirada de coágulo 6000 anteriormente descritas. Como un ejemplo, la dimensión de ancho de los puntales en la región G puede, en implementaciones diferentes, tomar valores diferentes para establecer cualquiera de una variedad de características de reducción distal deseadas como se ha descrito anteriormente. Además, la región E puede adoptar cualquiera de una variedad de implementaciones como se ha descrito previamente arriba conjuntamente con los dispositivos de retirada de la figura 30. Como se muestra en la figura 34A, los tamaños de algunas de las estructuras celulares 7022 en una región central J del dispositivo 7020 son mayores que aquellos en las implementaciones de dispositivos 6000 anteriormente descritos para proporcionar zonas que se extienden circunferencialmente de densidad de puntal disminuida que se separan generalmente por filas que se extienden circunferencialmente de estructuras celulares no aumentadas 7024. En los dispositivos de tratamiento 7020 de las figuras 34, las estructuras celulares más grandes se crean mediante la omisión de puntales largos seleccionados 6022 en el dispositivo 6000 de la figura 30 para crear estructuras celulares 7022 con áreas de aproximadamente dos veces el tamaño. En una implementación, las estructuras celulares 7022 tienen un área de aproximadamente 8,3 mm<sup>2</sup>. Resulta importante indicar que cualquier número de otros métodos se pueden utilizar para crear las estructuras celulares más grandes. Una ventaja particular de las implementaciones de las figuras 34 es que las buenas características de anidación de puntal se conservan para facilitar un estado de administración de perfil bajo del dispositivo 7020.

[0087] Como se ha mencionado anteriormente, una reducción en la densidad de puntal en una región generalmente da como resultado una fuerza radial inferior en la región. En un dispositivo de retirada de coágulo esta reducción puede afectar negativamente a la capacidad del dispositivo para integrarse con una obstrucción embólica/coágulo. Para compensar esta reducción en la fuerza radial, las partes de puntal selectivas 7026 (marcadas por líneas discontinuas) generalmente situadas dentro de la región J de los dispositivos de retirada se proporcionan con una dimensión de ancho mayor que la dimensión de ancho de las partes de puntal 7025 (marcadas por líneas sólidas). Conforme a algunas implementaciones, las dimensiones de ancho de las partes de puntal 7026 se seleccionan de modo que la fuerza radial completa por unidad de longitud de la parte y del dispositivo de retirada sea similar a la misma ausente la extracción de los puntales para crear las estructuras celulares dimensionadas más grandes. Como un ejemplo, en las implementaciones anteriormente descritas donde la densidad de puntal disminuida se consigue mediante la omisión de determinados puntales largos 6022 en un dispositivo de la figura 30, el ancho de los puntales 7026 se selecciona de modo que la fuerza radial completa por unidad de longitud de la parte y del dispositivo de retirada sea similar a la de los dispositivos 6000 anteriormente descritos. Por ejemplo, en algunas implementaciones, las partes de puntal 7025 tienen una dimensión de ancho de aproximadamente 0,06858 mm (0,0027 pulgadas) donde las partes de puntal 7026 tienen una dimensión de ancho de aproximadamente 0,0889 mm (0,0035 pulgadas) de modo que la fuerza radial completa por unidad de longitud de la parte y del dispositivo de retirada sea similar a la misma área de los dispositivos de retirada 6000 con tamaños de celdilla unitaria en su mayoría y dimensiones de ancho de puntal de aproximadamente 0,06858 mm (0,0027 pulgadas). En alguna implementación, el ancho de los puntales 7029 tienen una dimensión de ancho de entre 0,07874 mm (0,0031 pulgadas) y aproximadamente 0,08383 mm

(0,0033 pulgadas) similar a aquellas previamente mencionadas anteriormente respecto a algunas implementaciones del dispositivo 6000.

5 [0088] En algunas implementaciones, como se ilustra en la figura 34A, la transición de algunos o la totalidad de los anchos de puntal ocurre en ubicaciones diferentes de las juntas 7028, mientras que en otras implementaciones la transición de algunos o la totalidad de los anchos de puntal ocurre en ubicaciones diferentes de las juntas 7028. Aunque no se requiere, las transiciones de ancho comprenden preferiblemente reducciones que proporcionan una transición relativamente lisa entre las dimensiones de anchos diferentes.

10 [0089] Las partes de puntal de ancho aumentado 7026 son un método de crear en la región J una fuerza radial general deseada. Otros métodos también están disponibles. Por ejemplo, las partes de puntal 7026 pueden en cambio tener una dimensión de grosor aumentado sobre las partes de puntal 7025, o pueden tener una combinación de dimensiones de grosor y ancho aumentado.

15 [0090] Con referencia a la figura 35A, se representa una implementación alternativa a los dispositivos de retirada de coágulo anteriormente descritos conjuntamente con la figura 30. Las figuras 35B y 35C ilustran vistas superiores y laterales tridimensionales ejemplares de los dispositivos de retirada de coágulo 7050 de la figura 35A. Las secciones del dispositivo de tratamiento 7050 que se identifican generalmente como regiones E y G son en muchos aspectos similares, y en algunos casos las mismas, a las mismas regiones generales de los dispositivos de retirada de coágulo 6000 anteriormente descritos. Como un ejemplo, la dimensión de ancho de los puntales generalmente situados en la región G puede en implementaciones diferentes tomar valores diferentes para establecer cualquiera de una variedad de características de reducción distal deseadas como se ha descrito anteriormente. Además, la región E puede adoptar cualquiera de una variedad de implementaciones como se ha descrito previamente arriba conjuntamente con los dispositivos de retirada de la figura 30. Como se muestra en la figura 35A, los tamaños de algunas de las estructuras celulares 7052 en una región central K del dispositivo 7050 son mayores que aquellos en las implementaciones de los dispositivos 6000 anteriormente descritos para proporcionar zonas de densidad de puntal disminuida que están dispersadas entre las estructuras celulares no aumentadas 7054. En los dispositivos de tratamiento 7050 de las figuras 35, las estructuras celulares más grandes se crean mediante la omisión de los puntales largos seleccionados 6022 en el dispositivo 6000 de la figura 30 para crear estructuras celulares 7052 con áreas de aproximadamente dos veces el tamaño de las celdillas 7054. En una implementación, el área de las estructuras celulares 7052 es de aproximadamente 8,3 mm<sup>2</sup>. Resulta importante indicar que cualquier número de otros métodos se pueden utilizar para crear las estructuras celulares más grandes. Una ventaja particular de las implementaciones de las figuras 35 es que las buenas características de anidación de puntal se conservan para facilitar un estado de administración de perfil bajo del dispositivo 7050.

40 [0091] Como se ha mencionado anteriormente, una reducción en la densidad de puntal en una región generalmente da como resultado una fuerza radial inferior en la región. En un dispositivo de retirada de coágulo esta reducción puede afectar negativamente a la capacidad del dispositivo para integrarse con una obstrucción embólica/coágulo. Para compensar esta reducción en la fuerza radial, las partes de puntal selectivas 7056 (marcadas por líneas discontinuas) generalmente situadas dentro de la región K de los dispositivos de retirada se proporcionan con una dimensión de ancho mayor que la dimensión de ancho de las partes de puntal 7055 (marcadas por líneas sólidas). Conforme a algunas implementaciones, las dimensiones de ancho de las partes de puntal 7056 se seleccionan de modo que la fuerza radial completa por unidad de longitud de la parte y del dispositivo de retirada sea similar a la misma ausente la extracción de los puntales para crear las estructuras celulares dimensionadas más grandes. Como un ejemplo, en las implementaciones anteriormente descritas donde la densidad de puntal disminuida se consigue mediante la omisión de determinados puntales largos 6022 en un dispositivo de la figura 30, el ancho de los puntales 7056 se selecciona de modo que la fuerza radial completa por unidad de longitud de la parte y del dispositivo de retirada sea similar a la de los dispositivos 6000 anteriormente descritos. Por ejemplo, en algunas implementaciones, las partes de puntal 7055 tienen una dimensión de ancho de aproximadamente 0,06858 mm (0,0027 pulgadas) donde las partes de puntal 7056 tienen una dimensión de ancho de aproximadamente 0,0889 mm (0,0035 pulgadas) de modo que la fuerza radial completa por unidad de longitud de la parte y del dispositivo de retirada sea similar a la misma área de los dispositivos de retirada 6000 con tamaños de celdilla unitaria en su mayoría y dimensiones de ancho de puntal de aproximadamente 0,06858 mm (0,0027 pulgadas). En algunas implementaciones, el ancho de los puntales 7059 tiene una dimensión de ancho de entre 0,07874 mm (0,0031 pulgadas) y aproximadamente 0,08383 mm (0,0033 pulgadas) similar a aquellos previamente mencionados arriba respecto a las algunas implementaciones del dispositivo 6000.

60 [0092] Aunque no se requiere, como se ilustra en la figura 35A, la transición de los anchos de puntal ocurre preferiblemente en ubicaciones diferentes de las juntas 7058. Aunque no se requiere, las transiciones de ancho comprenden preferiblemente reducciones que proporcionan una transición relativamente lisa entre las dimensiones de anchos diferentes.

65 [0093] Las partes de puntal de ancho aumentado 7056 son un método de creación de una fuerza radial completa deseada por unidad de longitud. Otros métodos también están disponibles. Por ejemplo, las partes de puntal



7056 pueden en cambio tener una dimensión de grosor aumentado sobre las partes de puntal 7055, o pueden tener una combinación de dimensiones de grosor y ancho aumentados.

[0094] La figura 36 ilustra dispositivos de retirada de coágulo 6090 similares a aquellos de la figura 30, con una diferencia en tamaño de las estructuras celulares 6091 generalmente situadas en la región B del dispositivo. Como se ilustra en la figura 36, las estructuras celulares 6091 son de un tamaño mayor que las estructuras celulares 6020 del dispositivo mostrado en la figura 30. Como se ha discutido previamente, una ventaja de las estructuras celulares dimensionadas más grandes en la parte de cuerpo principal del dispositivo de retirada es que mejora la integración del coágulo en la parte de cuerpo principal cuando una fuerza radial de la parte de cuerpo principal se proporciona adecuadamente. Con el fin de proporcionar suficiente fuerza radial en la región B del dispositivo 6090, los puntales 6092 (marcados por líneas discontinuas) generalmente situados dentro de la región B tienen una dimensión de ancho aumentado, que en una implementación es de aproximadamente 0,0889 mm (0,0035 pulgadas). En una implementación, la dimensión de ancho de los puntales 6092 generalmente situados en la región B es similar o la misma que la dimensión de ancho de las secciones distales de los segmentos de raíl 6001 y/o 6002 (por ejemplo, con la misma o similar dimensión de ancho de uno o más de los puntales 6009, 6010 y 6011). Aunque no se requiere, la transición en las dimensiones de ancho preferiblemente ocurre en ubicaciones diferentes de las juntas 6045, como se ilustra en la figura 36.

[0095] La figura 37 ilustra dispositivos de retirada de coágulo 8000 según otras implementaciones donde, entre otras características, los elementos de puntal de los segmentos de raíl 8001 y 8002 tienen dimensiones de ancho variable. La figura 37 representa un dispositivo de retirada de coágulo en una vista en planta bidimensional como si el dispositivo estuviera cortado y colocado plano en una superficie. La figura 37 representa el dispositivo en su configuración fabricada (cortada). En una implementación, el segmento de raíl 8001 transiciona de una dimensión de ancho máximo en su extremo proximal 8014 o cerca del mismo a una dimensión de ancho mínimo en su extremo distal 8015 o cerca del mismo. De una manera similar, el segmento de raíl 8002 transiciona de una dimensión de ancho máximo en su extremo proximal 8014 o cerca del mismo a una dimensión de ancho mínimo en su extremo distal 8016 o cerca del mismo. Como se ha discutido previamente, las dimensiones de ancho de los segmentos de raíl se seleccionan para mejorar su capacidad para distribuir fuerzas y para resistir la deformación cuando una fuerza de empuje se aplica al extremo proximal 8014 del dispositivo de retirada de coágulo. En algunas implementaciones, el cambio de porcentaje entre la dimensión de ancho de raíl máximo y la dimensión de ancho de raíl mínimo es de entre aproximadamente el 20,0 % y aproximadamente el 35,0 %. En otras implementaciones, el cambio de porcentaje entre la dimensión de ancho de raíl máximo y la dimensión de ancho de raíl mínimo es de entre aproximadamente el 25,0 % y aproximadamente el 30,0 %. En una implementación ejemplar, la dimensión de ancho de los segmentos de raíl transiciona de una dimensión de ancho máximo de aproximadamente 0,1194 mm  $\pm$  0,01016 mm (0,0047  $\pm$  0,0004 pulgadas) a una dimensión de ancho mínimo de aproximadamente 0,06858 mm  $\pm$  0,01016 mm (0,0027  $\pm$  0,0004 pulgadas). En otra implementación ejemplar, la dimensión de ancho de los segmentos de raíl transiciona de una dimensión de ancho máximo de aproximadamente 0,1194 mm  $\pm$  0,01016 mm (0,0047  $\pm$  0,0004 pulgadas) a una dimensión de ancho mínimo de aproximadamente 0,08636 mm  $\pm$  0,01016 mm (0,0034  $\pm$  0,0004 pulgadas).

[0096] Aunque la figura 37 representa segmentos de raíl que están desprovistos de ondulaciones, tal y como se ha descrito anteriormente en este documento, se aprecia que los segmentos de raíl tales como los mostrados en las figuras 1A y 4A también se contemplan. Como los dispositivos de la figura 30 descritos anteriormente, se aprecia que cualquier número de los rasgos y/o características diferentes de las características de ancho de raíl descritas en el párrafo precedente de los dispositivos de tratamiento vascular descritos conjuntamente con los dispositivos de las figuras 1-29 (por ejemplo, dimensionales, espaciales, relacionales, etc.) se pueden incorporar en un dispositivo de retirada de coágulo 8000 según la figura 37.

[0097] En algunas implementaciones, el ancho de los raíles 8001 y 8002 se estrecha a lo largo de su longitud (o una parte de la misma) de una manera sustancial uniforme y menguante. En algunas implementaciones, partes discretas de los raíles tienen una dimensión de ancho sustancialmente uniforme con solo reducciones transicionales usadas para juntar partes de raíl de anchos diferentes. En algunas implementaciones, partes discretas de los raíles tienen una dimensión de ancho sustancialmente uniformes con transiciones escalonadas entre partes de raíl de anchos diferentes. En otras implementaciones, se utilizan dos o más de los métodos transicionales de ancho precedentes. Aunque no se requiere, es preferible que las transiciones de ancho ocurran en partes a lo largo de los puntales de raíl diferentes de una junta de los puntales (por ejemplo, las juntas 8030).

[0098] En algunas implementaciones, tal y como se ha descrito anteriormente, los puntales 8012 y 8013 de la estructura celular más proximal 8018 también tienen una dimensión de ancho aumentado que puede ser igual o menor que la dimensión de ancho de raíl máximo con el fin de aumentar la empujabilidad del dispositivo de retirada de coágulo a medida que se avanza a través de la anatomía tortuosa de un paciente. En algunas implementaciones, menos que la longitud total de puntales 8012 y 8013 se proporcionan con una dimensión de ancho aumentado. Por ejemplo, en algunas implementaciones, una parte de ancho aumentado se extiende desde un extremo más proximal de los puntales 8012 y 8013 y termina a una distancia antes de su junta. La configuración de los puntales 8012 y 8013 también se puede alterar de maneras previamente descritas.

[0099] Con referencia continuada a la figura 37, en implementaciones ejemplares, la totalidad o partes de los puntales 8003 y 8004 (y opcionalmente la totalidad o partes de los puntales 8005 y 8006) tienen dimensiones de ancho de aproximadamente 0,1143 mm (0,0045 pulgadas) a aproximadamente 0,127 mm (0,0050 pulgadas), la totalidad o partes de los puntales 8007 y 8008 (y opcionalmente la totalidad o partes de los puntales 8005 y 8006) tienen dimensiones de ancho de aproximadamente 0,0914 mm (0,0036 pulgadas) a aproximadamente 0,1194 mm (0,0040 pulgadas), la totalidad o partes de los puntales 8009 y 8010 (y opcionalmente la totalidad o partes de los puntales 8007 y 8008) tienen dimensiones de ancho de aproximadamente 0,08636 mm (0,0034 pulgadas) a aproximadamente 0,0914 mm (0,0036 pulgadas). En algunas implementaciones, el resto de los puntales generalmente situados en la región M del dispositivo tienen dimensiones de ancho de aproximadamente 0,06858 mm (0,0027 pulgadas), los puntales en la región N tienen dimensiones de ancho de aproximadamente 0,08636 mm (0,0034 pulgadas) a aproximadamente 0,0914 mm (0,0036 pulgadas), y los puntales generalmente situados en la región O tienen una dimensión de ancho de aproximadamente 0,07874 mm (0,0031 pulgadas) a aproximadamente 0,8382 mm (0,033 pulgadas). En una o más de las implementaciones inmediatamente precedentes, la dimensión de ancho de los puntales 8012 y 8013 es de entre aproximadamente 0,0914 mm (0,0036 pulgadas) y aproximadamente 0,1194 mm (0,0047 pulgadas). Se debe apreciar que las dimensiones descritas se refieren a implementaciones ejemplares y también se someten a las tolerancias de fabricación habituales. Las variaciones en las dimensiones también son posibles y se contemplan.

[0100] Aunque no se requiere, es preferible que las transiciones de ancho ocurran en partes a lo largo de los propios puntales en vez de en una junta de los puntales (por ejemplo, las juntas 8030 y 8032).

[0101] Como se ilustra en la figura 37, la densidad de puntal en la región generalmente identificada con "N" es notablemente menor que las densidades de puntal en las regiones generalmente identificadas con "M" y "O". En consecuencia, las estructuras celulares 8020 generalmente situadas en la región N son de un tamaño mayor que las estructuras celulares 8021 generalmente situadas en las regiones N y O. Como se ha discutido previamente, una ventaja de las estructuras celulares dimensionadas más grandes en la parte de cuerpo principal del dispositivo de retirada es que mejora la integración del coágulo en la parte del cuerpo principal (región N) cuando se proporciona debidamente una fuerza radial de la parte de cuerpo principal. Con el fin de proporcionar suficiente fuerza radial en la región N del dispositivo, los puntales dentro de la región tienen una dimensión de ancho aumentado en comparación con los puntales de las celdillas que residen generalmente en la región M (diferentes de los puntales 8003-8013) y los puntales de las celdillas que residen generalmente en la región O. En una implementación, la dimensión de ancho de los puntales en la región N es similar o la misma que la dimensión de ancho de los puntales distales 8009, 8010 y/o 8011 de los segmentos de raíl 8001 y/o 8002.

[0102] En una implementación ejemplar, los puntales 8003-8006 tienen una dimensión de ancho de aproximadamente 0,1194 mm (0,0047 pulgadas), los puntales 8007, 8008, y una parte proximal de puntal 8010 tienen una dimensión de ancho de aproximadamente 0,1194 mm (0,0040 pulgadas), los puntales 8009, 803 3 y una parte distal de puntal 8010 tienen una dimensión de ancho de aproximadamente 0,08636 mm (0,0034 pulgadas), los puntales 8032-8013 tienen una dimensión de ancho de aproximadamente 0,1194 mm (0,0040 pulgadas). En algunas implementaciones, el resto de los puntales en la región M del dispositivo tienen dimensiones de ancho de aproximadamente 0,06858 mm (0,0027 pulgadas), los puntales en la región N tienen dimensiones de ancho de aproximadamente 0,08636 mm (0,0034 pulgadas), y los puntales en la región O tienen una dimensión de ancho de aproximadamente 0,07874 mm (0,0031 pulgadas). La dimensión de ancho aumentado de los puntales en la sección O reduce ventajosamente la probabilidad de deformación de los puntales en la región de reducción distal del dispositivo de retirada de coágulo durante su administración a un sitio de tratamiento de un paciente. La dimensión de ancho aumentado también aumenta la fuerza radial de la región de reducción distal que mejora la capacidad de la región de reducción distal para permanecer abierta mientras el dispositivo de retirada de coágulo se retira de un paciente de modo que pueda barrer las partes restantes del coágulo cuando el dispositivo de retirada de coágulo se está retirando del paciente.

[0103] Según algunas implementaciones, los dispositivos de retirada de coágulo 8000 según la figura 37 se cortan con láser a partir de un tubo con un diámetro interno de aproximadamente 3,77 milímetros y un grosor de pared de entre aproximadamente 0,097 milímetros y aproximadamente 0,131 milímetros. En uso, un dispositivo de retirada de coágulo 8000 según una implementación del mismo mostrada en la figura 37 se avanza a través de la anatomía vascular o conducto corporal tortuoso de un paciente a un sitio de tratamiento en un estado no expandido o comprimido de un primer diámetro nominal y se mueve del estado no expandido a un estado radialmente expandido de un segundo diámetro nominal mayor que el primer diámetro nominal para el despliegue en el sitio de tratamiento. En formas de realización ejemplares alternativas, el segundo diámetro nominal (por ejemplo, diámetro medio de la parte de cuerpo principal) es de aproximadamente  $5,5 \pm 0,5$  milímetros. En alguna implementación, las características dimensionales y materiales de las estructuras celulares 8020 que residen en el cuerpo principal (sección N) se seleccionan para producir suficiente fuerza radial e interacción de contacto para obligar a las estructuras celulares 8020 a cooperar con una obstrucción embólica/coágulo que reside en el vascular de una manera que permita la extracción parcial o completa de la obstrucción embólica del paciente.

[0104] En algunas implementaciones, las características dimensionales y materiales de los elementos a lo largo de la longitud expansible del dispositivo de retirada se seleccionan para producir una fuerza radial por unidad de longitud de entre aproximadamente 0,040 N/mm y aproximadamente 0,065 N/mm cuando el diámetro exterior del dispositivo de retirada se restringe a 1,5 milímetros. En algunas implementaciones, las características dimensionales y materiales de los elementos a lo largo de la longitud expansible se seleccionan para producir una fuerza radial por unidad de longitud de entre aproximadamente 0,045 N/mm y aproximadamente 0,060 N/mm cuando el diámetro exterior del dispositivo de retirada se restringe a 1,5 milímetros. En algunas implementaciones, las características dimensionales y materiales de los elementos a lo largo de la longitud expansible se seleccionan para producir una fuerza radial por unidad de longitud de entre aproximadamente 0,050 N/mm y aproximadamente 0,060 N/mm cuando el diámetro exterior del dispositivo de retirada se restringe a 1,5 milímetros. En algunas implementaciones, las características dimensionales y materiales de los elementos a lo largo de la longitud expansible se seleccionan para producir una fuerza radial por unidad de longitud de entre aproximadamente 0,049 N/mm y aproximadamente 0,057 N/mm cuando el diámetro exterior del dispositivo de retirada se restringe a 1,5 milímetros. Entre las mismas implementaciones o implementaciones alternativas, las características dimensionales y materiales de los elementos a lo largo de la longitud expansible del dispositivo de retirada se seleccionan para producir una fuerza radial de entre aproximadamente 0,010 N/mm y aproximadamente 0,020 N/mm cuando el diámetro nominal de la parte de cuerpo principal es de aproximadamente  $4,5 \pm 0,5$  milímetros.

[0105] En las implementaciones de la figura 37, las estructuras celulares en las regiones M y O (excluyendo aquellas formadas al menos parcialmente por los segmentos de raíl 8001 y 8002) se muestran con formas similares con las estructuras celulares 8021 que incluyen un par de puntales cortos 8022 y un par de puntales largos 8024. En implementaciones ejemplares, el área de las estructuras celulares 8021 es de entre aproximadamente  $4,5 \text{ mm}^2$  y aproximadamente  $5,5 \text{ mm}^2$ . En una implementación ejemplar, el área de las estructuras celulares 8021 es de aproximadamente  $5,0 \text{ mm}^2$  a aproximadamente  $5,2 \text{ mm}^2$ . Las estructuras celulares 8020 generalmente situadas en la región N, en una implementación, comprenden una forma que consiste en dos estructuras celulares adyacentes 8021 con un puntal largo 8024 que se omite entre ellas. Aunque otros tipos de estructuras celulares dimensionadas más grandes se contemplan, una ventaja de la construcción celular ilustrada en la figura 37 es que posee buena capacidad de anidación para permitir que el dispositivo de retirada consiga un pequeño perfil de administración.

[0106] En algunas implementaciones, la longitud total de la parte y del dispositivo de retirada de coágulo es de entre aproximadamente 55,0 milímetros y aproximadamente 65,0 milímetros con la parte de cuerpo principal (sección N) con una longitud de entre aproximadamente 25 milímetros y aproximadamente 35,0 milímetros y las regiones de reducción proximales y distales con una longitud de entre aproximadamente 10,0 y aproximadamente 20,0 milímetros. En una forma de realización ejemplar, la longitud total de la parte y del dispositivo de retirada de coágulo es de aproximadamente 58,4 milímetros con la parte de cuerpo principal (sección N) con una longitud de aproximadamente 29,3 milímetros y las regiones decrecientes proximales y distales con una longitud de aproximadamente 16,6 milímetros y 12,5 milímetros, respectivamente.

[0107] La figura 38 ilustra dispositivos de retirada de coágulo 8500 según otras implementaciones donde, entre otros rasgos, los elementos de puntal de los segmentos de raíl 8051 y 8052 tienen dimensiones de ancho variable. La figura 38 representa un dispositivo de retirada de coágulo en una vista en planta bidimensional como si el dispositivo estuviera cortado y colocado plano en una superficie. La figura 38 representa el dispositivo en su configuración fabricada (cortada). En una implementación, el segmento de raíl 8051 transiciona de una dimensión de ancho máximo en su extremo proximal 8066 o cerca del mismo a una dimensión de ancho mínimo en su extremo distal 8067 o cerca del mismo. De una manera similar, el segmento de raíl 8052 transiciona de una dimensión de ancho máximo en su extremo proximal 8066 o cerca del mismo a una dimensión de ancho mínimo en su extremo distal 8068 o cerca del mismo. Como se ha discutido previamente, las dimensiones de ancho de los segmentos de raíl se seleccionan para mejorar su capacidad para distribuir fuerzas y para resistir la deformación cuando una fuerza de empuje se aplica al extremo proximal 8064 del dispositivo de retirada de coágulo. En algunas implementaciones, el cambio de porcentaje entre la dimensión de ancho de raíl máximo y la dimensión de ancho de raíl mínimo es de entre aproximadamente el 20,0 % y aproximadamente el 35,0 %. En otras implementaciones, el cambio de porcentaje entre la dimensión de ancho de raíl máximo y la dimensión de ancho de raíl mínimo es de entre aproximadamente el 22,0 % y aproximadamente el 27,0 %. En una implementación ejemplar, la dimensión de ancho de los segmentos de raíl transiciona de una dimensión de ancho máximo de aproximadamente  $0,1194 \text{ mm} \pm 0,01016 \text{ mm}$  ( $0,0047 \pm 0,0004$  pulgadas) a una dimensión de ancho mínimo de aproximadamente  $0,0035 \pm 0,01016 \text{ mm}$  ( $\pm 0,0004$  pulgadas).

[0108] Aunque la figura 38 representa segmentos de raíl que están desprovistos de ondulaciones, tal y como se ha descrito anteriormente en este documento, se aprecia que los segmentos de raíl tales como los mostrados en las figuras 1A y 4A también se contemplan. Como los dispositivos de la figura 30 descritos anteriormente, se aprecia que cualquier número de los rasgos y/o características diferentes de las características de ancho de raíl descritas en el párrafo precedente de los dispositivos de tratamiento vascular descritos conjuntamente con los dispositivos de las figuras 1-29 (por ejemplo, dimensionales, espaciales, relacionales, etc.) se pueden incorporar en un dispositivo de retirada de coágulo 8050 según la figura 38.

[0109] En algunas implementaciones el ancho de los raíles 8051 y/o 8052 se reduce a lo largo de su longitud (o una parte de la misma) de una manera sustancial uniforme y menguante. En algunas implementaciones, partes discretas de los raíles tienen una dimensión de ancho sustancialmente uniformes con solo reducciones transicionales usadas para juntar las partes de raíl de anchos diferentes. En algunas implementaciones, partes discretas de los raíles tienen una dimensión de ancho sustancialmente uniforme con transiciones escalonadas entre las partes de raíl de anchos diferentes. En otras implementaciones se utilizan dos o más de los métodos transicionales de ancho precedentes. Aunque no se requiere, es preferible que las transiciones de ancho ocurran en partes a lo largo de los puntales de raíl diferentes de una juntura de los puntales (por ejemplo, las juntas 8070).

[0110] En algunas implementaciones, de una manera previamente descrita, los puntales 8064 y 8065 de la estructura celular más proximal también tienen una dimensión de ancho aumentado que puede ser igual o menor que la dimensión de ancho de raíl máximo con el fin de aumentar la empujabilidad del dispositivo de retirada de coágulo a medida que se avanza a través de la anatomía tortuosa de un paciente. En algunas implementaciones, menos que la longitud total de los puntales 8064 y 8065 se proporciona con una dimensión de ancho aumentado. Por ejemplo, en algunas implementaciones, una parte de ancho aumentado se extiende desde un extremo más proximal de los puntales 8064 y 8065 y termina a una distancia antes de su junta. La configuración de los puntales 8064 y 8065 también se puede alterar de maneras previamente descritas.

[0111] Con referencia continuada a la figura 38, en implementaciones ejemplares, la totalidad o partes de los puntales 8053 y 8054 (y opcionalmente la totalidad o partes de los puntales 8055 y 8056) tienen dimensiones de ancho de aproximadamente 0,1143 mm (0,0045 pulgadas) a aproximadamente 0,127 mm (0,0050 pulgadas), la totalidad o partes de los puntales 8057 y 8058 (y opcionalmente la totalidad o partes de los puntales 8055, 8056, 8059 y 8060) tienen dimensiones de ancho de aproximadamente 0,0914 mm (0,0036 pulgadas) a aproximadamente 0,1194 mm (0,0040 pulgadas), la totalidad o partes de los puntales 8059 y 8060 (y opcionalmente la totalidad o partes de los puntales 8061, 8062 y 8063) tienen dimensiones de ancho de aproximadamente 0,08636 mm (0,0034 pulgadas) a aproximadamente 0,0914 mm (0,0036 pulgadas). En algunas implementaciones, el resto de los puntales generalmente situados en la región P del dispositivo tienen dimensiones de ancho de aproximadamente 0,06858 mm (0,0027 pulgadas), los puntales generalmente situados en la región Q tienen dimensiones de ancho de aproximadamente 0,08636 mm (0,0034 pulgadas) a aproximadamente 0,0914 mm (0,0036 pulgadas), y los puntales generalmente situados en la región R tienen una dimensión de ancho de aproximadamente 0,07874 mm (0,0031 pulgadas) a aproximadamente 0,8382 mm (0,033 pulgadas). En una o más de las implementaciones inmediatamente precedentes, la dimensión de ancho de los puntales 8064 y 8065 es de entre aproximadamente 0,0914 mm (0,0036 pulgadas) y aproximadamente 0,1194 mm (0,0047 pulgadas). Se debe apreciar que las dimensiones descritas se refieren a implementaciones ejemplares y también se someten a las tolerancias de fabricación habituales. Las variaciones en las dimensiones son posibles y se contemplan.

[0112] Aunque no se requiere, es preferible que las transiciones de ancho ocurran en partes a lo largo de los propios puntales diferentes de una juntura de los puntales (por ejemplo, las juntas 8070 y 8071).

[0113] Como se ilustra en la figura 38, la densidad de puntal en la región generalmente identificada con "Q" es notablemente menor que las densidades de puntal en las regiones generalmente identificadas con "P" y "R". En consecuencia, las estructuras celulares 8080 generalmente situadas en la región Q son de un tamaño mayor que las estructuras celulares 8081 generalmente situadas en las regiones P y R. Como se ha discutido previamente, una ventaja de las estructuras celulares dimensionadas más grandes en la parte de cuerpo principal del dispositivo de retirada es que mejora la integración del coágulo en la parte de cuerpo principal (región Q) cuando se proporciona debidamente una fuerza radial de la parte de cuerpo principal. Con el fin de proporcionar suficiente fuerza radial en la región Q del dispositivo, los puntales generalmente situados dentro de la región Q tienen una dimensión de ancho aumentado en comparación con los puntales celulares generalmente situados en la región P (diferentes de los puntales 8053-8065) y los puntales celulares generalmente situados en la región R. En una implementación, la dimensión de ancho de los puntales en la región Q es similar o la misma que la dimensión de ancho de las secciones distales de los raíles 8051 y 8052 (por ejemplo, los puntales 8061, 8062 y/o 8063).

[0114] En una implementación ejemplar, los puntales 8003-8006 y una parte proximal de los puntales 8055 y 8056 tienen una dimensión de ancho de aproximadamente 0,1194 mm (0,0047 pulgadas), los puntales 8057, 8058, y partes distales y proximales de los puntales 8055, 8056 y 8059, 8060, respectivamente, tienen una dimensión de ancho de aproximadamente 0,1016 mm (0,0040 pulgadas), los puntales 8009, 8011 y una parte distal de puntal 8010 tienen una dimensión de ancho de aproximadamente 0,08636 mm (0,0034 pulgadas), los puntales 8012-8013 tienen una dimensión de ancho de aproximadamente 0,1194 mm (0,0040 pulgadas), los puntales 8061, 8062, 8063 y las partes distales de puntales 8059 y 8060 tienen una dimensión de ancho de aproximadamente 0,0889 mm (0,0035 pulgadas). En algunas implementaciones, el resto de los puntales generalmente situados en la región P del dispositivo tienen dimensiones de ancho de aproximadamente 0,06858 mm (0,0027 pulgadas), los puntales generalmente situados en la región Q tienen dimensiones de ancho de

aproximadamente 0,0889 mm (0,0035 pulgadas), y los puntales generalmente situados en la región R tienen una dimensión de ancho de aproximadamente 0,07874 mm (0,0031 pulgadas). La dimensión de ancho aumentado de los puntales en la sección R reduce ventajosamente la probabilidad de deformación de los puntales en la región decreciente distal del dispositivo de retirada de coágulo durante su administración a un sitio de tratamiento de un paciente. La dimensión de ancho aumentado también aumenta la fuerza radial de la región de reducción distal que mejora la capacidad de la región de reducción distal para permanecer abierta mientras el dispositivo de retirada de coágulo se retira de un paciente, de modo que pueda barrer las partes restantes del coágulo cuando el dispositivo de retirada de coágulo se está retirando del paciente.

[0115] Según algunas implementaciones, los dispositivos de retirada de coágulo 8050 según la figura 38 se cortan con láser a partir de un tubo con un diámetro interno de aproximadamente 3,77 milímetros y un grosor de pared de entre aproximadamente 0,097 milímetros y aproximadamente 0,131 milímetros. En uso, un dispositivo de retirada de coágulo 8050 según una implementación del mismo mostrada en la figura 38 se avanza a través de la anatomía vascular o conducto corporal tortuoso de un paciente a un sitio de tratamiento en un estado no expandido o comprimido de un primer diámetro nominal y se mueve del estado no expandido a un estado radialmente expandido de un segundo diámetro nominal mayor que el primer diámetro nominal para el despliegue en el sitio de tratamiento. En formas de realización ejemplares alternativas, el segundo diámetro nominal (por ejemplo, el diámetro medio de la parte de cuerpo principal) es de aproximadamente  $6,0 \pm 0,5$  milímetros. En alguna implementación, las características dimensionales y materiales de las estructuras celulares 8080 que residen en el cuerpo principal (sección Q) se seleccionan para producir suficiente fuerza radial e interacción de contacto para causar que las estructuras celulares 8080 cooperen con una obstrucción embólica/coágulo que reside en el vascular de una manera que permita la extracción parcial o completa de la obstrucción embólica del paciente. En alguna implementación, las características dimensionales y materiales se seleccionan para producir una fuerza radial por unidad de longitud en la parte y del dispositivo de retirada de entre aproximadamente 0,010 N/mm y aproximadamente 0,020 N/mm cuando el diámetro de la parte de cuerpo principal se reduce a aproximadamente  $5,0 \pm 0,5$  milímetros.

[0116] En los ejemplos de la figura 38, las estructuras celulares generalmente situadas en las regiones P y R (excluyendo aquellas formadas al menos parcialmente por los segmentos de raíl 8051 y 8052) se muestran con formas similares con las estructuras celulares 8081 que incluyen un par de puntales cortos 8082 y un par de puntales largos 8084. En una implementación ejemplar, el área de las estructuras celulares 8081 es de aproximadamente  $9,2 \text{ mm}^2$ . Las estructuras celulares 8080 generalmente situadas en la región Q, en una implementación, comprenden una forma que consiste en dos estructuras celulares adyacentes 8081 con un puntal largo 8084 que se omite entre ellas. Aunque otros tipos de estructuras celulares de grandes dimensiones se contemplan, una ventaja de la construcción celular ilustrada en la figura 38 es que posee buena capacidad de anidación para permitir que el dispositivo de retirada consiga un pequeño perfil de administración.

[0117] En algunas implementaciones, la longitud total de la parte y del dispositivo de retirada de coágulo es de entre aproximadamente 65,0 milímetros y aproximadamente 75,0 milímetros con la parte de cuerpo principal (sección Q) con una longitud de entre aproximadamente 25,0 milímetros y aproximadamente 35,0 milímetros. En una implementación ejemplar, la longitud total de la parte y del dispositivo de retirada de coágulo es de aproximadamente 71,9 milímetros donde la parte de cuerpo principal (sección Q) tiene una longitud de aproximadamente 32,3 milímetros y las regiones de reducción proximales y distales tienen una longitud de aproximadamente 22,5 milímetros y 17,1 milímetros, respectivamente.

[0118] La figura 39 representa una vista bidimensional de otro ejemplo de un dispositivo de retirada de obstrucción de conducto 370. Como con algunas de las otras implementaciones previamente descritas, el dispositivo de retirada 370 comprende una parte de extremo reducida proximal 371, una parte de cuerpo principal cilíndrica 372 y una parte de extremo reducida distal 373. Una diferencia en la parte de extremo reducida distal 373 en comparación con las partes de extremo reducidas distales previamente descritas es que la parte de extremo reducida distal 373 tiene menos de tres filas completas de estructuras celulares para reducir la longitud de reducción distal. En el ejemplo de la figura 39, la parte de extremo reducida distal comprende dos filas completas de estructuras celulares 374 y 375 y una fila parcial de estructuras celulares 376. (Con el fin de claridad, aunque la fila 375 en la implementación de la figura 39 incluye una única estructura celular, se considera en cualquier caso una fila de estructuras celulares.) La inclusión de una parte de extremo reducida distal en el dispositivo de retirada que culmina en una antena distal proporciona un número de ventajas sobre los dispositivos de retirada que de otro modo terminarían en un extremo romo. Una ventaja es que una vez que el dispositivo de retirada se ha posicionado y expandido en un vaso de un paciente, el extremo reducido proporciona un grado superior de ajuste de colocación sobre un dispositivo de retirada con un extremo romo. Otra ventaja es que la parte de extremo reducida distal es más atraumática que un extremo romo. Se ha descubierto que la longitud de reducción reducida conseguida mediante la limitación de la construcción de la parte de extremo reducida distal 373 para menos de tres filas completas de estructuras celulares da como resultado ventajosamente una reducción distal que es tanto más estable como más atraumática que aquellas con un número superior de filas completas de estructuras celulares. En los retiradores que tienen estructuras celulares de diferente tamaño, como aquellos de las estructuras celulares 376 y 377, es preferible que las filas

completas de celdillas en la parte de extremo reducida distal 373 estén compuestas sustancialmente de estructuras celulares todas de pequeño tamaño 377 como las que se muestran en la figura 39.

5 [0119] Según algunas implementaciones, la longitud de la parte de extremo reducida distal 373 en el estado fabricado cortado es menor que aproximadamente el 30 % de la longitud de la parte de cuerpo principal 372, y preferiblemente menor que aproximadamente el 25 % de la longitud de la parte de cuerpo principal 372. En una implementación, las longitudes de la parte de cuerpo principal 372 y la parte de extremo reducida distal 373 son de aproximadamente 26 mm y 6 mm, respectivamente. En otra implementación la parte de extremo reducida distal 373 tiene una longitud de entre aproximadamente 4,5 mm y aproximadamente 5,0 mm. Según algunas implementaciones, la longitud combinada de la parte de extremo reducida distal 373 y la antena distal 379 es menor que aproximadamente 10 mm.

15 [0120] La figura 40A muestra una vista bidimensional de otro ejemplo de un dispositivo de retirada de obstrucción de conducto 380. Como el dispositivo de retirada 370 mostrado en la figura 39, el retirador 380 comprende una parte de extremo reducida distal que comprende menos de tres filas completas de estructuras celulares. El dispositivo retirador 380 difiere del retirador 370 en que la parte de extremo reducida distal comprende estructuras celulares que se bifurcan en un primer conjunto de estructuras celulares 386 y un segundo conjunto de estructuras celulares 387 donde la primera celdilla de las estructuras celulares 386 termina en una primera antena distal 388 y el segundo conjunto de estructuras celulares 387 termina en una segunda antena distal 389. La figura 40B representa una vista tridimensional del dispositivo de retirada 380 donde el número de referencia 20 383 denota la parte de extremo reducida distal del dispositivo. Como se muestra en la figura 40B, la antena distal 388 y la antena distal 389 se juntan para formar un dispositivo de retirada que tiene una parte de extremo reducida distal con un extremo cerrado.

25 [0121] Resulta importante indicar que, aunque los dispositivos de retirada 370 y 380 se han descrito como que comprenden antenas distales, en otras implementaciones se proporcionan dispositivos de retirada similares sin antenas distales. Lo mismo se aplica a cada una de las implementaciones descritas y contempladas en este documento, además, con referencia al dispositivo de retirada 380 de la figura 40, en otra implementación solo se proporciona una única antena distal que se elige entre la antena distal 388 y la antena distal 389. En tal implementación, el dispositivo de retirada poseería un extremo distal abierto con el segundo conjunto de estructuras celulares 387 disponibles para barrer a lo largo del vaso de tratamiento para capturar el material desalojado.

35 [0122] La figura 41 es una vista bidimensional de otro ejemplo de un dispositivo de retirada de obstrucción de conducto 390 que comprende una parte de extremo reducida distal que comprende menos de tres filas completas de estructuras celulares. Como el dispositivo de retirada 380, la parte de extremo reducida distal del dispositivo de retirada 390 tiene estructuras celulares que se bifurcan en un primer conjunto de estructuras celulares 396 y un segundo conjunto de estructuras celulares 397 donde la primera celdilla de las estructuras celulares 396 termina en una primera antena distal 398 y el segundo conjunto de estructuras celulares 397 termina en una segunda antena distal 399. Como se muestra en la figura 41, la primera y la segunda antena distal 398 y 399 son excéntricas longitudinalmente la una a la otra. En una implementación, un material, un rasgo (por ejemplo, puntal ensanchado) o un componente (por ejemplo, una bobina) radiopaco se sitúa en cada una de la primera y la segunda antena. En virtud de su construcción excéntrica, un componente radiopaco, por ejemplo, en cada una de las antenas, permite que el extremo distal del dispositivo de retirada y la parte de extremo reducida distal del dispositivo de retirada estén visualmente delineados durante el procedimiento de tratamiento.

50 [0123] La figura 42A es una vista bidimensional de un ejemplo de un dispositivo de retirada de obstrucción de conducto 450. El dispositivo de retirada 450 comprende un miembro expansible que tiene una parte de extremo reducida proximal 451, una parte de cuerpo principal cilíndrica 452 y una parte de extremo reducida distal 453. Las estructuras celulares más externas en la parte de extremo reducida proximal tienen segmentos de pared externa que forman el primer y el segundo segmento de raíl 454 y 455, respectivamente. Cada uno de los segmentos de raíl 454 y 455 se extiende desde un extremo más proximal del miembro expansible a una posición en el extremo proximal de la parte de cuerpo principal cilíndrica 452 o cerca de la misma. En el ejemplo de la figura 42, cada uno de los segmentos de raíl 454 y 455 son ondulatorios. Una antena proximal 457 se extiende proximalmente desde una estructura celular más proximal 456.

60 [0124] La estructura celular más proximal 456, como se muestra con mayor detalle en la figura 42B, comprende el primer y el segundo puntal externo 460 y 461, respectivamente, y el primer y el segundo puntal interno 462 y 463, respectivamente. Como se muestra en la disposición de la figura 42B, el primer puntal externo 460 y una primera parte 461a del segundo puntal externo 461 son rectos en la disposición bidimensional mientras que el primer puntal interno 462, el segundo puntal interno 463 y la segunda parte 461b del puntal 461 son curvilíneos en la disposición bidimensional. En la configuración tridimensional fabricada, el primer puntal externo 460 y la primera parte 461a del segundo puntal externo 461 son curvados y están desprovistos de ondulaciones. Como resultado de estar orientados en el extremo proximal del miembro expansible y ser coextensibles a la antena proximal, los segmentos de puntal rectos de la estructura celular más proximal 456 mejoran la empujabilidad del dispositivo de retirada 450 a medida que se administra a través de la anatomía de un paciente en comparación

con los dispositivos de retirada que tienen estructura celular más proximal con solo puntales curvados en la disposición bidimensional.

5 [0125] En algunas implementaciones, la longitud total de los puntales 460 y 462 (L1) y la longitud total de los puntales 461 y 463 (L2) son sustancialmente las mismas para promover una anidación de los puntales cuando el miembro expansible transiciona del estado expandido al estado no expandido. Según algunas implementaciones, la diferencia en la longitud entre L1 y L2 es inferior al 5,0 %, mientras que en otras implementaciones la diferencia en la longitud entre L1 y L2 es inferior al 1,0 %.

10 [0126] La figura 43 ilustra una variación de la estructura celular más proximal 456. Como se representa, cada uno de los puntales 460 y 461 tiene un área de ancho reducido 464 y 465, respectivamente, que se sitúa adyacente su junta 466 con la antena proximal 457. La inclusión de las áreas de ancho reducido 464 y 465 mejora localmente la capacidad de la estructura celular más proximal para colapsar reduciendo la cantidad de fuerza necesitada para iniciar y efectuar el colapso. Así, por ejemplo, cuando el dispositivo de retirada 450 se introduce primero en una vaina introductora para la colocación dentro de un catéter de administración o se retira en un catéter de administración después de que el miembro expansible se haya desplegado dentro de un paciente, las áreas de ancho reducido 464 y 465 causan que los cierres 460 y 461 se plieguen más fácilmente en la región de la junta 466 con menos fuerza que la que sería requerida de otro modo ausentes las áreas de ancho reducido. Esto hace que el dispositivo de retirada 450 sea más manejable cuando se maneja por profesionales del cuidado de la salud cuando el dispositivo de retirada 450 se está introduciendo en el catéter de administración por primera vez, reduciendo así la probabilidad de que el dispositivo de retirada sea dañado durante el proceso de introducción. Como se ha discutido previamente, después de que el dispositivo de retirada 450 haya sido introducido y expandido dentro del conducto de un paciente, puede haber ocasiones en las que el dispositivo de retirada se retira de nuevo proximalmente en el catéter de administración. Esto puede ocurrir, por ejemplo, después de que el dispositivo de retirada se coloque indebidamente en el conducto o después de la finalización de un procedimiento de retirada. En cada uno de estos casos, debido a que se requiere menos fuerza para colapsar el miembro expansible del dispositivo de retirada, se realizan diferentes ventajas. Una ventaja es que reduce la probabilidad de que el dispositivo de retirada 450 actúe sobre el catéter de administración de una manera que causaría un desplazamiento involuntario del catéter de administración en el conducto del paciente. Otra ventaja es que reduce la probabilidad de que se aplique fuerza excesiva en la fijación entre la antena proximal 457 y el hilo alargado (por ejemplo, el hilo alargado 40 mostrado en la figura 1A) que daría como resultado un fallo en la junta.

35 [0127] En la implementación de la figura 43, las áreas de ancho reducido 464 y 465 comprenden reducciones. En otras implementaciones, las áreas de ancho reducido se denotan mediante una reducción escalonada en el ancho del puntal. La cantidad en la que el ancho se reduce en las áreas 464 y 465 variará según los anchos nominales de los puntales 460 y 461. De cualquier manera, es importante que la cantidad de reducción de ancho sea coherente con los requisitos de fuerza radial y de integridad estructural del miembro expansible. Se ha descubierto que una reducción de ancho en el estado fabricado cortado de entre aproximadamente el 5,0 % y aproximadamente el 20,0 % es adecuada para los puntales que tienen un diámetro nominal de entre aproximadamente 0,145 mm (0,0057 pulgadas) y aproximadamente 0,06858 mm (0,0027 pulgadas), con un rango preferible que está entre aproximadamente el 10,0 % y aproximadamente el 20,0 % en reducción de ancho. En una implementación, la dimensión de ancho W1 de los puntales 460 y 461 es de aproximadamente 0,135 mm (0,0053 pulgadas) donde la dimensión de ancho mínimo de las áreas de ancho reducido es de 0,1194 mm (0,0047 pulgadas). En otra implementación, la dimensión de ancho W1 de los puntales 460 y 461 es de aproximadamente 0,145 mm (0,0057 pulgadas) donde la dimensión de ancho mínimo de las áreas de ancho reducido es de 0,112 mm (0,0046 pulgadas).

50 [0128] En algunas implementaciones, las dimensiones de ancho cortado de los puntales 460 y 461 son diferentes, donde la dimensión de ancho de sus áreas respectivas de ancho reducido 464 y 465 también es diferente. Por ejemplo, en una implementación, el puntal 460 tiene una dimensión de ancho de aproximadamente 0,127 mm (0,0050 pulgadas), el puntal 461 tiene una dimensión de ancho de aproximadamente 0,145 mm (0,0057 pulgadas), y las áreas de ancho reducido 464 y 465 tienen dimensiones de ancho de aproximadamente 0,10668 mm (0,0042 pulgadas) y aproximadamente 0,112 mm (0,0046 pulgadas), respectivamente.

60 [0129] La figura 44 muestra otra variación de la estructura celular más proximal 457 donde los puntales externos 460 y 461 comprenden una sección proximal 467, una sección central 468 y una sección distal 469. Debido a que las dimensiones de ancho de los puntales externos 460 y 461 de la estructura celular más proximal 456 se hacen generalmente mayores que la mayoría de los puntales en la parte restante del dispositivo de retirada 450 con el fin de mejorar la empujabilidad del miembro expansible, el volumen de material en las juntas 471 y 472 localizadas en el extremo distal de los puntales puede impedir la capacidad del miembro expansible para colapsar. Por esta razón, en la implementación de la figura 44, las secciones distales 469 tienen una dimensión de ancho reducido para reducir la cantidad de material que ocupa las regiones de junta 471 y 472. Aunque la figura 44 también muestra las secciones proximales 467 con una dimensión de ancho reducido (similar a lo

anteriormente descrito), en algunas implementaciones este no es el caso. De una manera anteriormente descrita, las secciones de ancho reducido pueden comprender reducciones/o escalones.

[0130] Otra ventaja del ejemplo representado en la Figura 44 es que la sección central 468 de los puntales 460 y 461 puede estar provista de un ancho suficiente para mejorar la visibilidad del dispositivo bajo fluoroscopia sin que esto tenga un impacto material sobre la capacidad del extremo proximal de la región decreciente proximal 451 para colapsarse o adoptar de otro modo su estado no expandido. Según una implementación, la dimensión de ancho de las secciones centrales de los puntales 468 es de alrededor de 0,1346 mm (0,0053 pulgadas) y la dimensión de ancho mínimo de las secciones proximales y distales 467 y 469 son de 0,1194 mm (0,0047 pulgadas) y 0,1041 mm (0,0041 pulgadas), respectivamente. Como con algunas de las implementaciones de la figura 43, en algunas implementaciones de la figura 44 las dimensiones del ancho de los puntales 460 y 461 son diferentes, con la dimensión de ancho de una o más de sus respectivas secciones proximales, secciones centrales y secciones distales siendo diferentes.

[0131] La Figura 45A es una vista bidimensional de un dispositivo de retirada de obstrucción de conducto 800 según otra implementación. El dispositivo de retirada 800 comprende un miembro expansible que tiene una parte final decreciente proximal 801, una parte de cuerpo principal cilíndrica 802 y una parte de extremo decreciente distal 803. Las estructuras celulares más externas en la parte de extremo decreciente proximal tienen segmentos de pared externa que forman en un lado un segmento de rail no ondulatorio 804 y en el otro lado un segmento de rail ondulatorio 805. Cada uno de los segmentos de rail 804 y 805 se extienden a partir de un extremo más proximal del miembro expansible hasta una posición en o cerca del extremo proximal de la parte de cuerpo principal cilíndrica 802. Una antena proximal 806 se extiende proximalmente a partir de una estructura celular más proximal 807, mientras que una antena distal 808 se extiende distalmente desde el extremo distal de la sección decreciente distal 803. La sección decreciente distal 803 es similar a la descrita anteriormente conjuntamente con la figura 39. En algunas implementaciones, la estructura celular más proximal 807 tiene los mismos rasgos y características que la estructura celular más proximal 456 en las implementaciones de las figuras 42-44 anteriores.

[0132] Como resultado de la disposición diagonal de las estructuras celulares en el dispositivo de retirada, las longitudes de la línea recta a lo largo de la cual pasan los raíles 804 y 805 son diferentes en el estado fabricado cortado, con la longitud de la línea recta que pasa a lo largo del rail 804 siendo más larga que la longitud de la línea recta que pasa a lo largo del rail 805. La configuración lineal del rail 804 en combinación con la configuración ondulatoria del rail 805 hace que los raíles 804 y 805 tengan ventajosamente longitudes que se acercan más una a otra cuando el dispositivo de retirada adopta su estado expandido/estado de administración. Según una implementación, los raíles 804 y 805 están configurados para conseguir sustancialmente la misma longitud cuando el dispositivo de retirada 800 está en el estado no expandido/de administración. En algunas implementaciones, la diferencia en la longitud entre los raíles 804 y 805 es de entre aproximadamente 0% a aproximadamente 5% cuando el dispositivo de retirada 800 está en el estado no expandido/de administración.

[0133] Como se ha comentado anteriormente, los dispositivos de retirada descritos y contemplados aquí generalmente se cortan por láser a partir de un tubo, y en su configuración tridimensional real generalmente comprenden estructuras tubulares. La Figura 45, como muchas de las otras figuras, representa un dispositivo de retirada como aparecería en una disposición bidimensional, es decir, como si se cortara a lo largo de su longitud y se colocara sobre una superficie plana. Con eso en mente, y en referencia a la figura 45B, en la disposición bidimensional las estructuras celulares son polígonos que comprenden una pluralidad de puntales. Como se muestra, los segmentos de rail 804 y 805 se construyen mediante las paredes externas de las estructuras celulares más externas 807, 810 y 811 en la sección decreciente proximal 810. El segmento de rail ondulatorio 805 está formado por una primera pared externa 812 de la estructura celular más proximal y las paredes externas 814 de las estructuras celulares externas 810, mientras que el segmento de rail no ondulatorio 804 está formado por una segunda pared externa 813 de la estructura celular más proximal y las paredes externas 815 de las estructuras celulares externas 811. Como representa en la figura 45B, en la disposición bidimensional las paredes externas 814 son curvilíneas y las paredes externas 815 son rectas. Como se apreciará, cuando tiene forma tubular, el rail 804 se curvará cuando el miembro expansible adopte un estado expandido, pero aun así estará desprovisto de ondulaciones. El rail 805 también adoptará un grado de curvatura adicional en su estado tridimensional pero, a diferencia del rail 804, comprenderá ondulaciones.

[0134] Una ventaja del diseño de la sección decreciente proximal 801 es que el segmento de rail no ondulatorio 804 proporciona los beneficios anteriormente mencionados relacionados con la empujabilidad y resistencia al retorcimiento, mientras que el segmento de rail ondulatorio 805 permite la inclusión de un mayor número de polígonos de forma simétrica y/o polígonos de forma casi simétrica dentro de la sección 801. La inclusión de un número aumentado de polígonos de forma simétrica y/o polígonos de forma casi simétrica en la parte de extremo decreciente distal 801 mejora su capacidad para adoptar su estado no expandido o comprimido y también proporciona una configuración más uniforme y compacta. Como las estructuras celulares con forma simétrica tienen mejores tendencias de anidación que sus contrapartes no simétricas, las ventajas anteriormente



mencionadas se consiguen, al menos en parte, por el número aumentado de estructuras celulares con forma simétrica dispuestas dentro de la parte de extremo decreciente proximal 801.

[0135] Otra ventaja de una parte de extremo decreciente proximal con un segmento de rail no ondulatorio 804 y un segmento de rail ondulatorio 805 es que la inclusión del segmento de rail ondulatorio proporciona más libertad en el diseño de las estructuras celulares en la parte de extremo decreciente proximal en contraposición a un diseño con dos raíles no ondulatorios. Como se muestra en la figura 45B, las estructuras celulares externas 811, a lo largo de las cuales el segmento de rail no ondulatorio 804 está formado, comprenden estructuras que son considerablemente más simétricas que, por ejemplo, las que se muestran en la figura 30.

[0136] En referencia a la figura 45C, según una implementación, el dispositivo retirador 800 tiene las siguientes características dimensionales en el estado cortado; L1 = 56,44 mm  $\pm$  0,50 mm; L2 = 26,85 mm  $\pm$  0,50 mm; L3 = 2,0 mm  $\pm$  0,1 mm; L4 = 4,0 mm  $\pm$  0,3 mm; W1 = 0,137 mm (0,0054 pulgadas)  $\pm$  0,01016 mm ( $\pm$  0,0004 pulgadas); W2 = 0,142 mm (0,0056 pulgadas)  $\pm$  0,01016 mm ( $\pm$  0,0004 pulgadas); W3 = 0,1114 mm (0,0047 pulgadas)  $\pm$  0,01016 mm ( $\pm$  0,0004 pulgadas); W4 = 0,1194 mm (0,0047 pulgadas)  $\pm$  0,01016 mm ( $\pm$  0,0004 pulgadas); W5 = 0,1114 mm (0,0040 pulgadas)  $\pm$  0,01016 mm ( $\pm$  0,0004 pulgadas); W6 = 0,06858 mm (0,0027 pulgadas)  $\pm$  0,01016 mm ( $\pm$  0,0004 pulgadas); W7 = 0,08636 mm (0,0034 pulgadas)  $\pm$  0,01016 mm ( $\pm$  0,0004 pulgadas); W8 = 0,0787 mm (0,0031 pulgadas)  $\pm$  0,01016 mm ( $\pm$  0,0004 pulgadas); W9 = 0,254 mm (0,010 pulgadas)  $\pm$  0,178 mm ( $\pm$  0,007 pulgadas); W10 = 0,0889 mm (0,0035 pulgadas)  $\pm$  0,01016 mm ( $\pm$  0,0004 pulgadas); W11 = 0,0635 mm (0,0025 pulgadas)  $\pm$  0,01016 mm ( $\pm$  0,0004 pulgadas). En una implementación, la longitud de la parte de extremo decreciente proximal y la parte final decreciente distal es aproximadamente 13 mm y 7mm, respectivamente.

[0137] La Figura 46 ilustra otro ejemplo de un dispositivo de retirada de obstrucción 830 donde partes 833 de algunos puntales 832 en la parte final decreciente distal 831 del dispositivo de retirada se ensanchan para mejorar la radiopacidad de la región distal del dispositivo. En algunas implementaciones, durante la producción, cada una de partes 833 se corta por láser para obtener una dimensión de ancho aumentada con respecto al resto del puntal 832. Además de aumentar su radiopacidad, las partes ensanchadas (o partes con ancho aumentado) proporcionan una buena plataforma para recibir un recubrimiento radiopaco tal como, por ejemplo, un recubrimiento de oro. En la implementación de la figura 46, las partes ensanchadas 833 se posicionan a una distancia suficiente de las uniones de puntal 834 para no interferir con la capacidad para comprimirse del retirador. En el ejemplo de la figura 46, las partes ensanchadas 833 también están escalonadas longitudinalmente de modo que, cuando el retirador 830 esté en estado comprimido, no más de una única parte ensanchada 833 ocupe una posición longitudinal. Dicha configuración reduce el impacto que las partes ensanchadas 833 pueden tener en la dimensión de diámetro mínima conseguible del retirador a lo largo de la parte final decreciente distal 833. En el ejemplo de la figura 46, las partes ensanchadas comprenden nodos que, en una implementación, tienen un diámetro de aproximadamente 0,015 pulgadas. En otros ejemplos de realización, las partes ensanchadas 833 son de naturaleza longitudinal y ocupan una longitud sustancial de los puntales 832. En tales implementaciones, las partes ensanchadas 833 pueden tener un ancho de entre aproximadamente 0,0889 mm (0,0035 pulgadas) a aproximadamente 0,1143 mm (0,0045 pulgadas).

[0138] Las figuras 47A y 47B ilustran un ejemplo de un segmento distal de un dispositivo de retirada de obstrucción 480. La Figura 47A representa el dispositivo 480 en una disposición bidimensional como si estuviera cortado a lo largo de su longitud y colocado sobre una superficie plana. Mientras que la figura 47A representa el dispositivo 480 en su configuración cortada, la representación tridimensional de la figura 47B muestra el dispositivo 480 en un estado fabricado posterior al corte.

[0139] Con referencia a la figura 47A, el segmento distal de dispositivo 480 comprende una pluralidad de estructuras celulares distales 488-491 con un conjunto de antenas 481, 482 y 483 que se extienden distalmente desde las regiones de unión 492-494 de las estructuras celulares 488-491. En algunas implementaciones, se proporcionan lengüetas 485-487, u otras características de dimensión aumentada, en uno o más extremos de las estructuras celulares más distales con el fin de identificar el extremo distal del dispositivo bajo fluoroscopia en virtud de sus características dimensionales aumentadas y/o como resultado de estar dotadas de un material radiopaco. Como se muestra en la figura 47A, en algunas implementaciones las estructuras celulares más distales son menores que las estructuras celulares adyacentes en la parte de cuerpo principal del dispositivo 480.

[0140] Como se muestra en la figura 47B, en un momento determinado después de que el dispositivo 480 se haya formado, por ejemplo mediante corte por láser, los extremos distales de las antenas 481, 482 y 483 se unen en la unión 484 para proporcionar a la cavidad interna de dispositivo 480 un extremo cerrado. En efecto, el extremo cerrado forma una cesta que facilita la acumulación de partículas, por ejemplo material embólico, que puede verse arrastrado durante un procedimiento de retirada. En algunas implementaciones, la unión 484 se forma soldando entre sí los extremos distales de las antenas 481-483. En algunas implementaciones, los extremos distales de las antenas 481-483 se posicionan dentro de una envoltura, tal como un muelle de bobina u otra estructura perforada, con un material de soldadura u otro agente de unión siendo aplicado dentro y/o

alrededor de la envoltura para realizar una unión entre sí de los extremos distales de las antenas 481-483. En algunas implementaciones, la envoltura comprende una punta distal atraumática redondeada. En algunas implementaciones, la envoltura comprende un material radiopaco.

[0141] Las figuras 48A y 48B ilustran un dispositivo de retirada de obstrucción 850 según una implementación. La Figura 48A representa el dispositivo 850 en una disposición bidimensional como estuviera cortado a lo largo de su longitud y colocado sobre una superficie plana. Mientras que la figura 48A representa el dispositivo 850 en su configuración como si estuviera cortado, la representación tridimensional de la figura 48B muestra el dispositivo 480 en un estado fabricado después del corte. El dispositivo incluye una antena proximal 851, una parte decreciente proximal 852, una parte de cuerpo principal 853 y una parte distal 855. En el estado fabricado cortado, la parte de cuerpo principal 853 y la parte distal 855 tienen el mismo, o sustancialmente el mismo, diámetro. En un momento posterior a que el dispositivo 850 haya sido cortado, tal como por corte con láser, el dispositivo 850 está formado de modo que la configuración sin contraer de la parte distal 855 tenga un diámetro que es mayor que el de la parte de cuerpo principal sin contraer 853. La forma posterior cortada del dispositivo 850 se puede conseguir con el uso de mandriles u otras herramientas y métodos conocidos en la técnica. En alguna implementación, la proporción del diámetro sin contraer de la parte distal 855 (con la parte de transición 854 ausente) y la parte de cuerpo principal 853 es de entre aproximadamente 1,2/1,0 y aproximadamente 2,0/1,0. Por ejemplo, según una implementación, el diámetro sin contraer medio de la parte de cuerpo principal 853 es de aproximadamente 2,0 milímetros y el diámetro sin contraer medio de la parte distal 855, con la parte de transición 864 ausente, es de aproximadamente 4,0 milímetros. Según algunas implementaciones, la proporción de la longitud sin contraer de la parte distal 855 (con la parte de transición 854 ausente) y la longitud sin contraer de la parte del cuerpo principal es de entre aproximadamente 0,2 a aproximadamente 0,7. Por ejemplo, según una implementación, la longitud sin contraer de la parte de cuerpo principal 855 es de entre aproximadamente 15 a 25 milímetros y la longitud sin contraer de la parte distal (con la parte de transición 854 ausente) es de entre aproximadamente 5 a 10 milímetros.

[0142] Según algunas implementaciones, como se ha representado en la figura 48.A, las estructuras celulares en la parte de cuerpo principal 853 son mayores en tamaño que las de la parte distal 855. La densidad de puntal puntal inferior en la parte del cuerpo principal 853 facilita una integración del dispositivo de retirada 850 dentro de una obstrucción. La densidad de puntal puntal superior en la parte distal 855 facilita la recogida de partículas desplazadas como se describe en más detalle a continuación. Adicionalmente, en algunas implementaciones, el dispositivo de retirada se construye de manera que tiene como resultado una fuerza radial ejercida por la parte de cuerpo principal 853 que es mayor que la fuerza radial ejercida por la parte distal 855 cuando el dispositivo de retirada 850 se despliega dentro de un conducto de un paciente. En tal implementación, la parte de cuerpo principal 853 se sitúa para capturar una obstrucción, mientras que la parte distal 855 actúa más suavemente contra una pared del conducto distal a la obstrucción para atrapar partes de la obstrucción que se desplazan durante y después de su captura. De este modo, según un método, el dispositivo de retirada 850 se coloca en el sitio de tratamiento de un paciente usando un catéter de administración, como se ha descrito previamente en este documento. El dispositivo de retirada 850 se sitúa en un extremo distal del catéter de administración de modo que la parte de cuerpo principal 853 se sitúa en el sitio de la obstrucción que se desea retirar. Cuando están fundadas en el catéter de administración, la parte de cuerpo principal 853 y la parte distal 855 tienen el mismo, o sustancialmente el mismo, diámetro. Después, el catéter de administración se retira proximalmente para hacer que el dispositivo de retirada contraído se expanda en el sitio de tratamiento de modo que la parte de cuerpo principal 853 se vea forzada a entrar al menos parcialmente en la obstrucción y de modo que al menos una parte de la parte distal 855 se apoye más suavemente contra la pared del conducto distal a la obstrucción. Cuando la obstrucción se captura en la parte de cuerpo principal 853 del dispositivo 850, el dispositivo se puede retirar del paciente de acuerdo con uno o más de los métodos previamente descritos en este documento. Durante dicha retirada, a medida que se tira proximalmente del dispositivo de retirada, la parte distal 855 pasa a lo largo de la pared del conducto para atrapar partes de la obstrucción que se pueden haber desplazado. En virtud de su dimensión diametral mejorada, la parte distal 855 se mantiene en contacto con la pared del conducto durante todo o una parte del procedimiento de retirada.

[0143] Como se ha mencionado anteriormente, una densidad de puntal puntal inferior en la parte de cuerpo principal 853 facilita una integración del dispositivo de retirada 850 dentro de una obstrucción. Sin embargo, en algunas implementaciones, el dispositivo de retirada se construye de manera que resulta en una fuerza radial ejercida por la parte de cuerpo principal 853 que es mayor que la fuerza radial ejercida por la parte distal 855 cuando el dispositivo de retirada 850 se despliega dentro de un conducto de un paciente. Para conseguir esta variación en una fuerza radial, en algunas implementaciones, la dimensión de ancho de los puntales en la parte del cuerpo principal 853 del dispositivo de retirada se corta para obtener una dimensión de ancho mayor que al menos alguno o todos los puntales de la parte distal 855.

[0144] Como se muestra en las figuras 48A y 48B, en algunas implementaciones la densidad de puntal en el segmento distal 855 se aumenta más mediante la inclusión de puntales no lineales 860 en al menos algunas de las estructuras celulares. En algunas implementaciones, los puntales no lineales se extienden entre el extremo

proximal 864 y el extremo distal 866 de las estructuras celulares. En algunas implementaciones, los puntales no lineales 860 se extienden entre el extremo proximal 864 y el extremo distal 866 de las estructuras celulares con el puntal no lineal 861 teniendo sustancialmente la misma longitud que el puntal superior 861 y/o el puntal inferior 862 en la configuración cortada. Dicha construcción mejora la capacidad de los puntales de la estructura celular para anidarse, dando como resultado un diámetro contraído conseguible inferior del dispositivo de retirada. En algunas implementaciones, los puntales no lineales 861 se extienden entre el extremo proximal 864 y el extremo distal 866 de las estructuras celulares con los puntales superiores, inferiores y no lineales 860, 862 y 861, respectivamente, teniendo sustancialmente la misma longitud en la configuración cortada. Para no afectar en gran medida a la fuerza radial producida en el segmento distal 855, en algunas implementaciones los puntales no lineales 860 tienen una dimensión de ancho menor que la dimensión de ancho de los puntales superiores e inferiores 861 y 862. En algunas implementaciones, la proporción de la dimensión de ancho de los puntales 860 y la dimensión de ancho de cada uno de los puntales superiores e inferiores 861 y 862, respectivamente, es de entre aproximadamente 0,70 y 0,80. Por ejemplo, según una implementación, cada uno de los puntales superiores e inferiores, 361 y 362, tiene una dimensión de ancho de aproximadamente 0,0889 mm (0,0035 pulgadas) mientras que el puntal 360 tiene una dimensión de ancho de aproximadamente 0,0635 mm (0,0025 pulgadas).

[0145] La Figura 49 ilustra una variación a la configuración cortada mostrada en la figura 48A. Como se muestra en la figura 49, el dispositivo de retirada 870 comprende una parte distal proximal 871, una parte de cuerpo principal 872 y una parte distal 873, la parte distal siendo más corta en su longitud que la representada en la figura 48A.

[0146] La Figura 50 ilustra un segmento distal de un dispositivo de retirada similar al mostrado en las figuras 47A y 47B que tiene uno o más hilos o cintas radiopacos 495 enrollados alrededor de los puntales que forman estructuras celulares 488-492. En el resto de la descripción, el término "hilo" se usa en términos generales para incluir hilos, cintas, o estructuras similares. Aunque la totalidad de los puntales celulares que forman estructuras celulares 488-492 se pueden enrollar con uno o más hilos radiopacos 495 como se muestra en la figura 50, según la invención solo un número seleccionado de puntales pueden poseer hilos radiopacos enrollados. Una ventaja de la incorporación de los hilos radiopacos enrollados en el segmento distal del dispositivo de retirada es que mejora la visibilidad del extremo distal del dispositivo bajo fluoroscopia. Además, cuando un número suficiente de puntales del miembro distal están dotados de hilos enrollados, tal como se muestra en la Fig. 50, los hilos enrollados mejoran la rigidez del segmento distal. Una ventaja de aumentar la rigidez del segmento distal es que éste inhibe el colapso del segmento distal cuando el dispositivo de retirada se introduce a través de un catéter de administración o conducto de tratamiento de un paciente. En una implementación, el hilo o hilos comprenden platino. Sin embargo, debe apreciarse que se puede utilizar cualquier número de otros materiales radiopacos. El hilo o hilos pueden comprender una estructura de núcleo, tal como de acero inoxidable, que está revestida o recubierta de otro modo con un material radiopaco. El hilo o hilos también pueden comprender una estructura polimérica impregnada, barnizada o recubierta de otro modo con un material radiopaco. En algunas implementaciones, el área en sección transversal del hilo o hilos varía con el fin de proporcionar una variación en la radiopacidad y/o rigidez en el segmento distal. En algunas implementaciones, el diámetro o dimensión de ancho del hilo o hilos 495 está en el rango de entre aproximadamente 20% a aproximadamente 50% menos que la dimensión de ancho de los puntales que forman el segmento distal.

[0147] Aunque no se muestra en la figura 50, en algunas implementaciones se proporcionan pequeños entrantes en al menos algunos de los puntales de las estructuras celulares 488-492 con motivo de guiar la colocación de los hilos enrollados en ubicaciones designadas. Preferiblemente, los entrantes se dimensionan de modo que reciban solo una parte del hilo de modo que solo una parte del hilo resida dentro del entrante y una parte del hilo resida fuera del entrante.

[0148] Las figuras 51A a 51D ilustran otros aspectos de un dispositivo de retirada de coágulo 550 que de algunas formas son similares al dispositivo de retirada 850 representado en las figuras 48A y 48B. Las figuras 51A-51D representan el dispositivo 550 en una disposición bidimensional como si estuviera cortado a lo largo de su longitud y colocado sobre una superficie plana. El dispositivo incluye una antena proximal 561, una parte decreciente proximal 551, una parte de cuerpo principal 552a y una parte distal 552b. En el estado fabricado cortado, la parte de cuerpo principal 552a y la parte distal 552b tienen el mismo, o sustancialmente el mismo, diámetro. En un momento posterior a que el dispositivo 550 haya sido cortado, tal como por corte por láser, el dispositivo 550 se forma de modo que la configuración sin contraer de la parte distal 552b tenga un diámetro que es superior al de la parte de cuerpo principal sin contraer 552a. La forma posterior cortada del dispositivo 550 se puede conseguir con el uso de mandriles u otras herramientas y métodos conocidos en la técnica. En algunas implementaciones, la proporción del diámetro sin contraer de la parte distal 552b y la parte del cuerpo principal 552a es de entre aproximadamente 1,2/1,0 y aproximadamente 2,0/1,0. Por ejemplo, según una implementación, el diámetro sin contraer medio de la parte de cuerpo principal 552a es aproximadamente de 2,0 milímetros y el diámetro sin contraer medio de la parte distal 552b es de aproximadamente 4,0 milímetros. Según algunas implementaciones, la proporción de la longitud sin contraer de la parte distal 552b y la longitud sin contraer de la

parte de cuerpo principal 552a es de entre aproximadamente 0,2 a aproximadamente 0,7. Por ejemplo, según una implementación, la longitud sin contraer de la parte de cuerpo principal 552a es de entre aproximadamente 15 a 25 milímetros y la longitud sin contraer de la parte distal es de entre aproximadamente 5 a 10 milímetros.

5 [0149] Según algunas implementaciones, las estructuras celulares en la parte decreciente proximal 551, de la parte de cuerpo principal 552 y de la parte distal 552b son de tamaños diferentes. En el ejemplo de la figura 51A, los tamaños de las celdillas son múltiplos unos de otros, donde la estructura celular 554 incluye un área aproximadamente igual a dos estructuras celulares 553 y donde la estructura celular 555 incluye un área aproximadamente igual a tres estructuras celulares 553. Es importante destacar que no es necesario que los tamaños celulares sean múltiplos unos de otros. La figura 51B ilustra la dimensión de longitud L1 y dimensión de ancho W1 de la estructura celular 553. La figura 51C ilustra la dimensión de longitud L2 y la dimensión de ancho W2 de la estructura celular 554. La figura 51D ilustra la dimensión de longitud L3 y la dimensión de ancho W3 de la estructura celular 555.

15 [0150] Según algunas implementaciones, las estructuras celulares 553, 554 y 555 tienen cada una una proporción media de longitud a ancho superior a uno cuando el dispositivo de retirada está en un estado no expandido y cuando el dispositivo de retirada está en un estado expandido. La capacidad de las estructuras celulares 553, 554, y 555 para mantener una proporción media de longitud a ancho superior a uno evita que las celdillas se colapsen longitudinalmente cuando el dispositivo 550 viaja a través de un catéter de administración o conducto de un paciente. En otras palabras, las estructuras celulares del dispositivo 550 no pueden colapsarse longitudinalmente sobre sí mismas en forma de acordeón debido a su proporción media de longitud a ancho superior a uno.

25 [0151] Otro aspecto se refleja en la longitud L3 de las estructuras celulares 555 en la parte distal 552b del dispositivo. Debido a que la parte distal 552b adopta un diámetro expandido que es mayor que el diámetro expandido de las partes restantes del dispositivo, la dimensión de longitud L3 se selecciona de modo que sea suficientemente larga en comparación con su dimensión de ancho W3 para asegurar que las estructuras celulares 555 mantengan su dimensión de longitud de modo que sea mayor que sus dimensiones de ancho cuando el dispositivo de retirada 550 pasa de un estado no expandido a un estado expandido.

30 [0152] En algunas implementaciones, la proporción media de longitud a ancho de las estructuras celulares en la parte distal 552b de la parte de cuerpo principal cilíndrica es mayor que la proporción media de longitud a ancho de las estructuras celulares en la parte proximal 552a de la parte de cuerpo principal cilíndrica, siendo la proporción media de longitud a ancho de las estructuras celulares en la parte proximal 552a de la parte de cuerpo principal cilíndrica mayor que la proporción media de longitud a ancho de las estructuras celulares en la parte final proximal 551, y con la proporción media de longitud a ancho de las estructuras celulares en la parte final proximal siendo superior a uno cuando el miembro autoexpansible está en la configuración no expandida y expandida.

35 [0153] En algunas implementaciones, el dispositivo de retirada 550 se construye de manera que resulte en una fuerza radial ejercida por la parte de cuerpo principal 552a mayor que la fuerza radial ejercida por la parte distal 552b cuando el dispositivo de retirada 550 se despliega dentro de un conducto de un paciente. En tal implementación, la parte de cuerpo principal 552a se sitúa de modo que capture una obstrucción mientras la parte distal 552b se apoya más suavemente contra una pared del conducto distal a la obstrucción para atrapar partes de la obstrucción que se hayan desplazado durante y después de su captura. De este modo, según un método, el dispositivo de retirada 550 se coloca en el sitio de tratamiento de un paciente usando un catéter de administración, como se ha descrito previamente en este documento. El dispositivo de retirada 550 se posiciona en un extremo distal del catéter de administración de modo que la parte del cuerpo principal 552a se sitúa en el sitio de la obstrucción que se desea retirar. Cuando está enfundada en el catéter de administración, la parte de cuerpo principal 552a y la parte distal 552b tienen el mismo, o sustancialmente el mismo, diámetro. Después, el catéter de administración se retira proximalmente para obligar al dispositivo de retirada contraído a expandirse en el sitio de tratamiento de modo que la parte de cuerpo principal 552a se introduzca al menos parcialmente en la obstrucción y de modo que al menos una parte de la parte distal 552b repose más suavemente contra la pared del conducto distal a la obstrucción. Cuando la obstrucción se captura en la parte de cuerpo principal 552a del dispositivo 550, el dispositivo se puede retirar del paciente conforme a uno o más de los métodos previamente descritos en este documento. Durante dicha retirada, a medida que se tira del dispositivo de retirada proximalmente, la parte distal 552b puede pasar a lo largo de la pared del conducto para atrapar partes de la obstrucción que se puedan haber desplazado. Gracias a su dimensión diametral aumentada, la parte distal 552b se mantiene en contacto con la pared del conducto durante todo o una parte del procedimiento de retirada.

55 [0154] Como se ha mencionado anteriormente, una densidad de puntal inferior en la parte de cuerpo principal 552a (en comparación con la densidad de puntal en la parte decreciente proximal 551) facilita una integración del dispositivo de retirada 550 dentro de una obstrucción. Sin embargo, en algunas implementaciones, el dispositivo de retirada se construye de manera que tiene como resultado una fuerza radial ejercida por la parte de cuerpo

principal 552a que es mayor que la fuerza radial ejercida por la parte distal 552b cuando el dispositivo de retirada 550 se despliega dentro de un conducto de un paciente. Para conseguir esta variación en una fuerza radial, en algunas implementaciones la dimensión de ancho de los puntales de la parte de cuerpo principal 552a del dispositivo de retirada se corta para obtener una dimensión de ancho mayor de al menos alguno o todos los puntales de la parte distal 552b.

[0155] Como se muestra en la figura 51A, en algunas implementaciones la densidad de puntal en el segmento distal 552b se aumenta más mediante la inclusión de puntales no lineales 562 en al menos algunas de las estructuras celulares. En algunas implementaciones, los puntales no lineales 562 se extienden entre el extremo proximal 556 y el extremo distal 557 de las estructuras celulares. En algunas implementaciones, los puntales no lineales 562 (o puntales intermedios) se extienden entre el extremo proximal 556 y el extremo distal 557 de las estructuras celulares con el puntal no lineal 562 teniendo sustancialmente la misma longitud que el puntal superior 558 y/o el puntal inferior 559 en la configuración cortada. Dicha construcción mejora la capacidad de los puntales de la estructura celular para anidarse, dando como resultado un diámetro contraído conseguible inferior del dispositivo de retirada. Para no afectar en gran medida a la fuerza radial producida en el segmento distal 552b, en algunas implementaciones los puntales no lineales 562 tienen una dimensión de ancho menor que la dimensión de ancho de los puntales superiores e inferiores 558 y 559. En algunas implementaciones, la proporción de la dimensión de ancho de los puntales 562 y la dimensión de ancho de cada uno de los puntales superiores e inferiores 558 y 559, respectivamente, es de entre aproximadamente 0,70 y 0,90. Por ejemplo, según una implementación, cada uno de los puntales superiores e inferiores, 558 y 559, tiene una dimensión de ancho en el estado cortado de aproximadamente 0,0889 mm (0,0035 pulgadas) mientras que el puntal 562 tiene una dimensión de ancho en el estado cortado de aproximadamente 0,0635 mm (0,0025 pulgadas).

[0156] Aunque no se muestra en las figuras 51A-51D, en algunas implementaciones las estructuras celulares del segmento distal 552b tienen hilos enrollados tejidos selectivamente a través de sus puntales para dotar al segmento distal de una radiopacidad y/o rigidez deseadas como se ha mencionado anteriormente en relación con la figura 50.

[0157] En alguna implementación, una pluralidad de antenas 560a, 560b y 560c se extienden distalmente hasta la fila de estructuras celulares circunferenciales más distal del segmento distal 552b. De una forma como la que se ha descrito anteriormente en conjunto con el dispositivo de las figuras 47A y 47B, los extremos distales de las antenas 560a, 560b y 560c se unen entre sí para proporcionar a la cavidad interna del dispositivo 550 un extremo parcialmente cerrado. En efecto, el extremo cerrado forma una cesta que facilita la recogida de partículas, por ejemplo material embólico, que se puedan desplazar durante un procedimiento de retirada. En algunas implementaciones, la unión de las antenas 560a, 560b y 560c se forma soldando entre sí los extremos distales de las antenas. En algunas implementaciones, los extremos distales de las antenas se posicionan dentro de una envoltura, tal como un muelle de bobina u otra estructura perforada, con un metal de soldadura u otro agente de unión aplicado dentro y/o alrededor de la envoltura para realizar una entre sí junta de los extremos distales de las antenas. En algunas implementaciones, la envoltura comprende una punta distal atraumática redondeada. En algunas implementaciones, la envoltura comprende un material radiopaco.

[0158] La figura 52A ilustra un dispositivo de retirada similar al descrito en las figuras 51A-51D. Una diferencia reside en la construcción de los puntales no lineales/intermedios 570 que están dispuestos en las estructuras celulares del segmento distal 555. Como se muestra en la figura 52A, el puntal intermedio 570 comprende primeros y segundos elementos curvilíneos 571 y 572, respectivamente, entre los cuales hay puntales de bifurcación 573a y 573b. Una ventaja de la configuración del puntal 570 es que éste proporciona una cobertura adicional, en comparación con el puntal 562, para ayudar a atrapar residuos embólicos. En algunas implementaciones, los puntales no lineales se extienden entre el extremo proximal 556 y el extremo distal 557 de las estructuras celulares 555. En algunas implementaciones, el puntal no lineal 570 se extiende entre el extremo proximal 556 y el extremo distal 557 de las estructuras celulares con la longitud combinada de los elementos 571, 572 y 573a siendo aproximadamente la misma longitud que el puntal superior 558 y/o la longitud combinada de los elementos 571, 572 y 573b siendo sustancialmente la misma longitud que el puntal inferior 559 en la configuración cortada. Para afectar en gran medida a la fuerza radial producida en el segmento distal 552b, en algunas implementaciones los puntales no lineales 570 tienen una dimensión de ancho inferior a la dimensión de ancho de los puntales superiores e inferiores 558 y 559. En algunas implementaciones, la proporción de la dimensión de ancho de los puntales 570 y la dimensión de ancho de cada uno de los puntales superiores e inferiores 558 y 559, respectivamente, es de entre aproximadamente 0,70 y 0,90. Por ejemplo, según una implementación, cada uno de los puntales superiores e inferiores, 558 y 559, tiene una dimensión de ancho según está cortado de aproximadamente 0,0889 mm (0,0035 pulgadas), mientras que el puntal 360 tiene una dimensión de ancho según está cortado de aproximadamente 0,0635 mm (0,0025 pulgadas).

[0159] La figura 52B ilustra una variación al dispositivo de retirada mostrado en la figura 52A con diferencias existentes en el tamaño de las estructuras celulares 579 en la sección proximal 575 de la parte del cuerpo cilíndrico y la inclusión de estructura celular 577 en la sección distal 576 de la parte del cuerpo cilíndrico. Como

se muestra en la figura 52B, las estructuras celulares 579 son menores en tamaño que las estructuras celulares situadas de forma similar en el dispositivo de retirada de la figura 52A como resultado de la adición de puntales adicionales (los representados por líneas discontinuas) para reducir esencialmente el tamaño de las estructuras celulares a la mitad. Como se ha indicado anteriormente, otra diferencia reside en la inclusión de la estructura celular 577 en el extremo distal del dispositivo de retirada para proporcionar un dispositivo con un extremo circunferencial sustancialmente uniforme. En una implementación, un puntal intermedio 578 se extiende entre los extremos opuestos de la estructura celular 577 de modo similar a como se ha descrito anteriormente respecto a los puntales intermedios 562.

[0160] La figura 53 ilustra un dispositivo de retirada 580 que comprende estructuras celulares de tamaño diferente a lo largo de su longitud, similar al descrito anteriormente conjuntamente con el dispositivo 550 ilustrado en las figuras 51A- 51D. La figura 53 representa el dispositivo 580 en una disposición bidimensional como si estuviera cortado a lo largo de su longitud y colocado sobre una superficie plana. El dispositivo incluye una antena proximal 581, una parte decreciente proximal 582, una parte de cuerpo principal 583 y una parte distal 584. En el estado fabricado cortado, la parte del cuerpo principal 583 y la parte distal 584 tienen el mismo, o sustancialmente mismo, diámetro. En un momento después de que el dispositivo 580 se haya cortado, por ejemplo por corte por láser, el dispositivo 580 está formado de modo que la configuración no contraída de la parte distal 584 tiene un diámetro que es mayor que el de la parte de cuerpo principal sin contraer 583. La forma posterior en el estado cortado del dispositivo 580 se puede conseguir con el uso de mandriles u otras herramientas y métodos conocido en la técnica. En alguna implementación, la proporción del diámetro sin contraer de la parte distal 584 y la parte de cuerpo principal 583 es de entre aproximadamente 1,2/1,0 y aproximadamente 2,0/1,0. Por ejemplo, según una implementación, el diámetro medio sin contraer de la parte de cuerpo principal 583 es de aproximadamente 2,0 milímetros y el diámetro sin contraer medio de la parte distal 584 es de aproximadamente 4,0 milímetros.

[0161] Como se ilustra en la figura 53, las estructuras celulares en la parte decreciente proximal 582, la parte de cuerpo principal 583 y la parte distal 584 son de tamaños diferentes. En el ejemplo de la figura 53, los tamaños celulares son múltiplos unos de otros con estructuras celulares 586 que incluyen un área aproximadamente igual a dos de la estructura celular 585 y la estructura celular 587 incluyendo un área aproximadamente igual a tres estructuras celulares 585. Es importante señalar que no es necesario que los tamaños celulares sean múltiplos unos de otros. Como con las estructuras celulares 553, 554 y 555 del dispositivo 550 anteriormente descrito, las estructuras celulares 585, 586 y 587 tienen cada una una proporción media de longitud a ancho superior a uno cuando el dispositivo de retirada 580 está en un estado no expandido y cuando el dispositivo de retirada 580 está en un estado expandido. Como se ha mencionado anteriormente, la capacidad de las estructuras celulares para mantener una proporción media de longitud a ancho superior a uno evita que las celdillas se colapsen longitudinalmente cuando el dispositivo de retirada viaja a través de un catéter de administración o conducto de un paciente. En otras palabras, las estructuras celulares del dispositivo 580 no pueden colapsarse longitudinalmente sobre sí mismas como un acordeón debido a sus proporciones de longitud a ancho superiores a uno.

[0162] Otro aspecto se refleja en la longitud de las estructuras celulares 587 en la parte distal 584 del dispositivo. Debido a que la parte distal 584 adopta un diámetro expandido que es mayor que el diámetro expandido de las partes restantes del dispositivo, la dimensión de longitud de la estructura celular 587 se selecciona de modo que sea suficientemente larga en comparación con su dimensión de ancho para asegurar que la estructura de celdilla mantenga su dimensión de longitud de modo que sea mayor que sus dimensiones de ancho cuando el dispositivo de retirada 580 pasa de un estado no expandido a un estado expandido.

[0163] En algunas implementaciones, el dispositivo de retirada 580 está construido de tal manera que resulta en una fuerza radial ejercida por la parte de cuerpo principal 583 que es mayor que la fuerza radial ejercida por la parte distal 584 cuando el dispositivo de retirada 580 se despliega dentro de un conducto de un paciente. En tal implementación, la parte de cuerpo principal 583 se sitúa para capturar una obstrucción, mientras que la parte distal 584 se apoya más suavemente contra una pared del conducto distal a la obstrucción para atrapar partes de la obstrucción que se desplacen durante y después de su captura. De este modo, según un método, el dispositivo de retirada 580 se coloca en el sitio de tratamiento de un paciente usando un catéter de administración, como se ha descrito previamente en este documento. El dispositivo de retirada 580 se posiciona en un extremo distal del catéter de administración de modo que la parte del cuerpo principal 583 se sitúa en el sitio de la obstrucción que se desea retirar. Cuando están enfundadas en el catéter de administración, la parte de cuerpo principal 583 y la parte distal 584 tienen el mismo, o sustancialmente el mismo, diámetro. Después, el catéter de administración se retira proximalmente para obligar al dispositivo de retirada contraído a expandirse en el sitio de tratamiento de modo que la parte de cuerpo principal 583 se introduzca al menos parcialmente en la obstrucción y de modo que al menos una parte de la parte distal 584 repose más suavemente contra la pared del conducto distal a la obstrucción. Después de que la obstrucción sea capturada en la parte de cuerpo principal 583 del dispositivo 580, el dispositivo se puede retirar del paciente de una manera según uno o más de los métodos previamente descritos en este documento. Durante dicha retirada, a medida que se estira

proximalmente del dispositivo de retirada, la parte distal 584 puede pasar a lo largo de la pared del conducto para atrapar partes de la obstrucción que se pueden haber desalojado. Gracias a su dimensión diametral aumentada, la parte distal 584 se mantiene en contacto con la pared del conducto durante todo o una parte del procedimiento de extracción.

5 [0164] Aunque no se muestra en la figura 53, en algunas implementaciones las estructuras celulares en el segmento distal 584 tienen hilos enrollados tejidos selectivamente a través de sus puntales para dotar al segmento distal de una radiopacidad y/o rigidez deseadas como se ha mencionado anteriormente en relación con la figura 50.

10 [0165] El dispositivo de retirada 590 ilustrado en la figura 54 es similar al dispositivo 580, con una diferencia siendo la manera en la que las estructuras celulares 587 están interconectadas. Las estructuras celulares 587 tienen un lado proximal 591, un lado distal 592, un lado superior 593 y un lado inferior 594. Como se muestra en la figura 54, las estructuras celulares 587 se acoplan con las estructuras celulares adyacentes 586 a lo largo de al menos una parte del lado proximal 591. Sin embargo, los lados superior e inferior 593 y 594 de las estructuras celulares 587 no están unidos. Como se ha mencionado antes, es deseable que la proporción de longitud a ancho de las estructuras celulares 587 se mantenga superior a uno cuando el dispositivo de retirada 590 se mueve a través de un catéter de administración o un conducto de un paciente. Al desacoplar los lados superior e inferior de las estructuras celulares, se eliminan fuerzas que normalmente se aplicarían a las estructuras celulares durante su expansión para hacer que se expandan de manera apreciable a lo ancho. Esto contribuye a asegurar que la proporción de longitud a ancho de las estructuras celulares 587 se mantenga superior a uno cuando el dispositivo 590 adopta un estado expandido. Como se muestra en la figura 55, como resultado del desacoplamiento de la fila circunferencial de estructuras celulares más distal, la selección de estructuras celulares de menores dimensiones se acomoda. Por ejemplo, como se muestra en la figura 55, la fila circunferencial de estructuras celulares más distal 596 puede comprender estructuras celulares que sean iguales o similares a las estructuras celulares situadas proximalmente 586. Se aprecia, sin embargo, que no es necesario que el tamaño y la forma de la fila circunferencial de estructuras celulares más distal imiten los de las estructuras celulares situadas proximalmente.

15

20

25

[0166] En referencia ahora a la figura 56A, se muestra un dispositivo de retirada 630 con una construcción similar al dispositivo 800 representado en la figura 45A, pero con menos estructuras celulares y para usar en vasos/conductos de menor diámetro. La figura 56A es una vista bidimensional de otro ejemplo de un dispositivo de retirada 630. El dispositivo de retirada 630 comprende un miembro expansible que tiene una parte final decreciente proximal 631, una parte de cuerpo principal cilíndrica 632 y una parte final decreciente distal 633. Las estructuras celulares más externas de la parte final decreciente proximal tienen segmentos de pared externa que forman en un lado un segmento de rail no ondulatorio 636 y en el otro lado un segmento de rail ondulatorio 637. Cada uno de los segmentos de rail 636 y 637 se extienden a partir de un extremo más proximal del miembro expansible hasta una posición en o cerca del extremo proximal de la parte de cuerpo principal cilíndrica 632. Una antena proximal 634 se extiende proximalmente a partir de una estructura celular más proximal 638, mientras que una antena distal 635 se extiende distalmente desde el extremo distal de la sección decreciente distal 633. Las estructuras celulares 640 en la parte de cuerpo principal cilíndrica 632 comprenden elementos de flexión proximales y distales opuestos 641 y 642, respectivamente, que comprenden generalmente estructuras de tipo convexo y/o cóncavo, como por ejemplo estructuras en V y en U. Los elementos de flexión proximales y distales 641 y 642 están interconectados por un par de puntales que se extienden diagonalmente y están separados circunferencialmente entre sí 643 y 644.

30

35

40

[0167] La figura 56B muestra las dimensiones en pulgadas del ancho según está cortado de los varios puntales en la parte final decreciente proximal 631 según una implementación, cada una de las dimensiones teniendo una tolerancia de  $\pm 0,01016$  mm ( $\pm 0,0004$  pulgadas). Según una implementación, los puntales de la parte final decreciente proximal 631 tienen una dimensión de grosor según están cortados de aproximadamente  $0,1143$  mm  $\pm 0,01016$  mm ( $0,0045 \pm 0,0004$  pulgadas).

45

[0168] Como se ha comentado previamente, es deseable que la parte del cuerpo principal cilíndrica 632 posea una fuerza radial suficiente para provocar al menos una integración parcial de sus puntales en una obstrucción que se desea eliminar completa o parcialmente. Sin embargo, la fuerza radial de la parte del cuerpo principal cilíndrica 632 debe ser suficientemente baja para evitar un daño excesivo al vaso o al conducto que se está tratando; con el fin de conseguir una fuerza radial deseada, el área en sección transversal y/o el ancho y/o el grosor de los puntales que forman la parte de cuerpo principal cilíndrica 632 se deben dimensionar adecuadamente.

50

[0169] Otra característica que se debe tener en cuenta es la flexibilidad. La parte de cuerpo principal cilíndrica 632 debería poseer una flexibilidad suficiente para permitir que el dispositivo de retirada 630 avance y se retraiga a través de la tortuosa anatomía de un paciente. Sin embargo, la parte de cuerpo principal cilíndrica 632 también debería poseer una rigidez suficiente para permitir empujarla a través de un catéter de administración y un

55

conductor de un paciente sin que colapse sobre sí misma. Se ha descubierto que la rigidez también constituye un factor en la capacidad del dispositivo de retirada de ser retirado en un catéter de administración en un momento determinado después de haberlo desplegado. Como se ha mencionado anteriormente, tras un error de colocación del dispositivo de retirada dentro de un conductor de un paciente, y a veces tras la extracción del dispositivo de retirada del paciente, el dispositivo de retirada se vuelve a retirar completamente o parcialmente en el interior del catéter de administración. Se ha descubierto que, en ausencia de una cantidad requerida de rigidez en la parte del cuerpo principal cilíndrica, resulta difícil retirar el dispositivo de retirada de nuevo hasta el interior del catéter de administración después de haberse desplegado. Las pruebas han demostrado que, en algunas situaciones en las que todos los puntales de la parte de cuerpo principal cilíndrica tienen una sección transversal uniforme, el resultado es una rigidez insuficiente cuando los puntales están dimensionados para conseguir una cantidad apropiada de fuerza radial.

[0170] Se ha descubierto que la sección transversal de los elementos de flexión 641 y 642 tiene un impacto más significativo en la fuerza radial en la parte de cuerpo principal cilíndrica 632, mientras que la sección transversal de los puntales dispuestos diagonalmente 643 y 644 contribuye poco a la fuerza radial producida en la parte de cuerpo principal cilíndrica 632. Según algunas implementaciones, para conseguir la combinación adecuada de fuerza radial y rigidez en la parte de cuerpo principal cilíndrica 632, la sección transversal de los elementos de flexión 641 y 642 es diferente que la sección transversal de los puntales 643 y 644. Como en muchos casos el dispositivo de retirada se corta a partir de un tubo de grosor uniforme, las dimensiones de ancho de los elementos de flexión 641, 642 y los puntales dispuestos diagonalmente 643, 644 se varían para conseguir las características de fuerza radial y de rigidez deseadas. Sin embargo, se debe apreciar que se pueden variar otras dimensiones además del ancho para conseguir resultados iguales o similares.

[0171] Según algunas implementaciones, todos o sustancialmente todos los puntales de la parte de cuerpo principal cilíndrica 632 son del mismo grosor, con los elementos de flexión 641 y 642 teniendo una primera dimensión media de ancho y los puntales dispuestos diagonalmente 643 y 644 teniendo una segunda dimensión media de ancho que es mayor que la primera dimensión media de ancho. La segunda dimensión media de ancho es suficientemente grande para compensar la falta de rigidez que existiría si la segunda dimensión media de ancho fuera la misma que la primera dimensión media de ancho. En algunas implementaciones, la segunda dimensión media de ancho en el estado cortado está en el rango de aproximadamente 1,1 a aproximadamente 2,0 veces mayor que la primera dimensión media de ancho en el estado cortado. En otras implementaciones, la segunda dimensión media de ancho en el estado cortado está en el rango de aproximadamente 1,2 a aproximadamente 1,5 veces mayor que la primera dimensión media de ancho en el estado cortado. Según un experimento, la primera dimensión media de ancho en el estado cortado era de aproximadamente 0,08128 mm (0,0032 pulgadas) y la segunda dimensión media de ancho en el estado cortado era de aproximadamente 0,1016 mm (0,0040 pulgadas). Los resultados mostraron que la rigidez de deflexión media de la parte de cuerpo principal cilíndrica 632 aumentó aproximadamente un 40% a 50% como resultado del aumento de la dimensión de ancho de los puntales dispuestos diagonalmente 643 y 644 de 0,08128 mm (0,0032 pulgadas) a 0,1016 mm (0,0040 pulgadas). Esto ocurre sin un aumento apreciable en la fuerza radial.

[0172] La figura 57 ilustra un dispositivo de retirada 650 similar al dispositivo de retirada 630 con una diferencia en la construcción de los puntales dispuestos diagonalmente 643 y 644. Como se muestra en las figuras, los puntales 643 y 644 del dispositivo de retirada 630 son curvilíneos, mientras que los puntales 643 y 644 del dispositivo de retirada 650 son rectos.

[0173] Según algunas implementaciones, las dimensiones de ancho de los puntales dispuestos diagonalmente 643 y 644 son uniformes a lo largo de su longitud. Con respecto a las dimensiones de ejemplo anteriores, esto significaría que la longitud total de los puntales 643 y 644 tendría una dimensión media de ancho de 0,1016 mm (0,0040 pulgadas). En otras implementaciones, los puntales 643 y 644 comprenden segmentos intermedios que están dispuestos entre segmentos de extremo distales y proximales opuestos, con los segmentos de extremo proximales estando acoplados al elemento de flexión proximal y los segmentos de extremo distales estando acoplados al elemento de flexión distal. Usando las mismas dimensiones de ejemplo anteriores, los elementos de flexión 641 y 642, junto con los segmentos proximales y distales de los puntales 643 y 644, pueden tener una dimensión media de ancho de 0,08128 mm (0,0032 pulgadas) mientras que el segmento intermedio de los puntales 643 y 644 puede tener una dimensión media de ancho de 0,1016 mm (0,0040 pulgadas). En otras implementaciones, los puntales 643 y 644 comprenden segmentos intermedios que están dispuestos entre segmentos de extremo decrecientes proximales y distales opuestos, con los segmentos de extremo decrecientes proximales estando acoplados al elemento de flexión proximal 641 y los segmentos de extremo decrecientes distales acoplándose al elemento de flexión distal 642. Usando las mismas dimensiones de ejemplo anteriores, los elementos de flexión 643 y 642 pueden tener una dimensión media de ancho de 0,08128 mm (0,0032 pulgadas) con el segmento intermedio de los puntales 643 y 644 teniendo una dimensión media de ancho de 0,1016 mm (0,0040 pulgadas), la dimensión media de ancho de los segmentos de extremo decrecientes proximales y distales transicionando de 0,08128 mm (0,0032 pulgadas) a 0,1016 mm (0,0040 pulgadas).



[0174] Como se ha descrito anteriormente en la descripción del dispositivo representado en la figura 50, un proceso de tejido/enrollado de un hilo o cinta alrededor de los puntales del dispositivo de retirada se puede utilizar con el fin de aumentar la radiopacidad del dispositivo y también para influir en la rigidez del dispositivo. En las implementaciones descritas anteriormente, la discusión se ha limitado a la incorporación de tal característica en el segmento distal de los dispositivos de retirada. A continuación aparece una descripción que implica el uso de tales hilos enrollados en otras partes del dispositivo.

[0175] La figura 58A ilustra un dispositivo de retirada 630 que tiene una construcción similar al dispositivo de retirada 650 mostrado en la figura 56. El dispositivo de retirada 660 comprende hilos que están enrollados alrededor de puntales selectivos con el fin de aumentar la radiopacidad del dispositivo 660 y/o de influir en la rigidez de una o más partes del dispositivo. En la implementación ejemplar de la figura 58A, tres hilos (o cintas) radiopacos 661, 662 y 663 se enrollan a lo largo de la longitud del dispositivo de retirada para mejorar la radiopacidad del dispositivo a lo largo de esencialmente toda su longitud y para mejorar la rigidez de al menos la parte de cuerpo principal cilíndrica 666. En la implementación de la figura 58A, los hilos 661-663 se enrollan alrededor de los puntales orientados diagonalmente hacia abajo (según se ven de izquierda a derecha) en la parte de cuerpo principal cilíndrica 666 de modo que solo las patas cortas 670a de los elementos de flexión 670 posean hilos enrollados. Como se muestra en detalle en la figura 58B, las patas largas 670b de los elementos de flexión 670 están libres o sustancialmente libres de hilos enrollados. Una virtud de esta configuración de enrollado es que permite aplicar los hilos al dispositivo de retirada, y particularmente la parte de cuerpo principal cilíndrica 666, de una manera que afecta desproporcionalmente a la rigidez y la fuerza radial. Por ejemplo, la rigidez de deflexión media de la parte de cuerpo principal cilíndrica 666 se puede aumentar moderadamente a significativamente sin que haya un aumento correspondiente en la fuerza radial ejercida por la parte de cuerpo principal cilíndrica cuando está en un estado no expandido. Los prototipos han demostrado que la rigidez de deflexión media de la parte de cuerpo principal cilíndrica 666 se puede aumentar hasta un 50% con relativamente poco o ningún aumento de la fuerza radial.

[0176] Según una implementación ejemplar, los puntales de la parte de cuerpo principal cilíndrica 666 tienen una dimensión de grosor según están cortados de aproximadamente 0,1143 mm (0,0045 pulgadas) con cada uno de puntales 670a, 670b y 671 teniendo dimensiones de ancho de aproximadamente 0,08128 mm (0,0032 pulgadas), 0,08128 mm (0,0032 pulgadas) y 0,1016 mm (0,0040 pulgadas), respectivamente. En una implementación, los hilos comprenden platino con un ancho y/o diámetro de entre aproximadamente 0,0508 mm (0,0020 pulgadas) y 0,0635 mm (0,0025 pulgadas), habiendo una media de aproximadamente uno a diez enrollamientos por puntal, y más generalmente de uno a cinco enrollamientos por puntal. Se debe apreciar que un único hilo o cualquier múltiplo del mismo se puede utilizar en lugar de las tres configuraciones de hilo representadas en la figura 58A. Además, es importante destacar que, en el caso del aumento de la radiopacidad, el hilo o hilos pueden comprender cualquier material o combinación de materiales radiopacos como se ha mencionado anteriormente conjuntamente con la figura 50. En el caso de que se apliquen hilos enrollados solo con el fin de modificar la rigidez, el hilo o hilos pueden comprender cualquier material adecuado para este fin, como por ejemplo materiales metálicos, poliméricos y compuestos. En algunas implementaciones, el área en sección transversal del hilo o hilos varía para proporcionar una variación en la radiopacidad y/o rigidez a lo largo de la longitud del dispositivo.

[0177] Según algunas implementaciones, la parte de cuerpo principal cilíndrica 666 tiene una primera rigidez de deflexión media en ausencia del hilo o hilos o cintas 661-663 y una segunda rigidez de deflexión media con presencia del hilo o hilos o cintas 661-663, y las características dimensionales y materiales de hilo o hilos o cintas 661-663 y el número de enrollamientos por longitud de unidad de los puntales que se extienden en diagonal y están separados entre sí circunferencialmente en la parte de cuerpo principal cilíndrica se seleccionan para hacer que la segunda rigidez de deflexión media sea mayor que la primera rigidez de deflexión media en un factor de entre aproximadamente 1,2 a aproximadamente 1,8 con un aumento desproporcionalmente inferior en la fuerza radial ejercida por la parte de cuerpo principal cilíndrica cuando está en un estado no expandido.

[0178] Según algunas implementaciones, los segmentos de extremo distales y proximales de los hilos 661-663 se acoplan al dispositivo retirador 660 como se representa en las figuras 59 y 60, respectivamente. Es importante destacar que también son posibles otras configuraciones de fijación/acoplamiento. La figura 59A ilustra la fijación proximal de los hilos 661-663 en la ubicación en la que el extremo distal del hilo alargado 40 (véase, por ejemplo, la figura 1 A) se fija a la antena proximal 675. En una forma de realización, el extremo distal del hilo 40 tiene un perfil plano con un ancho de aproximadamente 0,127 mm (0,005 pulgadas) con el ancho y grosor de la antena proximal 675 siendo aproximadamente 0,16 mm (0,0063 pulgadas) y aproximadamente 0,0889 mm (0,0035 pulgadas), respectivamente. La figura 59B ilustra una vista en sección transversal de la conexión resultante en la que, en una implementación, los extremos proximales de los hilos 661-663 residen en un lado inferior de la antena proximal 675 y el extremo distal del hilo alargado 40 reside en un lado superior de la antena proximal 675.

[0180] Las figuras 60A y 60B ilustran diferentes métodos mediante los que los segmentos de extremo distal de los hilos 661-663 se pueden unir a la antena distal 676. En la implementación de la figura 60A, los extremos

5 distales de los hilos 661-663 se conectan directamente a la antena distal usando un agente de unión tal como un material de soldadura o pegamento. La figura 60B muestra otra implementación en la que los extremos distales de los hilos 661-663 están interpuestos entre la antena distal 676 y una bobina 685 que la rodea. En tal implementación, un agente de unión se puede introducir en el interior de la bobina 685 para efectuar una unión de la bobina 685, la antena distal 676 y los hilos 661-663.

10 [0181] Aunque la descripción anterior contiene muchas características, esas características no deberían interpretarse como limitaciones del alcance de la divulgación, sino meramente como ejemplificaciones de formas de realización preferidas de las mismas. Por ejemplo, se contemplan dispositivos de retirada con diámetros expandidos de cualquier tamaño entre 1,0 y 100,0 milímetros y longitudes de hasta 5,0 a 10,0 centímetros. Además, se aprecia que muchas de las características descritas aquí son intercambiables entre las varias implementaciones. Los expertos en la técnica visualizarán muchas otras posibles variaciones que están dentro del campo de la invención. Además, se aprecia que la administración de un dispositivo de tratamiento vascular de las implementaciones aquí descritas es conseguible con el uso de un catéter, una funda o cualquier otro dispositivo  
15 que sea capaz de llevar el dispositivo con el miembro expansible en un estado comprimido al sitio de tratamiento y que permita el posterior despliegue del miembro expansible en un sitio de tratamiento vascular. El sitio de tratamiento vascular puede estar (1) en el cuello de un aneurisma para desviar el flujo y/o facilitar la colocación de bobinas u otras estructuras similares en el saco de un aneurisma, (2) en el sitio de una obstrucción embólica con un fin de eliminar la obstrucción embólica, (3) en el sitio de una estenosis con un fin de dilatar la estenosis  
20 para aumentar el flujo sanguíneo a través del vaso, etc.

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo de retirada de obstrucción embólica (660) que comprende; un miembro autoexpansible alargado (12, 112) que tiene una configuración radialmente expandida y una configuración radialmente no expandida, donde el miembro autoexpansible alargado (12, 112) comprende una pluralidad de elementos ondulatorios generalmente longitudinales (24) con elementos ondulatorios adyacentes que se interconectan de una manera que forman una pluralidad de estructuras celulares dispuestas diagonalmente (26), donde el miembro autoexpansible alargado (12, 112) tiene una antena proximal (675), una parte de extremo proximal (665) y una parte de cuerpo principal cilíndrica (666) que comprende una sección proximal y una sección distal, donde las estructuras celulares (26) en la parte de cuerpo principal cilíndrica (666) se extienden circunferencialmente alrededor de un eje longitudinal del miembro autoexpansible alargado (12, 112), donde las estructuras celulares (26) en la parte de extremo proximal (665) se extienden menos que circunferencialmente alrededor del eje longitudinal del miembro autoexpansible alargado (12, 112), donde las estructuras celulares (26) en la parte de cuerpo principal cilíndrica (666) comprenden elementos de flexión proximales y distales (670) que se interconectan mediante un par de puntales que se extienden diagonalmente y separados circunferencialmente (670a, 670b, 671)
- donde los elementos de flexión proximales y distales (670) tienen cada uno una pata corta (670a) y una pata larga (670b), **caracterizado por el hecho de que** al menos algunos de los puntales que se extienden diagonalmente y separados circunferencialmente (670a, 670b, 671) tienen uno o más hilos o cintas (661, 662, 663) enrollados alrededor de los mismos para mejorar la rigidez de deflexión media de la totalidad o una parte de la parte de cuerpo principal cilíndrica (666) cuando el miembro autoexpansible alargado está en la configuración radialmente expandida, donde las patas largas (670b) de los elementos de flexión proximales y distales (670) están libres o sustancialmente libres de los hilos o cintas (661, 662, 663) enrollados alrededor de los mismos.
2. Dispositivo de retirada de obstrucción embólica (660) según la reivindicación 1, donde el uno o más hilos o cintas (661, 662, 663) comprenden un material radiopaco.
3. Dispositivo de retirada de obstrucción embólica (660) según la reivindicación 1, donde el uno o más hilos o cintas (661, 662, 663) comprenden un material metálico.
4. Dispositivo de retirada de obstrucción embólica (660) según la reivindicación 1, donde el uno o más hilos o cintas (661, 662, 663) comprenden un material polimérico.
5. Dispositivo de retirada de obstrucción embólica (660) según la reivindicación 1, donde en la configuración radialmente expandida la parte de cuerpo principal cilíndrica (666) tiene una primera rigidez de deflexión media en ausencia del uno o más hilos o cintas (661, 662, 663) y una segunda rigidez de deflexión media con presencia del uno o más hilos o cintas (661, 662, 663), donde las características dimensionales y materiales del uno o más hilos o cintas (661, 662, 663) y el número de enrollados por unidad de longitud de los puntales que se extienden diagonalmente y separados circunferencialmente (670a, 670b, 671) se seleccionan para causar que la segunda rigidez de deflexión media sea mayor que la primera rigidez de deflexión media en un factor de entre 1,2 a 1,8.
6. Dispositivo de retirada de obstrucción embólica (660) según la reivindicación 1, donde al menos algunos de los puntales que se extienden diagonalmente y que están separados circunferencialmente (670a, 670b, 671) comprenden uno o más rasgos de guía de enrollado.
7. Dispositivo de retirada de obstrucción embólica (660) según la reivindicación 6, donde el uno o más rasgos de guía de enrollado comprenden entrantes capaces de recibir solo una parte del uno o más hilos o cintas (661, 662, 663).
8. Dispositivo de retirada de obstrucción embólica (660) según la reivindicación 1, que comprende además un primer hilo flexible alargado que se extiende proximalmente conectado a la antena proximal (675).
9. Dispositivo de retirada de obstrucción embólica (660) según la reivindicación 8, donde un extremo del uno o más hilos o cintas (661, 662, 663) se conecta a la antena proximal (675) en la ubicación de conexión del primer hilo flexible alargado que se extiende proximalmente con la antena proximal (675).
10. Dispositivo de retirada de obstrucción embólica (660) según la reivindicación 1, donde en la configuración radialmente expandida la parte de cuerpo principal cilíndrica (666) tiene una primera rigidez de deflexión media en ausencia del uno o más hilos o cintas (661, 662, 663) y una segunda rigidez de deflexión media con la presencia del uno o más hilos o cintas (661, 662, 663), donde las características dimensionales y materiales del uno o más hilos o cintas (661, 662, 663) y el número de enrollados por unidad de longitud de los puntales que se extienden diagonalmente y separados

circunferencialmente (670a, 670b, 671) se seleccionan para causar que la segunda rigidez de deflexión media sea mayor que la primera rigidez de deflexión media en un primer factor de multiplicación, y donde en la configuración radialmente no expandida la parte de cuerpo principal cilíndrica (666) ejerce una primera fuerza radial en ausencia del uno o más hilos o cintas (661, 662, 663) y una segunda fuerza radial con presencia del uno o más hilos o cintas (661, 662, 663),  
5 donde las características dimensionales y materiales del uno o más hilos o cintas (661, 662, 663) y el número de enrollados por unidad de longitud de los puntales que se extienden diagonalmente y separados circunferencialmente (670a, 670b, 671) se seleccionan para causar que la segunda fuerza radial sea mayor que la primera fuerza radial en un segundo factor de multiplicación, donde el segundo factor de multiplicación es  
10 menor que el primer factor de multiplicación.

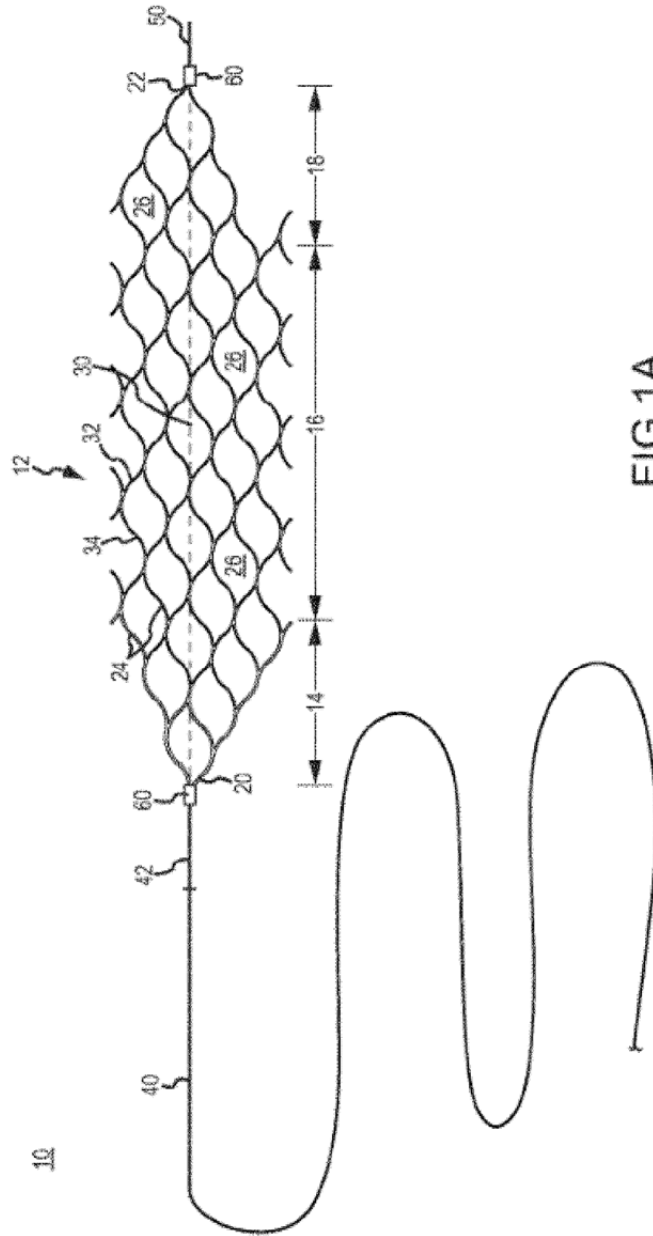
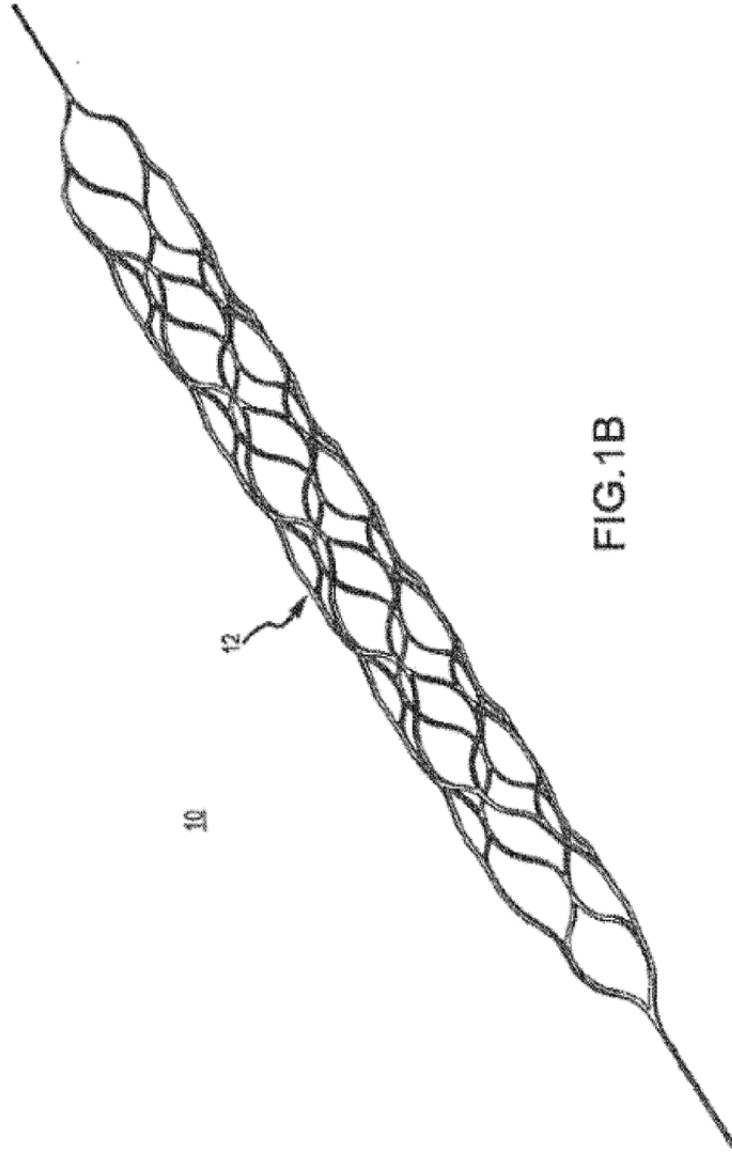


FIG.1A



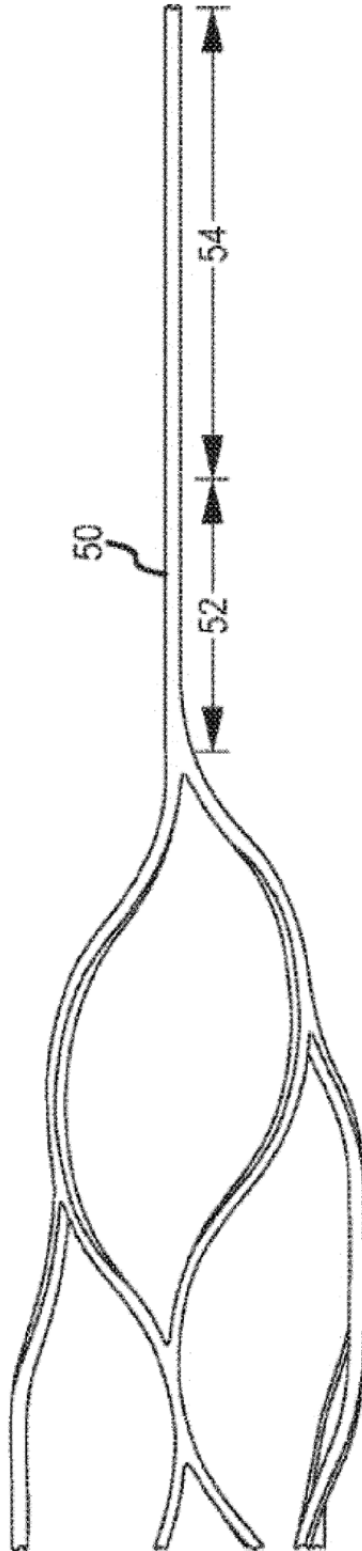


FIG.2

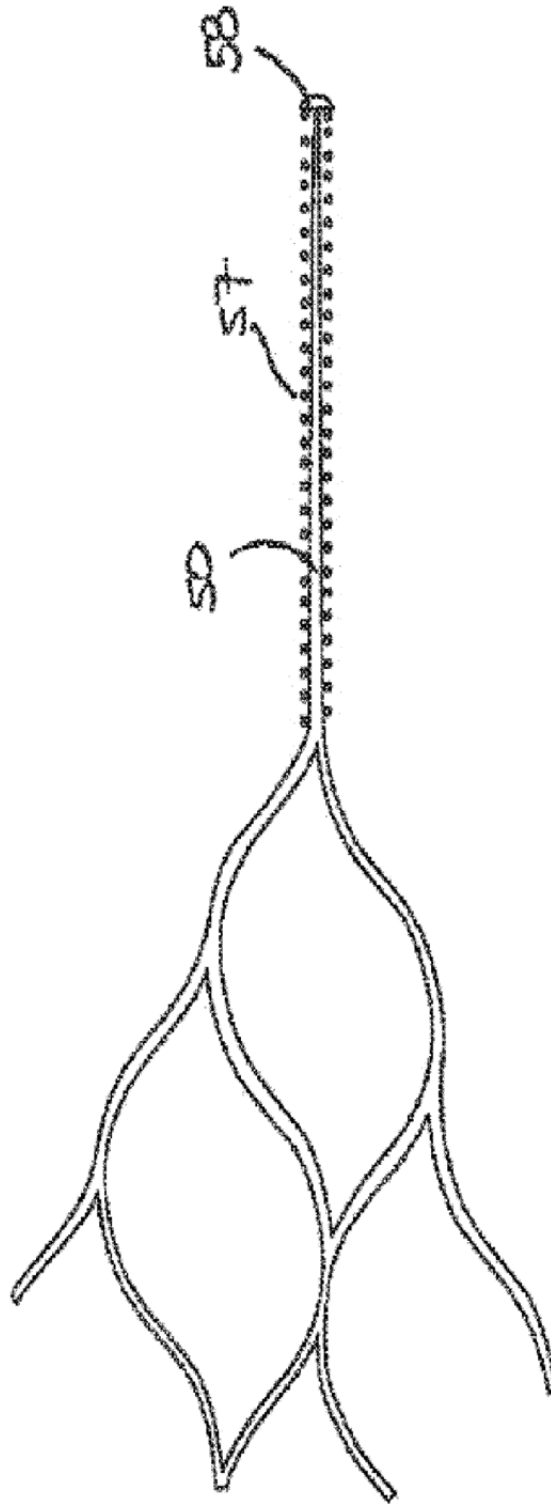


FIG.3



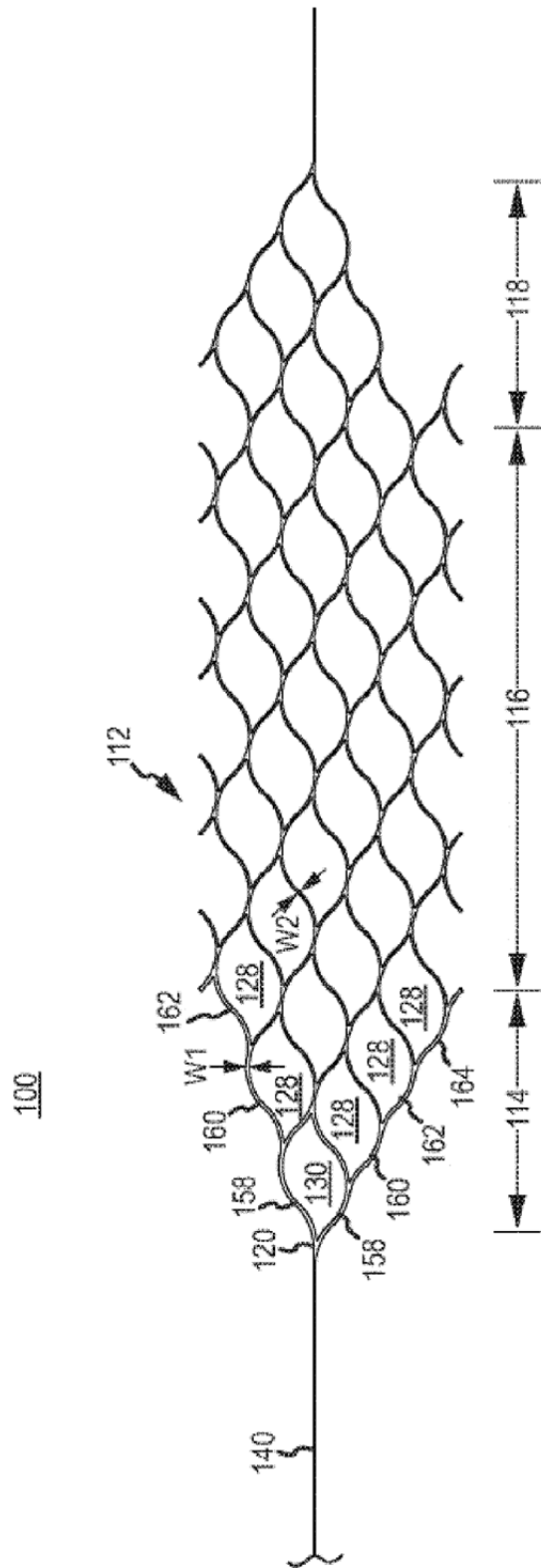


FIG.4A

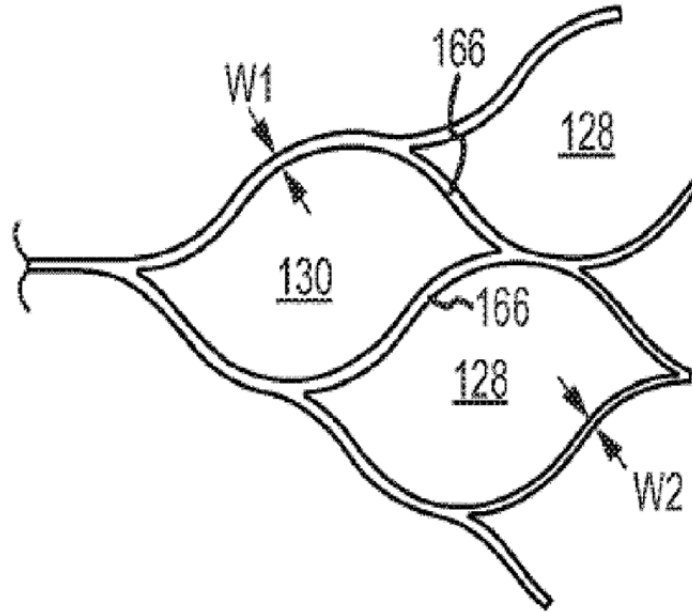


FIG.4B

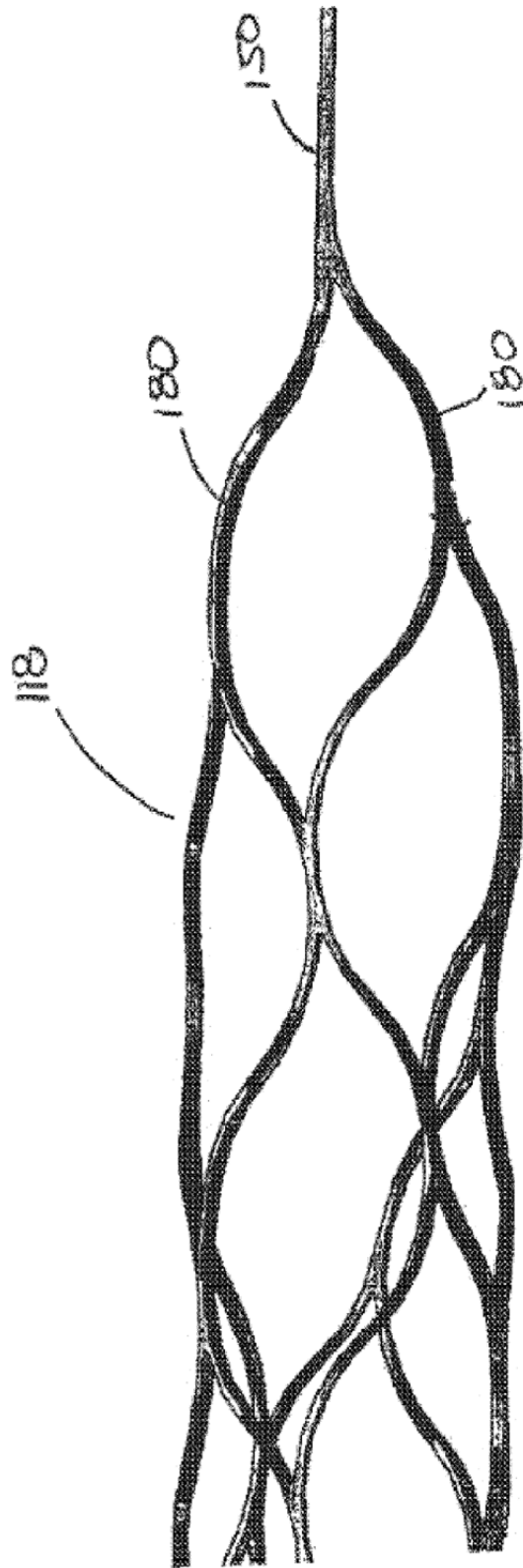


FIG. 5

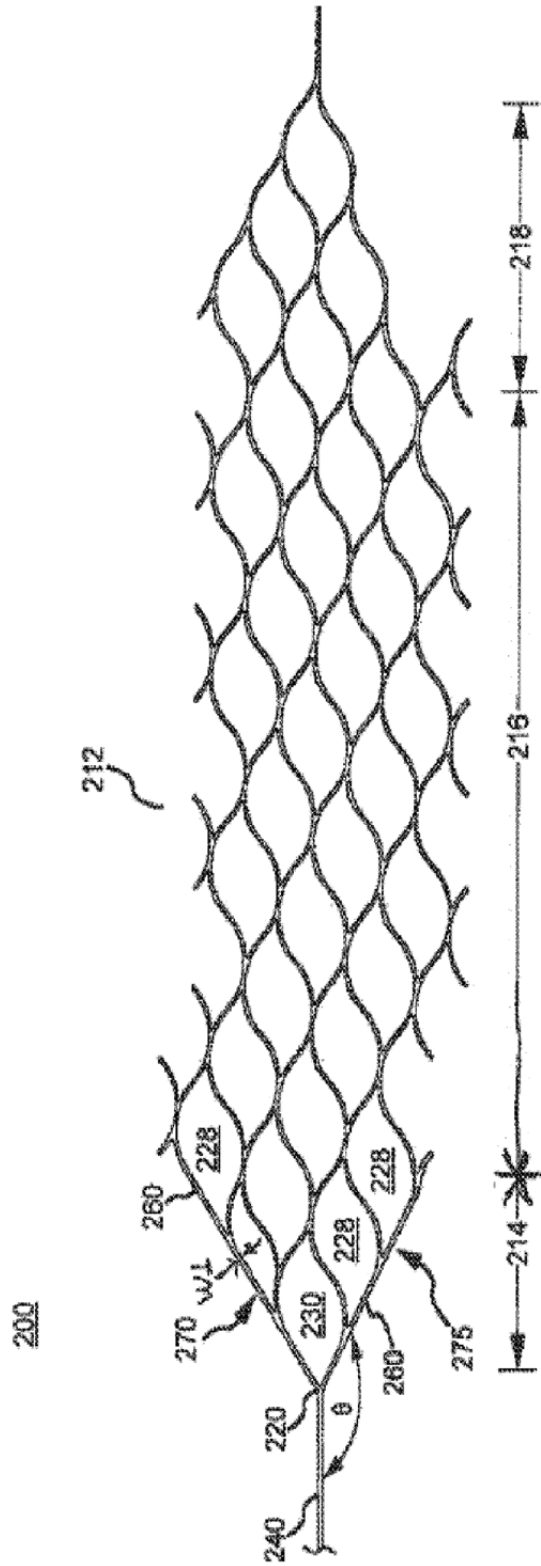


FIG.6A

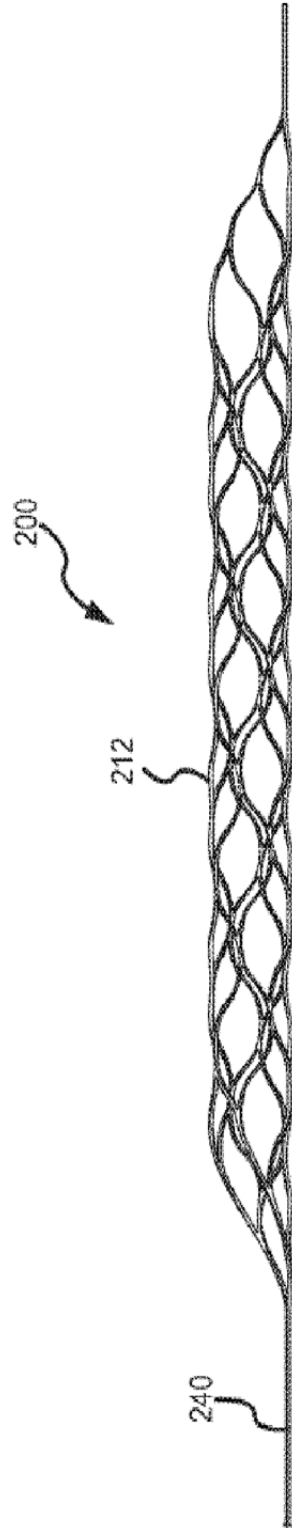


FIG.6B

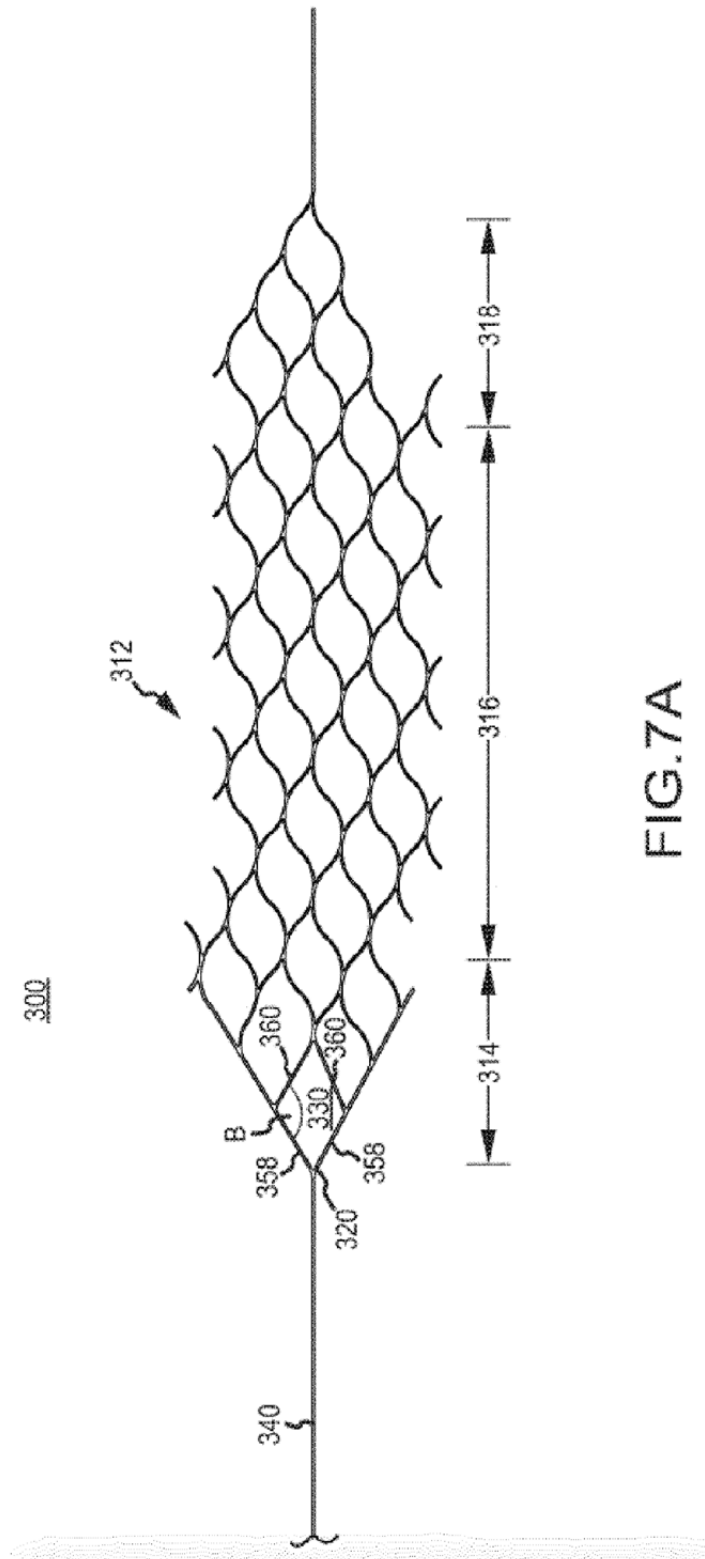


FIG.7A

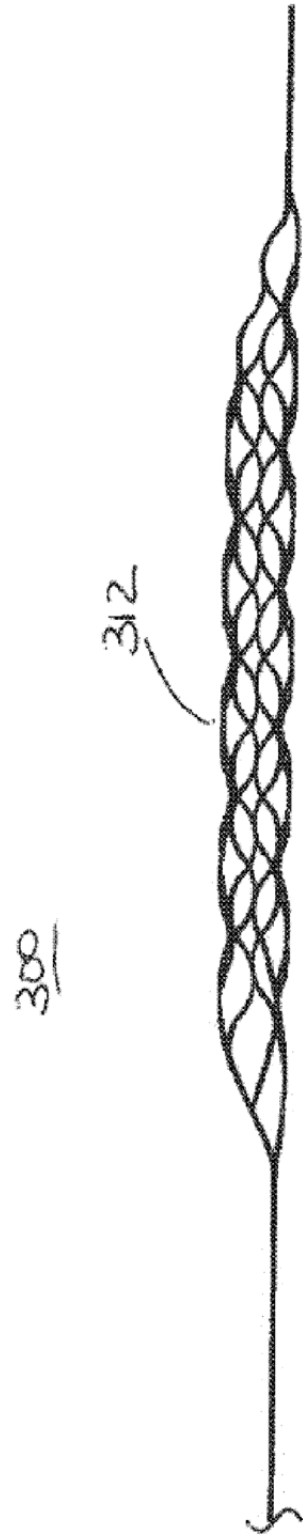


FIG. 7B



FIG.7C



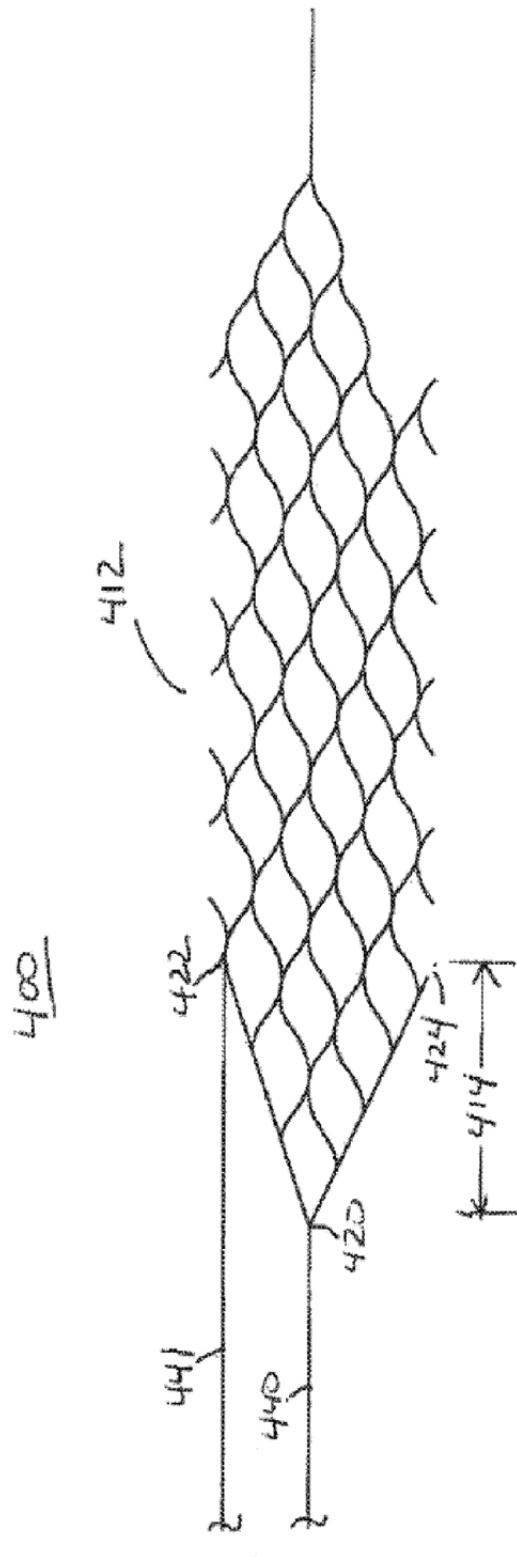


FIG. 8

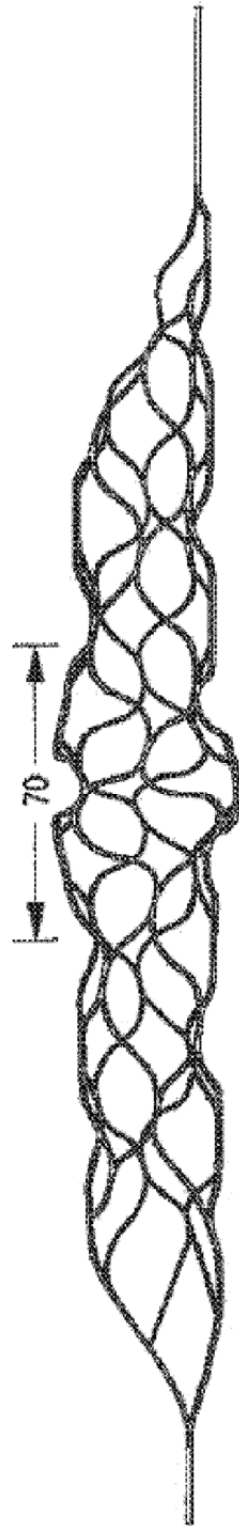


FIG.9

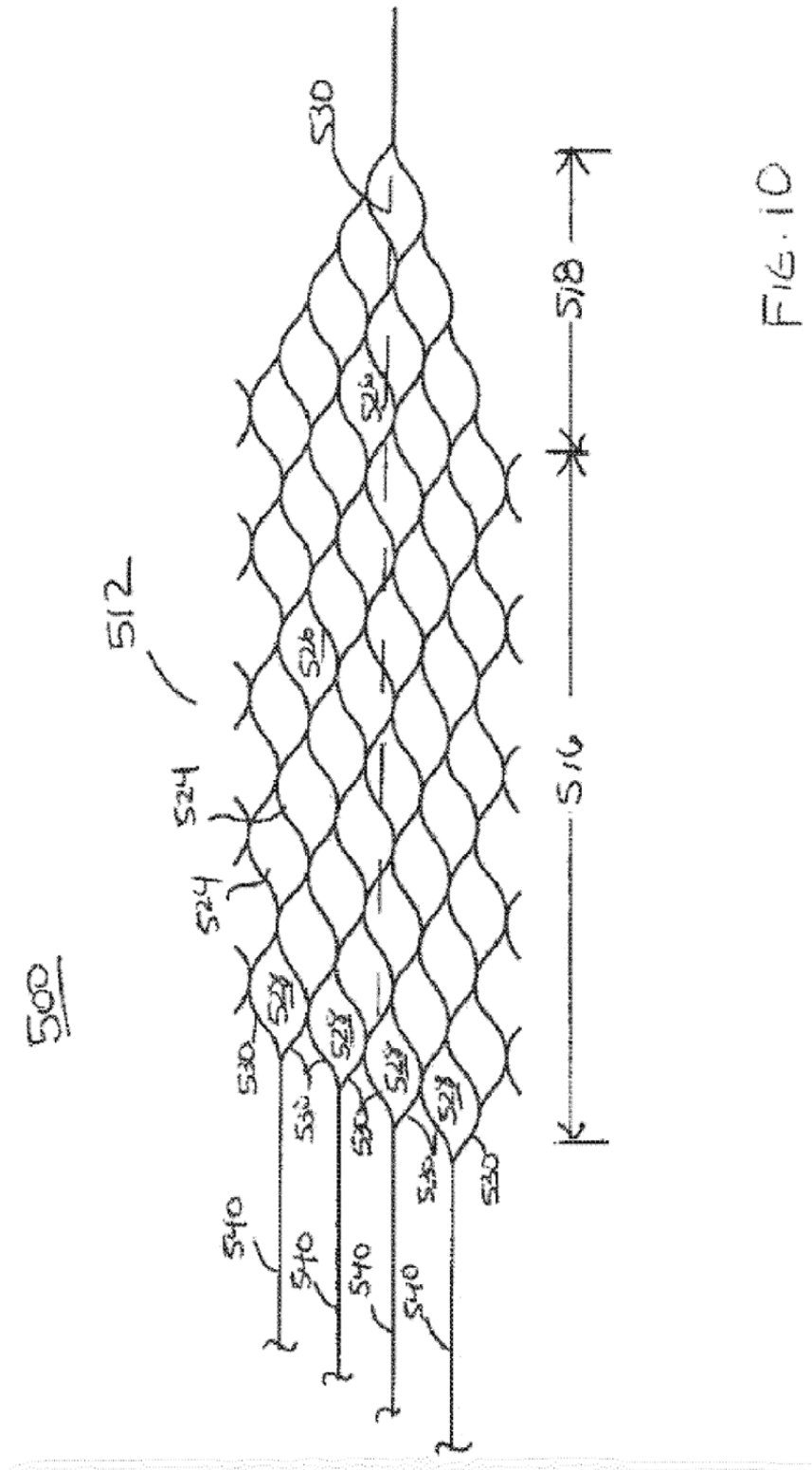


FIG. 10

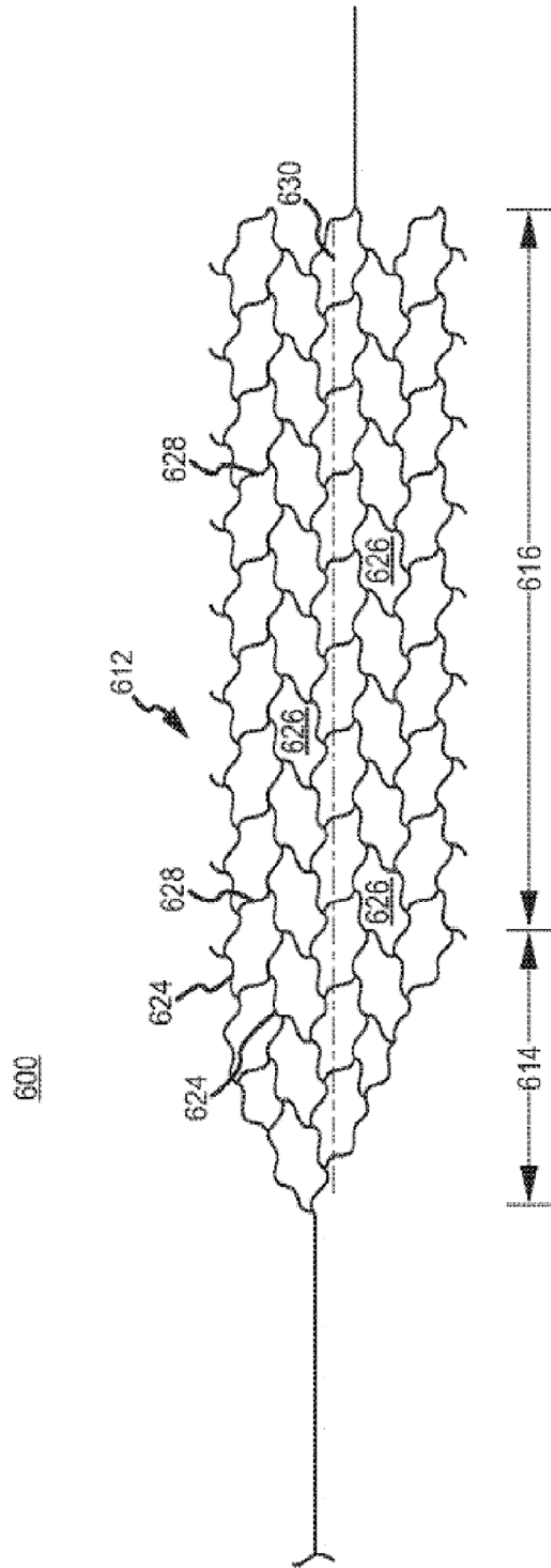


FIG.11A

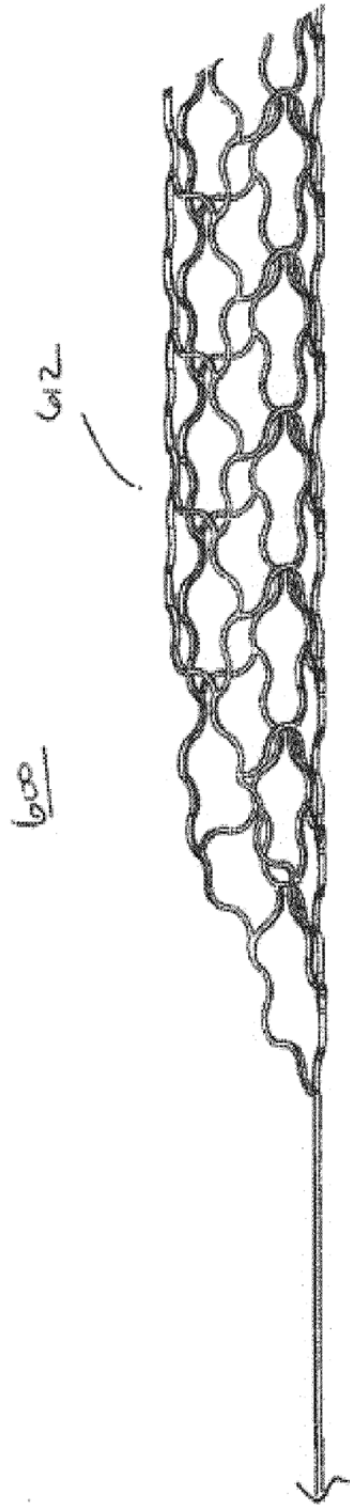


FIG. 11B

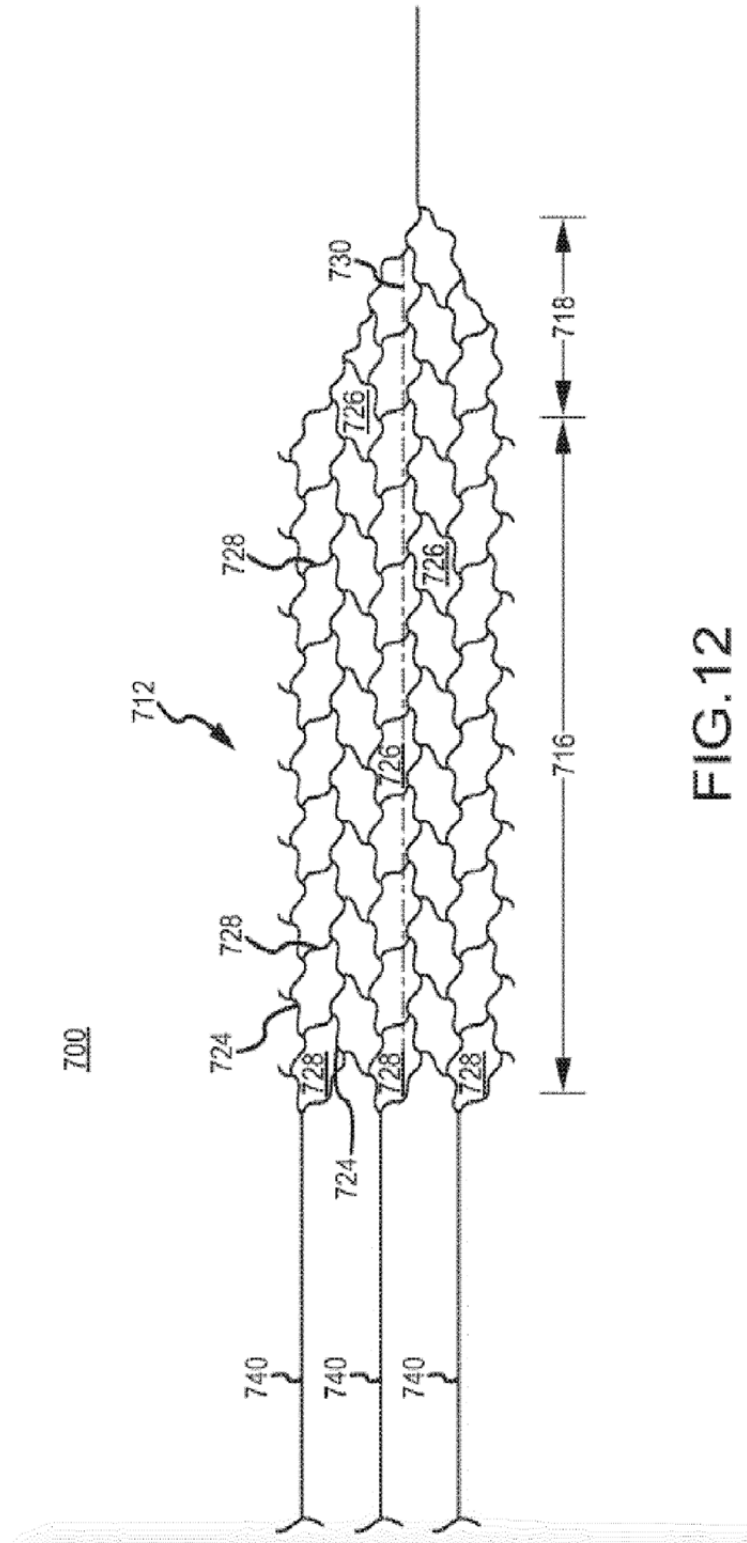


FIG.12

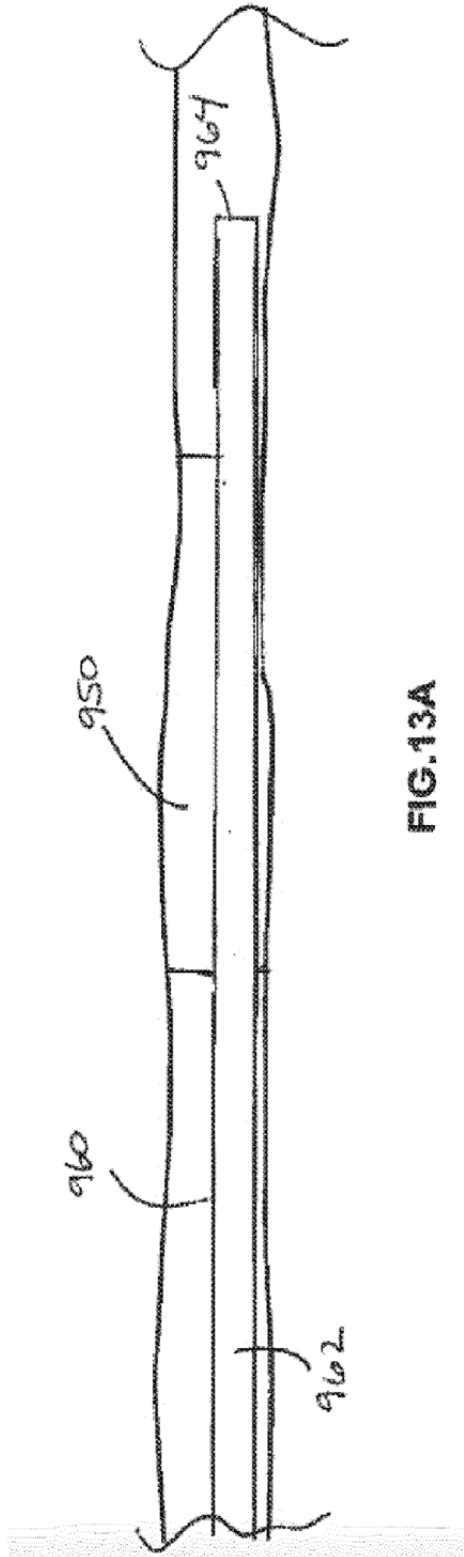


FIG.13A

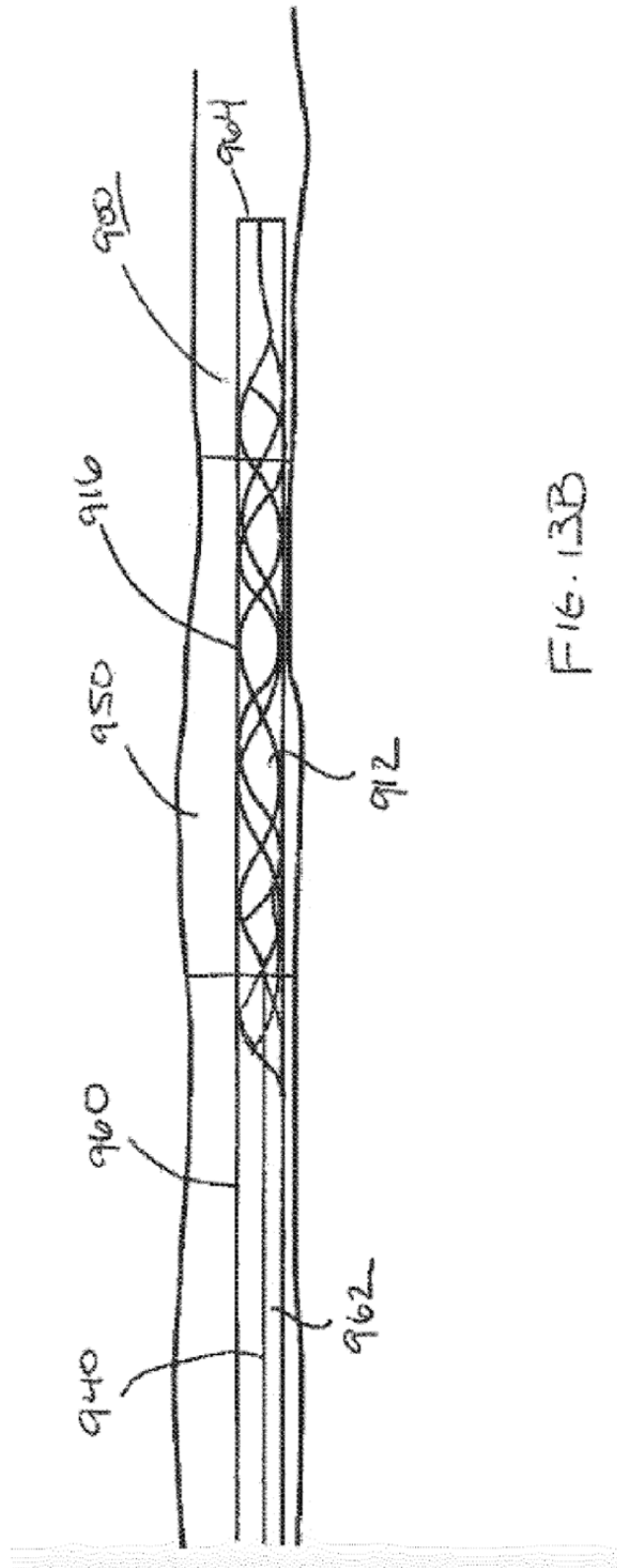


FIG. 13B



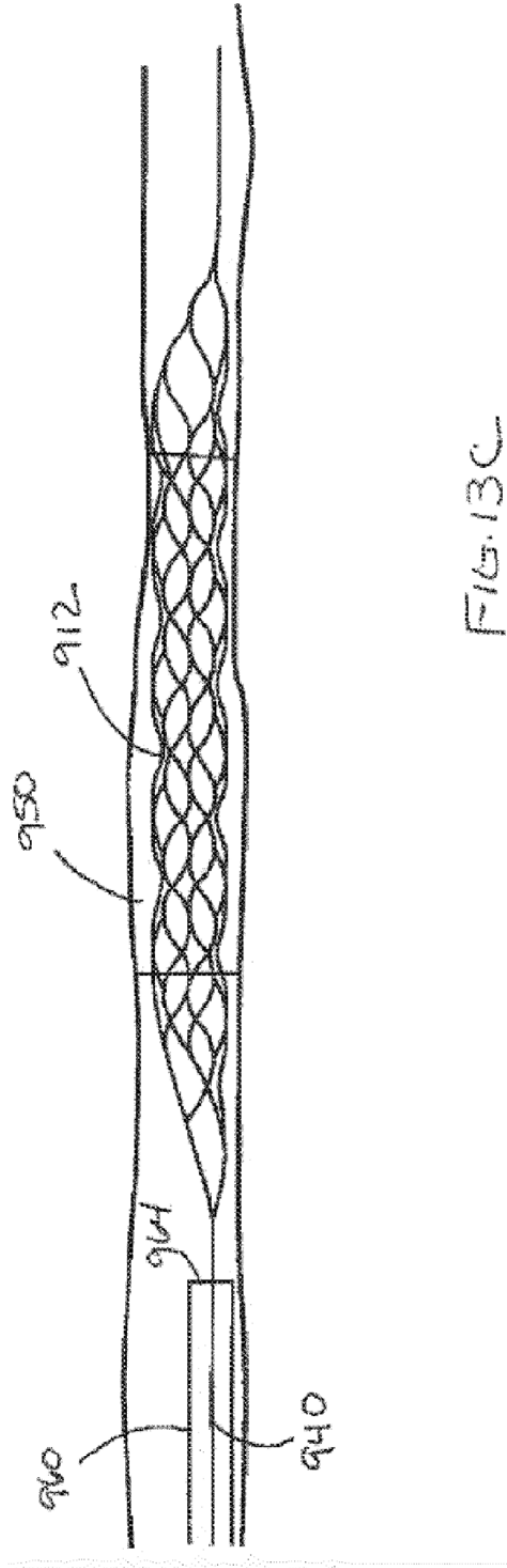


FIG. 13C

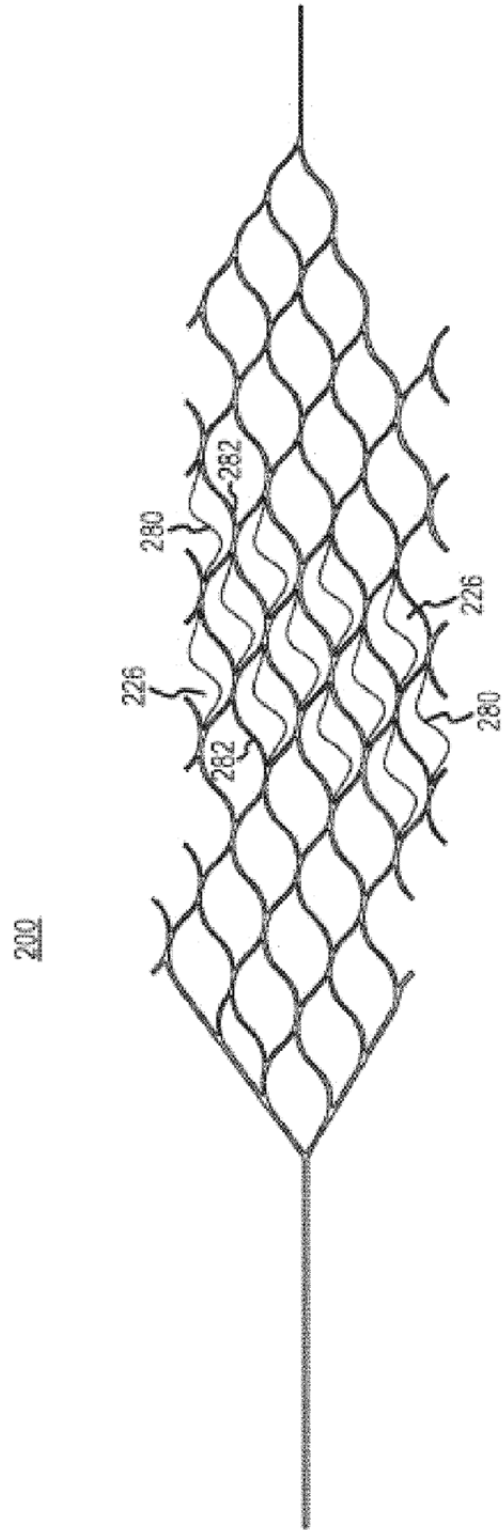


FIG.14

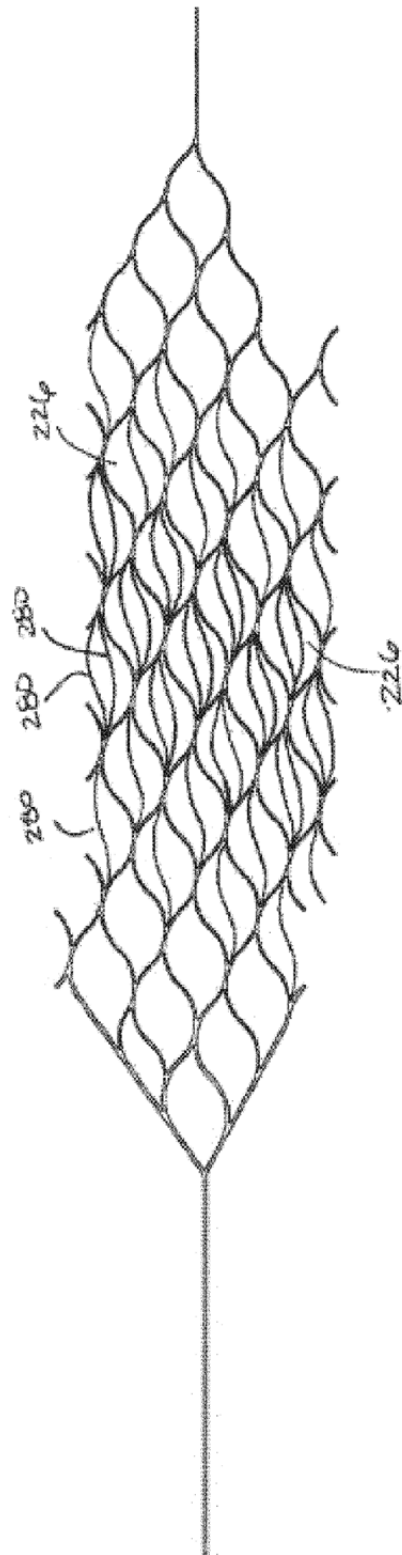


FIG. 15

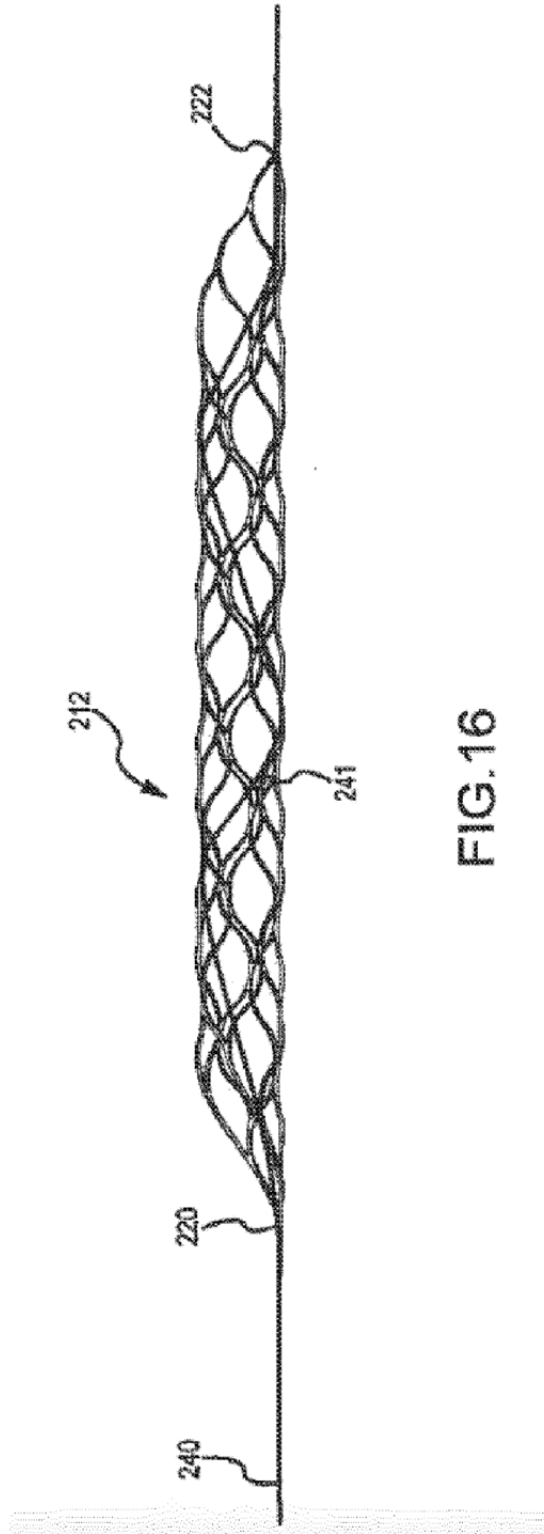


FIG.16

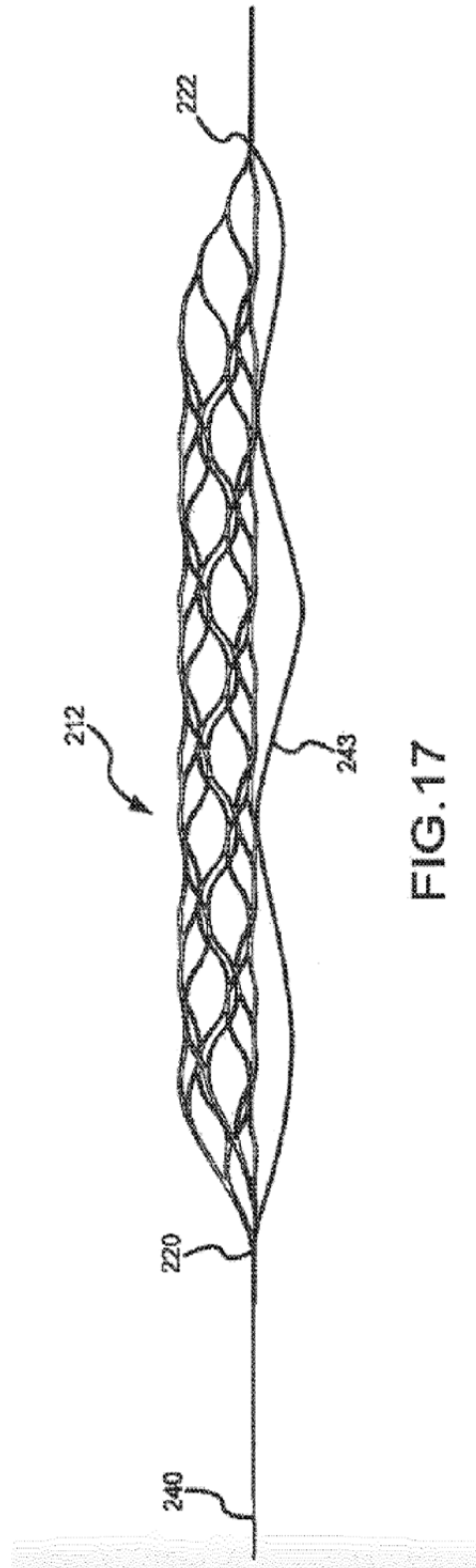


FIG. 17

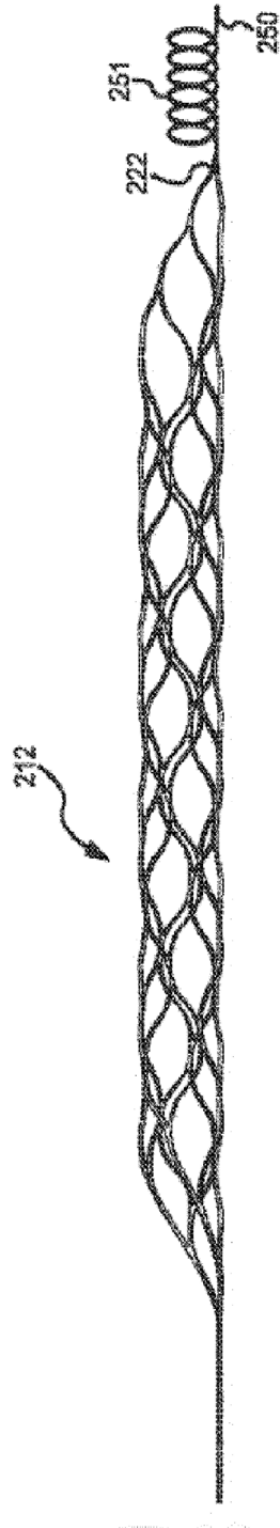


FIG.18

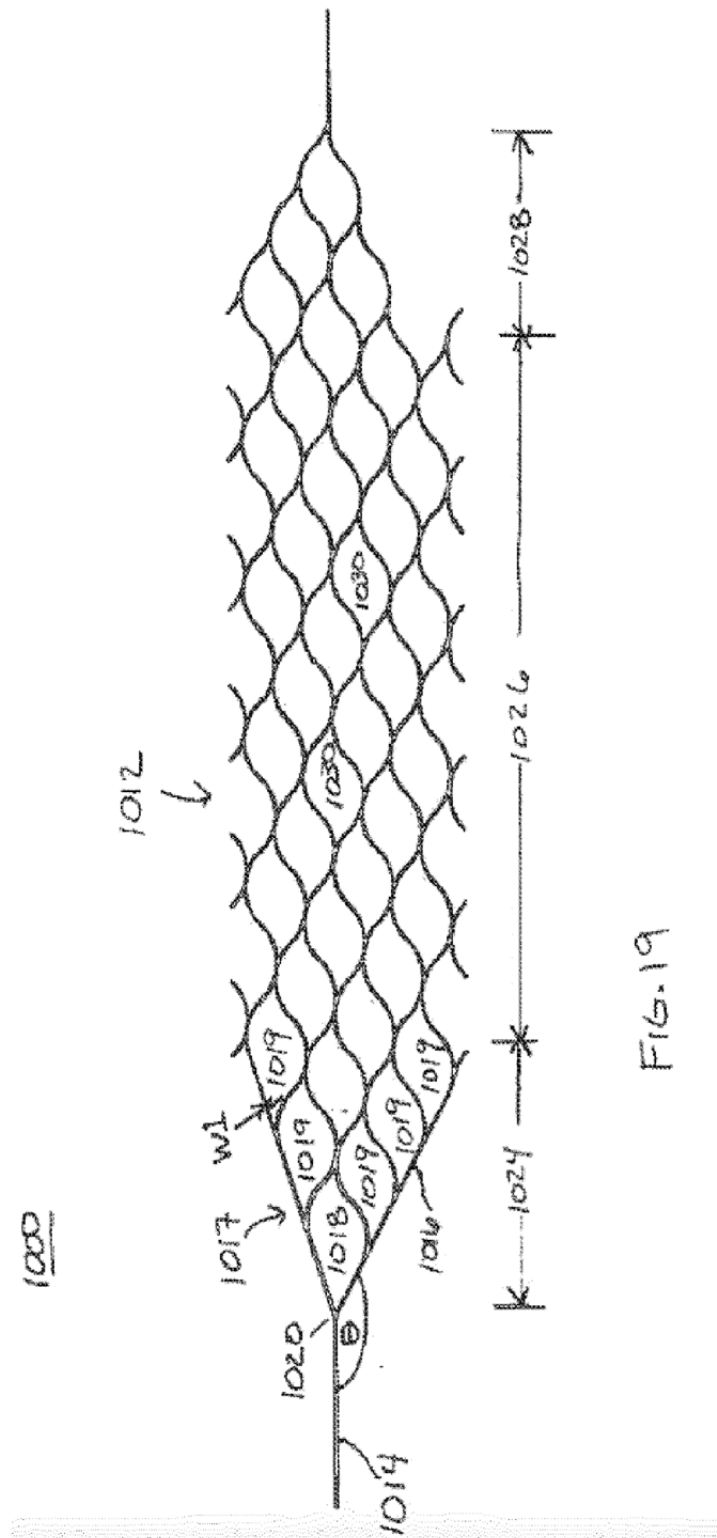


FIG. 19

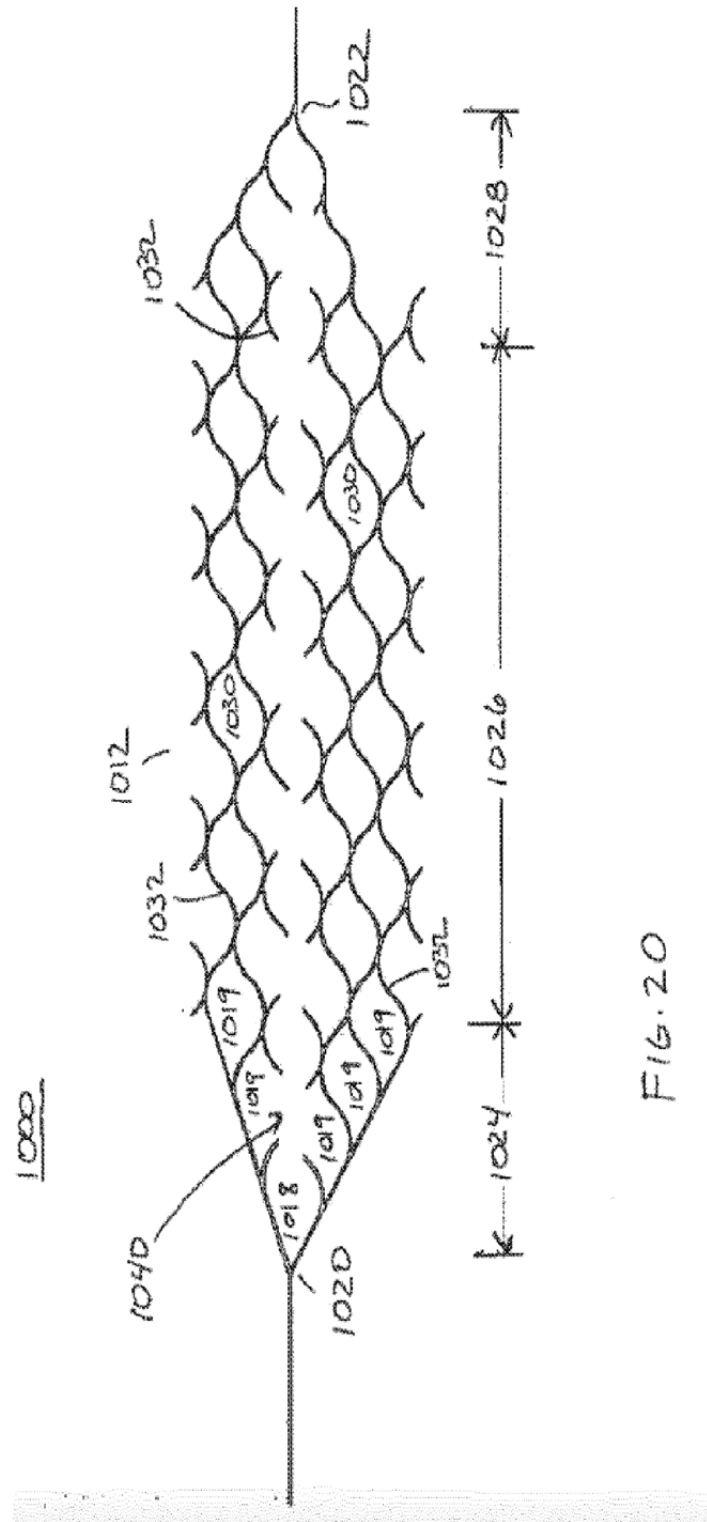


FIG. 20



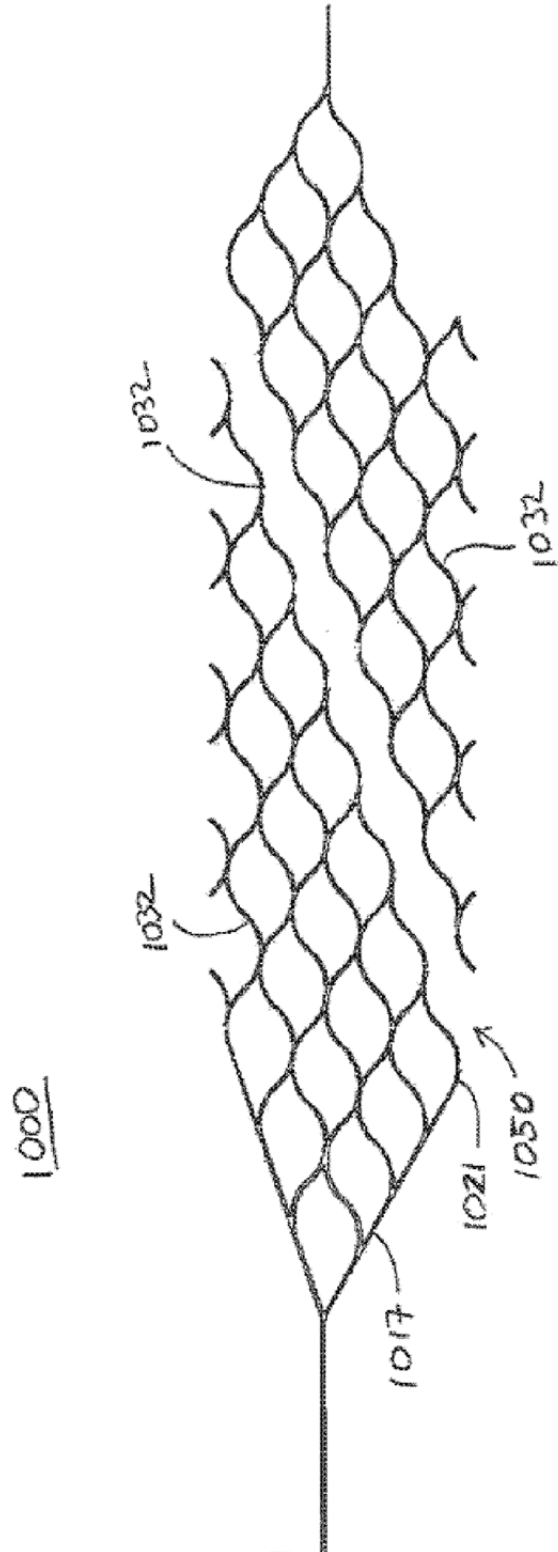


FIG. 21

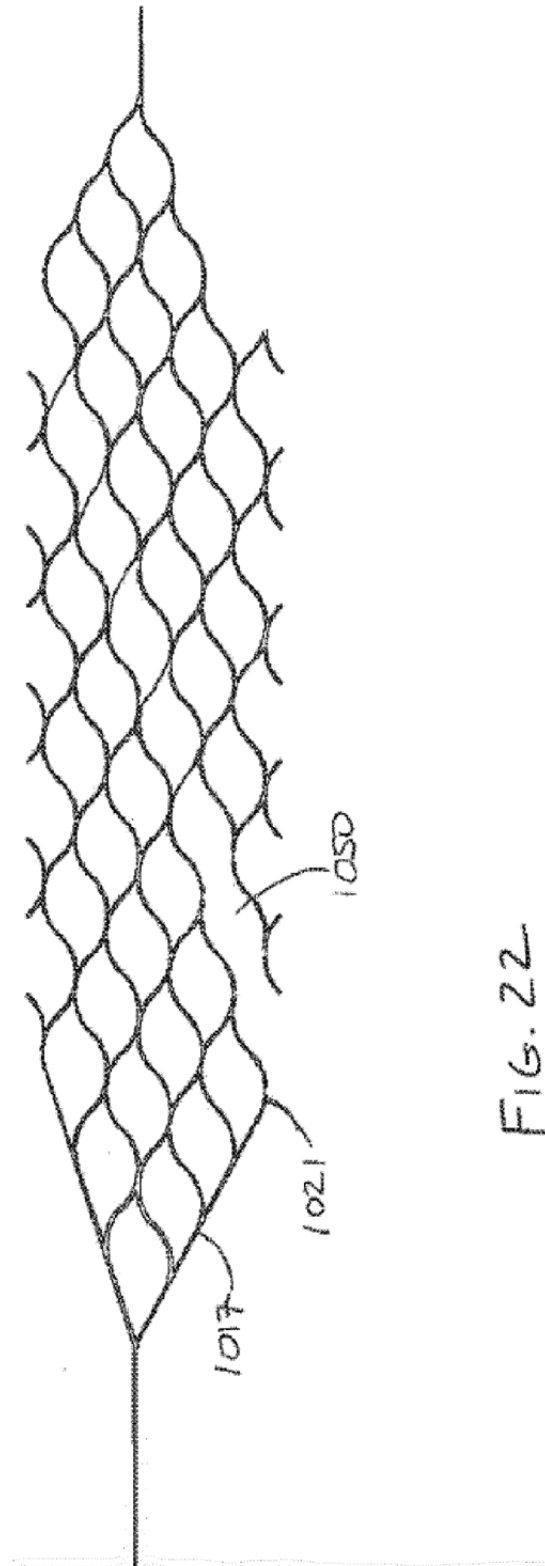


FIG. 22

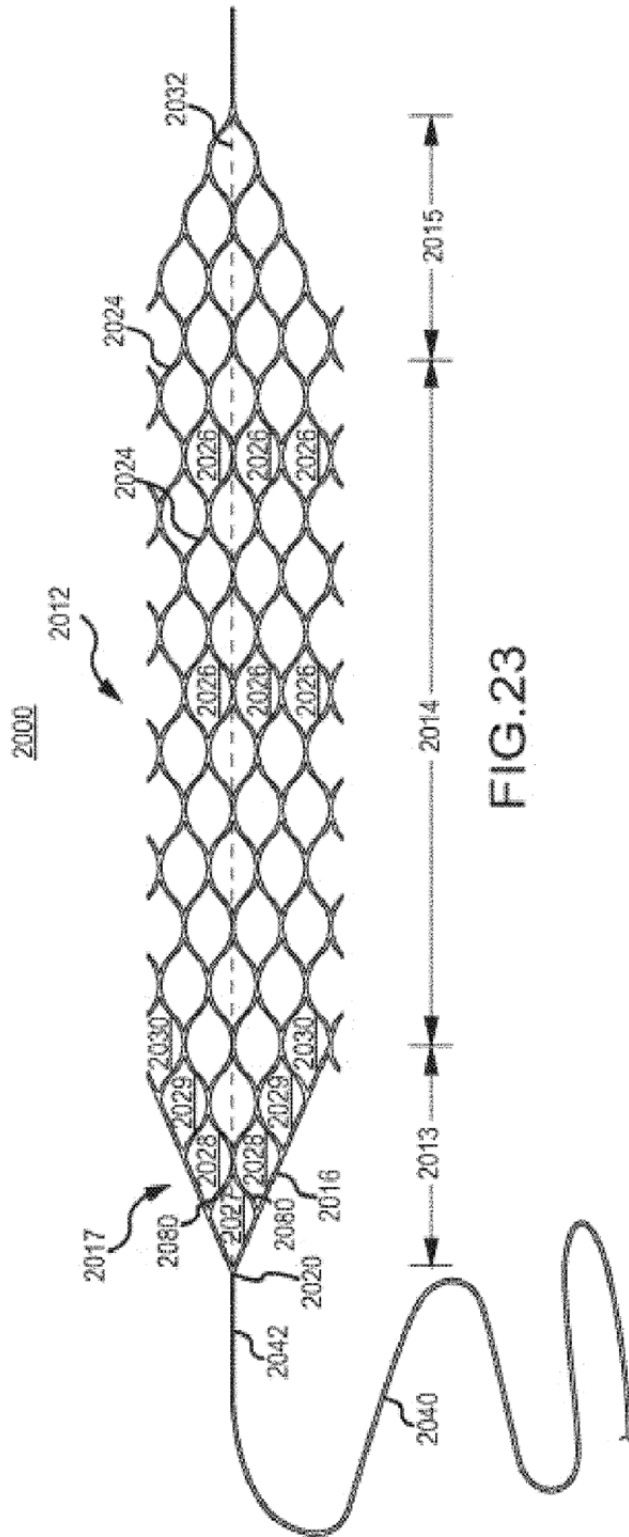


FIG.23

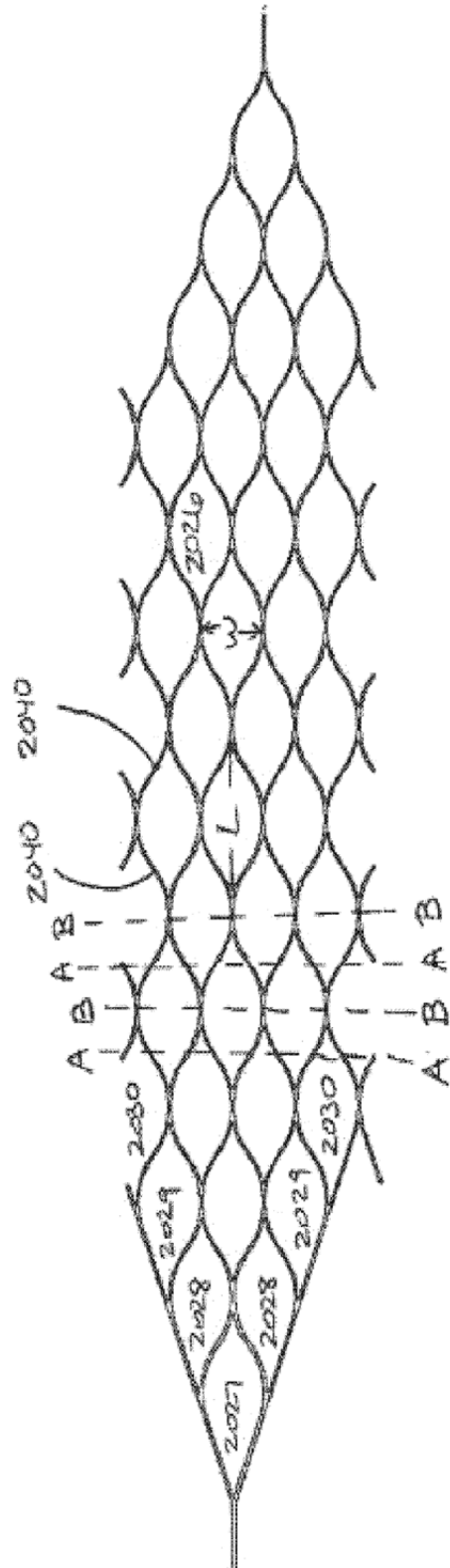


FIG. 24A

3000



FIG.24B

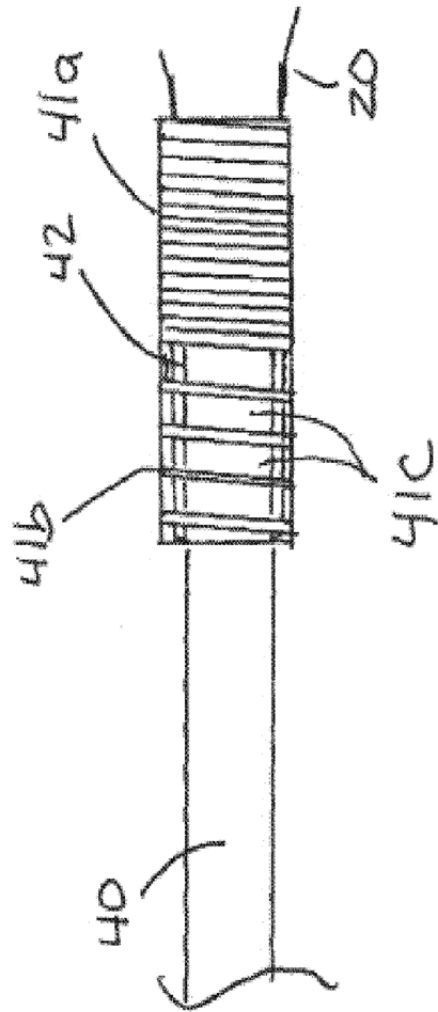


FIG. 25

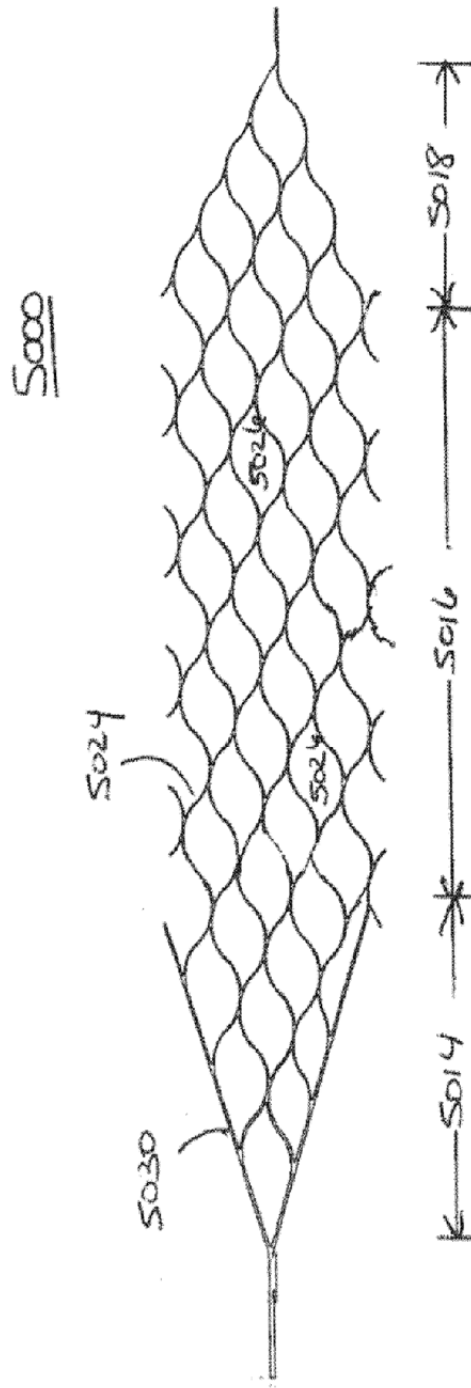


FIG.26

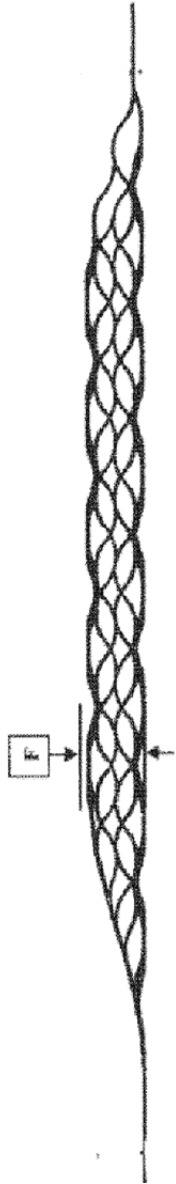


FIG. 27A

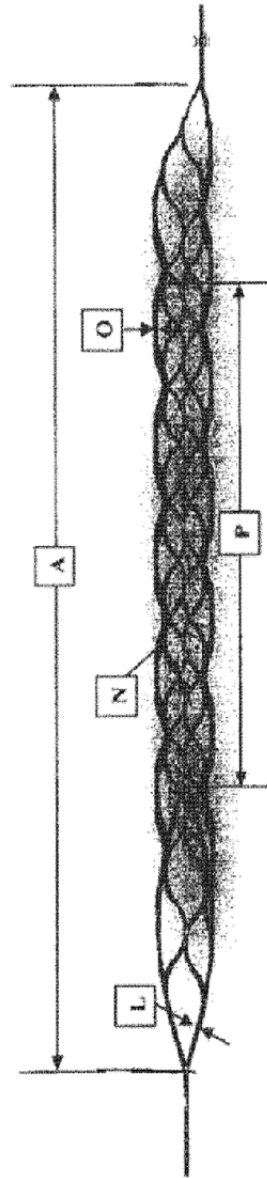


FIG. 27B



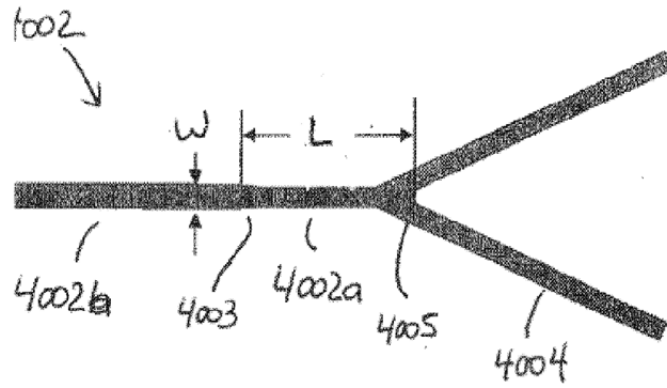


FIG. 28A

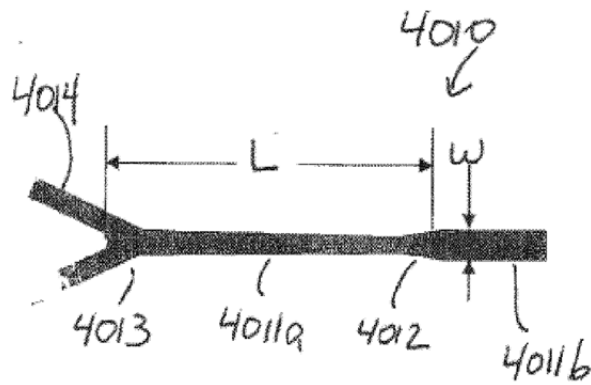


FIG. 28B

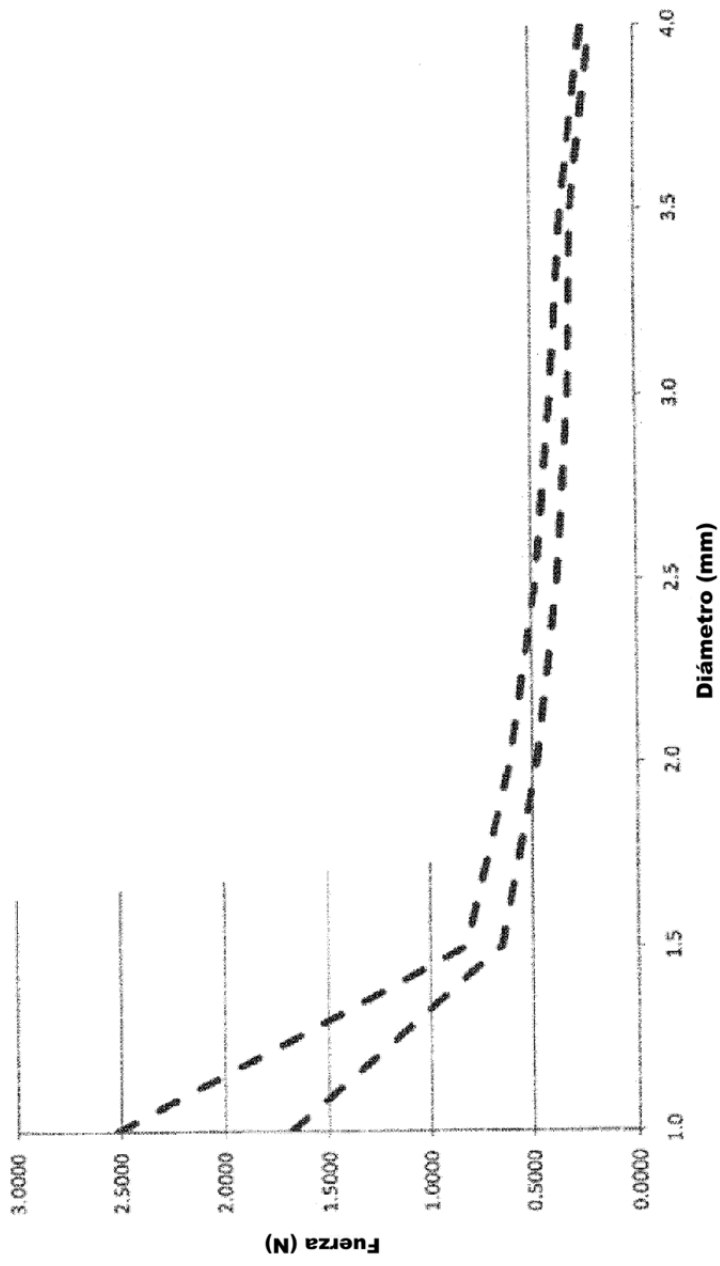


Fig. 29

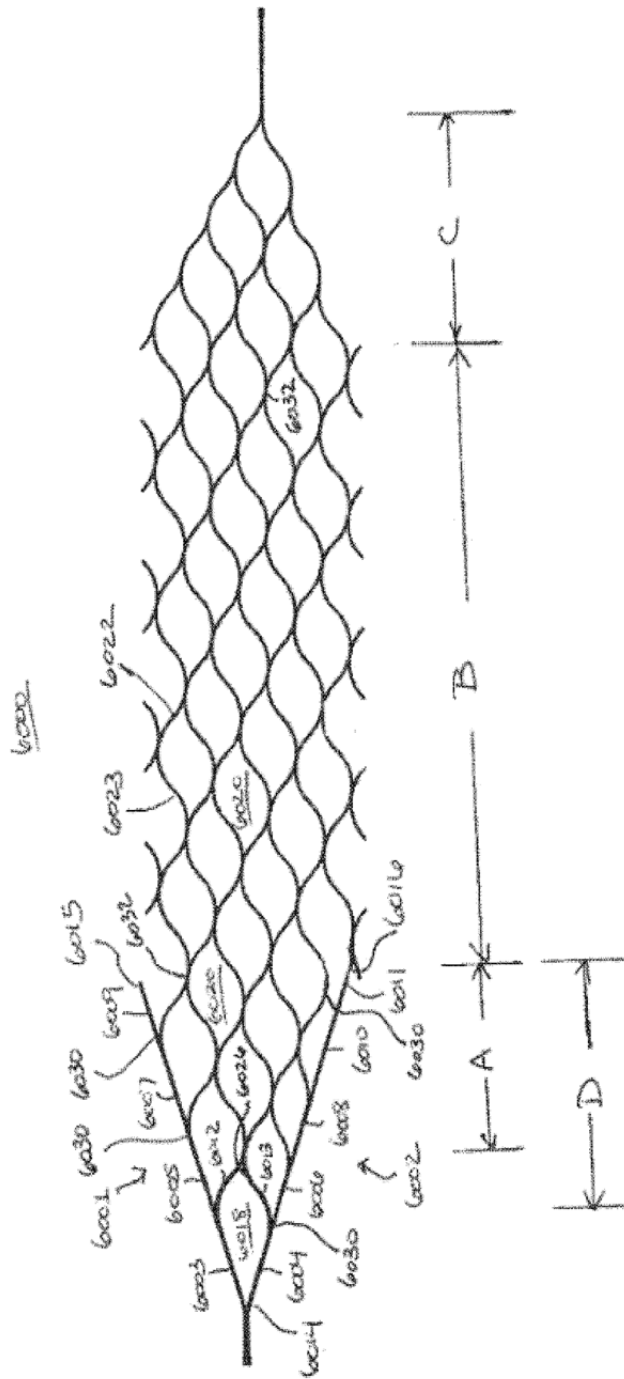


FIG. 30