

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 692 844**

51 Int. Cl.:

A61F 2/01 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **08.07.2010 PCT/US2010/041434**

87 Fecha y número de publicación internacional: **13.01.2011 WO11006013**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **08.07.2010 E 10797880 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **05.09.2018 EP 2451378**

54 Título: **Dispositivos de tratamiento de conductos vasculares y corporales**

30 Prioridad:

**08.07.2009 US 499713
21.12.2009 US 643942
05.10.2009 US 573676**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
05.12.2018

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.;
MILLER, JOHN H.;
VU, EMILY;
PEDERSEN, KIRK L.;
BONSIGNORE, CRAIG L. y
SANDERS, ELLIOT H.**

74 Agente/Representante:

CONTRERAS PÉREZ, Yahel

ES 2 692 844 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 conductos vasculares y corporales

5 SOLICITUDES RELACIONADAS

Esta solicitud reivindica el beneficio y es una continuación en parte de la solicitud de patente americana nº de serie 12/643,942, presentada el 21 de diciembre de 2009, que es una continuación en parte de la solicitud de patente americana nº de serie 12/573.676, presentada el 5 de octubre de 2009, que es una continuación en parte de la
10 solicitud de patente americana nº de serie 12/499.713, presentada el 8 de julio de 2009.

CAMPO TÉCNICO

Esta solicitud se refiere a dispositivos y métodos para tratar la vasculatura y otros conductos dentro del cuerpo.
15

ANTECEDENTES

Se han desarrollado prótesis autoexpansibles, tales como stents, stents recubiertos, injertos vasculares, desviadores de flujo, y similares para tratar conductos dentro del cuerpo. Muchas de las prótesis se han desarrollado para tratar
20 bloqueos dentro de la vasculatura y también aneurismas que se producen en el cerebro. Lo que se necesitan 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. El documento EP 1 867 290 describe un aparato de tromboembolia vascular y un método de uso.

25 DESCRIPCIÓN

La presente invención presenta un dispositivo de extracción de obstrucciones embólicas de acuerdo con la reivindicación 1. En las reivindicaciones dependientes se definen varias realizaciones preferidas.

30 BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

Se describen aquí unas implementaciones alternativas de la presente descripción con referencia a los dibujos, en los cuales:

35 La figura 1A ilustra una vista en planta bidimensional de un elemento expansible de un dispositivo de tratamiento en un ejemplo que no se reivindica.

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

40 La figura 2 ilustra un segmento de alambre distal que se extiende distalmente desde un elemento expansible en unos ejemplos.

La figura 3 ilustra el extremo distal de un elemento expansible que tiene una punta atraumática.

45 La figura 4A ilustra una vista en planta bidimensional de un elemento expansible de un dispositivo de tratamiento en otro ejemplo que no se reivindica.

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

50 La figura 5 ilustra un extremo distal de un elemento expansible en un ejemplo que no se reivindica.

La figura 6A ilustra una vista en planta bidimensional de un elemento expansible de un dispositivo de tratamiento en una realización de la invención.

55 La figura 6B es una vista isométrica del elemento expansible ilustrado en la figura 6A.

La figura 7A ilustra una vista en planta bidimensional de un elemento expansible de un dispositivo de tratamiento en otra realización de la invención.

60 La figura 7B es una vista isométrica del elemento expansible ilustrado en la figura 7A.

La figura 7C ilustra una vista en planta bidimensional de un elemento expansible de un dispositivo de tratamiento en otra realización de la invención.

5 La figura 8 ilustra una vista en planta bidimensional de un elemento expansible de un dispositivo de tratamiento en otra realización de la invención.

La figura 9 ilustra un elemento expansible en una posición expandida que tiene una protuberancia o parte de diámetro aumentado.

10 La figura 10 ilustra una vista en planta bidimensional de un elemento expansible de un dispositivo de tratamiento en otro ejemplo que no se reivindica.

15 La figura 11A ilustra una vista en planta bidimensional de un elemento expansible de un dispositivo de tratamiento en un ejemplo que no se reivindica.

La figura 11B es una vista isométrica del elemento expansible ilustrado en la figura 11A.

20 La figura 12 ilustra una vista en planta bidimensional de un elemento expansible de un dispositivo de tratamiento en otro ejemplo que no se reivindica.

Las figuras 13A a 13C ilustran un método para extraer una obstrucción embólica de acuerdo con un ejemplo.

25 La figura 14 ilustra una vista en planta bidimensional de un elemento expansible de un dispositivo de tratamiento en otra realización de la invención.

La figura 15 ilustra una vista en planta bidimensional de un elemento expansible de un dispositivo de tratamiento en todavía otra realización de la invención.

30 La figura 16 ilustra una vista isométrica de un elemento expansible en otra realización de la invención que tiene un segmento de alambre interno.

35 La figura 17 ilustra una vista isométrica de un elemento expansible en otra realización de la invención que tiene un segmento de alambre externo.

La figura 18 ilustra una vista isométrica de un elemento expansible en todavía otra realización de la invención que tiene un dispositivo de captura de émbolos distales.

40 La figura 19 ilustra una vista en planta bidimensional de un elemento expansible de un dispositivo de tratamiento en otra realización de la invención.

La figura 20 ilustra el elemento expansible de la figura 19 que tiene una hendidura longitudinal.

45 La figura 21 ilustra el elemento expansible de la figura 19 que tiene una ranura en espiral.

La figura 22 ilustra el elemento expansible de la figura 19 que tiene una hendidura en espiral parcial.

50 La figura 23 ilustra una vista en planta bidimensional de un elemento expansible de un dispositivo de tratamiento en otra realización de la invención.

La figura 24A ilustra una vista en planta bidimensional de un elemento expansible de un dispositivo de tratamiento en todavía otra realización de la invención.

55 La figura 24B es una vista isométrica del elemento expansible ilustrado en la figura 24A.

La figura 25 ilustra una manera en la cual se acopla el segmento de alambre que se extiende proximalmente desde un dispositivo expansible hacia un alambre de colocación en un ejemplo.

60 La figura 26 ilustra una vista en planta bidimensional de un elemento expansible de un dispositivo de tratamiento en todavía otra realización de la invención.

Las figuras 27A y 27B ilustran vistas lateral y superior isométricas, respectivamente, del elemento expansible representado en la figura 26.

Las figuras 28A y 28B ilustran un segmento de alambre proximal y un segmento de alambre distal, respectivamente, de un elemento expansible en un ejemplo que no se reivindica.

5 La figura 29 es un gráfico que representa una curva de fuerza radial de un elemento expansible de acuerdo con una implementación.

DESCRIPCIÓN DETALLADA

10 Las figuras 1A y 1B ilustran un dispositivo de tratamiento de conductos vasculares o corporales 10 de acuerdo con un ejemplo que no se reivindica. El dispositivo 10 es particularmente adecuado para acceder y tratar el vaso intracraneal de un paciente, tal como, por ejemplo, tratar aneurismas o capturar y eliminar obstrucciones embólicas. Sin embargo, se aprecia que el dispositivo 10 puede utilizarse para acceder y tratar otras ubicaciones dentro de 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 plana bidimensional como si el dispositivo estuviera cortado y dispuesto sobre una superficie. La figura 1B representa el dispositivo en su configuración tubular de fábrica y/o expandida. El dispositivo 10 incluye un elemento autoexpansible 12 que está unido o acoplado de otro modo a un alambre flexible alargado 40 que se extiende proximalmente desde el elemento expansible 12. En una realización, el elemento expansible 12 está realizado en un material con memoria de forma, tal como Nitinol, y preferiblemente se corta con láser a partir de un tubo. En una realización, el elemento expansible 12 tiene un segmento de alambre 42 formado integralmente y que se extiende proximalmente el cual se utiliza para unir el alambre flexible alargado 40 al elemento expansible 12. En dicha realización, el alambre flexible 40 puede unirse al segmento de alambre 42 mediante el uso de soldadura, un adhesivo, u otro método de unión conocido. En una realización alternativa, el extremo distal del alambre flexible 40 está unido directamente a un extremo proximal 20 del elemento expansible 12. En una realización, el extremo distal del alambre 40 tiene un perfil plano con una anchura de aproximadamente 0,127 mm (0,005 pulgadas) siendo la anchura y el grosor del segmento de alambre 42 aproximadamente 0,16 mm (0,0063 pulgadas) y aproximadamente 0,089 mm (0,0035 pulgadas), respectivamente.

En una realización, el extremo distal del alambre 40 está unido al segmento de alambre que se extiende proximalmente 42 mediante el siguiente método, dando como resultado la unión ilustrada en la figura 25. En una implementación, se coloca una bobina 41 sobre el segmento de alambre 42, presentando la bobina un segmento envuelto apretado 41a que queda en contacto con el extremo proximal del elemento expansible 12, y un segmento envuelto sin apretar 41b que incluye uno o más espacios 41c. El tamaño de uno o más espacios 41c es suficiente para introducir un agente de unión en por lo menos la cavidad interna del segmento de bobina 41b. En una realización, la longitud del segmento de alambre 42 y la bobina 41 son iguales. En una realización, la longitud del segmento de alambre 42 es de 4,0 milímetros siendo la bobina 41 de la misma longitud. Una vez que la bobina 41 se ha colocado sobre el segmento de alambre 42, el extremo distal del alambre 40 se coloca dentro del segmento de la bobina 41b de manera que queda en contacto con la parte extrema proximal del segmento de alambre 42 y se superpone a la misma. A continuación, se aplica un agente de unión a través de los espacios 41c de la bobina 41 para unir el alambre 40 con el segmento de alambre 41. El agente de unión puede ser un adhesivo, una soldadura, o cualquier otro agente de unión adecuado. Si el agente de unión es una soldadura, una etapa previa en el proceso implica recubrir la parte extrema distal del alambre 40 y la parte extrema proximal del segmento de alambre 42 con estaño u otro agente humectante adecuado. En una implementación, la soldadura es oro y se utiliza para mejorar la radiopacidad de la articulación de manera que la articulación pueda servir como marcador radiopaco proximal. Además del uso de oro, toda o partes de la bobina pueden estar realizadas en un material radioopaco para mejorar todavía más la radiopacidad de la unión. De acuerdo con una realización, la longitud de solapamiento entre el alambre 40 y el segmento de alambre 42 es 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 substancialmente igual, a la longitud de solapamiento del alambre 40 y el segmento de alambre 42. En una realización alternativa, en lugar del uso de una única bobina 41, se utilizan dos o más bobinas dispuestas en contacto, por ejemplo, con una primera bobina envuelta apretada en contacto con el extremo proximal 20 del elemento expansible 12 y una segunda bobina envuelta sin apretar con espacios situados proximales a la bobina envuelta apretada. Aunque no se muestra en las figuras, en una realización, una longitud del extremo distal del alambre 40 se estrecha en la dirección distal desde un diámetro nominal hacia un perfil reducido. A lo largo de esta longitud se dispone una bobina distal de alambre de un diámetro exterior constante sin estrechamiento. De acuerdo con una implementación, el diámetro de la bobina 41 es igual al diámetro externo de la bobina de alambre distal.

Una ventaja de la configuración de la unión es que es resistente a la deformación mientras se empuja el dispositivo a través de un catéter de colocación mientras que, al mismo tiempo, es suficientemente flexible para permitir colocar el dispositivo a través de la tortuosa anatomía de un paciente. Además, la unión es capaz de soportar altas cargas de tensión y par sin romperse. Una prueba de carga ha demostrado que la unión de la realización descrita anteriormente puede soportar más de 2 libras (8,9 N) de tensión de tracción. En una realización, la bobina 41 está realizada en un material radioopaco para actuar también como marcador radiopaco proximal.

La figura 28A representa una configuración de un segmento de alambre proximal alternativa. Tal como se muestra, el segmento de alambre proximal 4002 comprende una primera sección 4002a y una segunda sección 4002b, presentando la segunda sección 4002b una anchura W mayor que la anchura de la primera sección. En una implementación, una sección de transición estrechada 4003 está unida a la primera y segunda sección 4002a y 4002b. En una implementación, la anchura de la primera sección 4002a es de aproximadamente 0,16 mm (0,0063 pulgadas) mientras que la anchura W de la segunda sección es entre aproximadamente 0,216 mm (0,0085 pulgadas) y aproximadamente 0,267 mm (0,0105 pulgadas). En una implementación, la longitud L entre el extremo proximal 4005 del elemento expansible 4004 y la segunda sección 4002b del segmento de alambre 4002 es entre aproximadamente 0,432 mm (0,017 pulgadas) y aproximadamente 0,559 mm (0,022 pulgadas). Una ventaja de la inclusión de la segunda sección 4002b es que la mayor dimensión de anchura proporciona un área de superficie mayor para unir el segmento de alambre 4002 al alambre alargado 40 utilizado en la colocación y la retracción del elemento alargado desde un conducto de un paciente. En una implementación, la primera sección 4002a tiene una configuración circular o substancialmente circular y la segunda sección 4002b tiene un perfil plano formado por una operación de prensado/estampado.

En el ejemplo de las figuras 1A y 1B, el elemento expansible 12 incluye una pluralidad de elementos ondulados substancialmente longitudinales 24 con unos elementos ondulantes adyacentes que están desfasados entre sí y conectados de manera que forman una pluralidad de estructuras de celdas dispuestas diagonalmente 26. El elemento expansible 12 incluye una parte extrema proximal 14, una parte de cuerpo principal cilíndrica 16 y una parte extrema distal 18 extendiéndose las estructuras de celdas 26 en la parte de cuerpo principal 16 de manera continua y circunferencial alrededor de un eje longitudinal 30 del elemento expansible 12. Las estructuras de celdas 26 en la parte extrema proximal 14 y la parte extrema distal 18 se extienden menos que circunferencialmente alrededor del eje longitudinal 30 del elemento expansible 12.

En una realización, el elemento expansible 12 tiene una longitud total de aproximadamente 33,0 milímetros, midiendo la parte de cuerpo principal 16 aproximadamente 16,0 milímetros de longitud y midiendo la parte extremas proximal y distal 14 y 18 cada una aproximadamente 7,0 milímetros de longitud. De acuerdo con la invención, la longitud de la parte de cuerpo principal 16 es substancialmente entre aproximadamente 2,5 y aproximadamente 3,5 veces mayor que la longitud de las partes extremas proximal y distal 14 y 18.

En uso, el elemento expansible 12 se hace avanzar a través de la tortuosa anatomía vascular o conducto corporal de un paciente hasta un sitio de tratamiento en un estado no expandido o comprimido (no mostrado) de un primer diámetro nominal y puede moverse desde el estado no expandido a un estado radialmente expandido de un segundo diámetro nominal mayor que el primer diámetro nominal para la implantación en el sitio de tratamiento. En realizaciones de ejemplo alternativas, el primer diámetro nominal (por ejemplo, diámetro medio de la parte de cuerpo principal 16) oscila entre aproximadamente 0,432 y aproximadamente 0,762 mm (entre 0,017 y aproximadamente 0,030 pulgadas), mientras que el segundo diámetro nominal (por ejemplo, diámetro medio de la parte de cuerpo principal 16) es entre aproximadamente 2,5 y aproximadamente 5,0 milímetros. En una implementación, las características dimensionales y de material de las estructuras de celdas 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 hacer que las estructuras de celdas 26 se acoplen a una obstrucción embólica que reside en el vaso sanguíneo de manera que se permita la eliminación parcial o total de la obstrucción embólica del paciente. En realizaciones alternativas, las características dimensionales y de material de las estructuras de celdas 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 entre aproximadamente 0,010 N/mm y aproximadamente 0,050 N/mm, y más preferiblemente entre aproximadamente 0,030 N/mm y aproximadamente 0,050 N/mm. En una realización, el diámetro de la parte de cuerpo principal 16 en un estado completamente expandido es de aproximadamente 4,0 milímetros, seleccionándose el patrón de celdas, las dimensiones del filamento y el material para producir una fuerza radial de entre aproximadamente 0,040 N/mm y aproximadamente 0,050 N/mm cuando el diámetro de la parte del cuerpo principal se reduce a 1,5 milímetros. En la misma realización o en una alternativa, el patrón de celdas, las dimensiones del filamento y el (los) material (es) 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.

En las realizaciones de las figuras 1A y 1B, se muestra cada una de las estructuras de celdas 26 presentando las mismas dimensiones, incluyendo cada estructura de celda un par de filamentos cortos 32 y un par de filamentos largos 34. En una realización de ejemplo, los filamentos 32 tienen una longitud de entre aproximadamente 2,032 y 2,54 mm (entre 0,080 y aproximadamente 0,100 pulgadas), los filamentos 34 tienen una longitud de entre aproximadamente 3,302 y aproximadamente 3,556 mm (entre 0,130 y aproximadamente 0,140 pulgadas), presentando cada uno de los filamentos 32 y 34 una anchura y un grosor cortado de aproximadamente 0,076 mm (0,003 pulgadas) y aproximadamente 0,114 mm (0,0045 pulgadas), respectivamente, y una anchura y grosor después del pulido de entre aproximadamente 0,056 mm (0,0022 pulgadas) y aproximadamente 0,099 mm (0,0039

pulgadas), respectivamente. Una ventaja de tener una relación entre grosor y anchura de filamento mayor de uno es que favorece la integración del filamento en la obstrucción embólica. En realizaciones alternativas, las dimensiones de anchura y grosor después del pulido varían entre aproximadamente 0,051 mm (0,0020 pulgadas) y aproximadamente 0,089 y entre aproximadamente 0,081 mm (0,0035 y aproximadamente 0,0030 pulgadas) y aproximadamente 0,102 mm (0,0040 pulgadas), respectivamente, variando la relación entre el grosor y la anchura entre aproximadamente 1,0 y aproximadamente 2,0, y preferiblemente entre aproximadamente 1,25 y aproximadamente 1,75.

En una realización, sólo los elementos de filamentos de la parte de cuerpo principal 16 tienen una relación de dimensión de grosor respecto a anchura mayor de uno. En otra realización, sólo los elementos de filamentos de la parte de cuerpo principal 16 y la parte extrema distal 18 tienen una relación de dimensión de grosor respecto a anchura mayor de uno. En otra realización, sólo una parte de los elementos de filamentos tiene una relación de dimensión de grosor respecto a anchura mayor de uno. Todavía en otra realización, los elementos de filamentos en diferentes partes del elemento expansible tienen relaciones de dimensión de grosor respecto a anchura diferentes, siendo las relaciones en cada una de las partes mayores que uno. Como ejemplo, debido a que la fuerza radial que ejerce la parte extrema proximal 14 y la parte extrema distal 18 del elemento expansible 12 puede ser generalmente menor que la fuerza radial que ejerce la parte de cuerpo principal 16, los elementos de filamentos en las partes extremas distal y/o proximal pueden tener una relación de grosor respecto a anchura que sea mayor que la relación de grosor respecto a anchura de los filamentos en la parte de cuerpo principal 16. Una ventaja de esta configuración es que se hace que la capacidad del elemento expansible 12 para integrarse en una obstrucción embólica sea más uniforme a lo largo del elemento expansible.

En otras realizaciones, ciertos elementos de filamentos, o todos ellos, tienen forma cónica, presentando la cara externa del filamento una dimensión de anchura menor que la dimensión de anchura de la cara interna del filamento. En otras realizaciones, el elemento expansible 12 puede comprender elementos de filamentos que presenten una sección transversal substancialmente rectangular y también elementos de filamentos que tengan forma cónica.

Es importante observar que la presente invención no está limitada a elementos expansibles 12 que tengan estructuras de celdas uniformes ni a ninguna característica dimensional particular. Como ejemplo, en realizaciones alternativas, las estructuras de celdas 26 en las partes extremas proximal y/o distal 14 y 18 son de un tamaño mayor o menor que las estructuras de celdas 26 en la parte de cuerpo principal 16. En una realización, las estructuras de celdas 26 en las partes extremas proximal y distal 14 y 18 tienen un tamaño mayor que el de parte de cuerpo principal 16, de modo que las fuerzas radiales ejercidas en las partes extremas 14 y 18 son menores que las fuerzas radiales ejercidas en la parte de cuerpo principal 16.

La resistencia radial a lo largo de la longitud del elemento expansible 12 puede variarse de diversas maneras. Un método es variar la masa (por ejemplo, anchura y/o grosor) de los filamentos a lo largo de la longitud del elemento expansible 12. Otro método es variar el tamaño de las estructuras de celdas 26 a lo largo de la longitud del elemento expansible 12. El uso de estructuras de celdas más pequeñas generalmente proporcionará mayores fuerzas radiales que aquellas que son más grandes. Variar la fuerza radial ejercida a lo largo de la longitud del elemento expansible puede ser particularmente ventajoso para el uso en atrapar y recuperar obstrucciones embólicas. Por ejemplo, en una realización, se hace que la fuerza radial en la sección distal de la parte de cuerpo principal 16 del elemento expansible 12 en estado expandido sea mayor que la fuerza radial en la sección proximal de la parte de cuerpo principal 16. Dicha configuración favorece una expansión radial más grande de la sección distal de la parte de cuerpo principal 16 en la obstrucción embólica en comparación con la sección proximal. Debido a que el elemento expansible 12 se estira proximalmente durante la eliminación de la obstrucción embólica del paciente, la configuración mencionada anteriormente reducirá la probabilidad de que las partículas se desprendan de la obstrucción embólica durante su extracción. En una realización alternativa, se hace que la fuerza radial en la sección proximal de la parte de cuerpo principal 16 del elemento expansible 12 en estado expandido sea mayor que la fuerza radial en la sección distal de la parte de cuerpo principal 16. Todavía en otra realización, la parte de cuerpo principal 16 del elemento expansible 12 incluye una sección proximal, una sección media y una sección distal siendo la fuerza radial en las secciones proximal y distal mayor que la fuerza radial en la sección media cuando el elemento expansible 12 se encuentra en estado expandido.

En realizaciones alternativas, tal como se ejemplifica en la figura 9, la parte de cuerpo principal 16 puede incluir una parte de diámetro aumentado o protuberancia 70 para mejorar la capacidad del elemento expansible para atrapar o de otra manera a acoplarse a una obstrucción embólica. En la figura 9 se dispone una única parte de diámetro aumentado 70 dentro de la sección media de la parte de cuerpo principal 16. En realizaciones alternativas, la parte de diámetro aumentado 70 puede colocarse proximal o distalmente a la sección media. Todavía en otras realizaciones, pueden disponerse dos o más partes de diámetro aumentado 70 a lo largo de la longitud de la parte de cuerpo principal 16. En una implementación, las dos o más partes de diámetro aumentado 70 tienen esencialmente el mismo diámetro nominal de fábrica. En otra implementación, la parte de diámetro aumentado 70 más distal tiene un diámetro nominal de fábrica mayor que las partes de diámetro aumentado dispuestas

proximalmente. En realizaciones de ejemplo alternativas, el diámetro nominal de la parte de diámetro aumentado 70 es entre aproximadamente un 25,0 y aproximadamente un 45,0 por ciento mayor que el diámetro nominal de la parte de cuerpo principal. Por ejemplo, en una realización, el diámetro expandido nominal de la parte de 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 realización, el diámetro expandido nominal de la parte de 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 realización, la una o más partes de diámetro aumentado 70 se forman colocando un mandril expansible en el lumen interno de la parte de cuerpo principal 16 y expandiendo el mandril para crear la parte de diámetro aumentado 70 de un diámetro deseado. En otra realización, una o más de las partes de diámetro aumentado 70 se forman colocando un mandril de una anchura y diámetro determinados dentro de la parte de cuerpo principal 16 y luego prensando el elemento expansible 12 para provocar que por lo menos parte del cuerpo principal 16 sea empujado contra el mandril.

En una realización, los elementos de filamentos en la parte o partes de diámetro aumentado 70 tienen una relación entre la dimensión de grosor y la dimensión de anchura que es mayor que la relación entre grosor y anchura de los otros filamentos en la parte de cuerpo principal 16. Todavía en otra realización, los elementos de filamentos en la parte o partes de diámetro aumentado 70 tienen una relación entre la dimensión de grosor y la dimensión anchura que es menor que la relación entre grosor y anchura de los otros filamentos en la parte de cuerpo principal 16.

En una implementación, un segmento de alambre distal 50, que está unido o formado integralmente con el elemento expansible 12, se extiende distalmente desde el extremo distal 22 del elemento expansible 12 y está configurado para ayudar a guiar la colocación del elemento expansible en el sitio de tratamiento de un paciente. La figura 2 muestra un segmento de alambre distal 50 en una realización que tiene una primera sección 52 de sección transversal uniforme y una segunda sección 54 que tiene una sección transversal que se estrecha distalmente. En una realización a modo de ejemplo, la primera sección 52 tiene una longitud de aproximadamente 3,0 milímetros y una dimensión en sección transversal cortada de aproximadamente 0,114 mm (0,0045 pulgadas) por aproximadamente 0,076 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 de sección transversal más distal cortada de aproximadamente 0,051 mm (0,002 pulgadas) por aproximadamente 0,076 mm (0,003 pulgadas). Un pulido posterior del dispositivo generalmente implica un proceso de grabado que típicamente da como resultado una reducción de entre un 40% y un 50% en las dimensiones de la sección transversal cortada. En otra realización, tal como se representa en la figura 3, el segmento de alambre distal 50 está unido mediante un elemento elástico 57 de un diámetro uniforme y está equipado con una punta distal atraumática 58. En realizaciones alternativas, el elemento elástico 57 y/o la punta atraumática 58 están realizados en un material radioopaco, como, por ejemplo, platino, o revestidos de éste.

La figura 28b ilustra una configuración de segmento de alambre distal alternativa. Tal como se representa, el segmento de alambre distal 4010 incluye una primera sección 4011a y una segunda sección 4011b, presentando la segunda sección 4011b una anchura W mayor que la anchura de la primera sección 4011a. En una implementación, una sección de transición estrechada 4012 se une a primera y segunda sección 4011a y 4011b. En una implementación, la anchura W de la segunda sección es entre aproximadamente 0,003 pulgadas (0,076 mm) y aproximadamente 0,004 pulgadas (0,1 mm) siendo la longitud L entre el extremo distal 4013 del elemento expansible 4014 y la segunda sección 4011b del segmento de alambre 4010 entre aproximadamente 0,015 pulgadas (0,38 mm) y aproximadamente 0,020 pulgadas (0,51 mm). Una ventaja de la inclusión de la segunda sección 4011b es que la mayor dimensión de anchura proporciona un área superficial mayor para unir un segmento de bobina/muelle 57 al segmento de alambre 4010. En una implementación, la primera sección 4011a tiene una configuración circular o substancialmente circular y la segunda sección 4011b tiene un perfil plano formado por una operación de prensado/estampado.

En una realización, tal como se describirá con más detalle a continuación, el elemento expansible 12 se coloca en el sitio de tratamiento de un paciente a través del lumen de un catéter de colocación que previamente se ha posicionado en el sitio de tratamiento. En una realización alternativa, el dispositivo de tratamiento vascular 10 incluye una funda que contiene el elemento expansible 12 en estado comprimido durante la colocación en el sitio de tratamiento y que es retráctil proximalmente para hacer que el elemento expansible 12 adopte un estado expandido.

En una implementación, el elemento expansible 12 en estado expandido puede acoplarse a una obstrucción embólica que reside en el sitio de tratamiento, por ejemplo, insertándose en la obstrucción, y puede retirarse del paciente tirando de una parte del alambre flexible alargado. 40 que reside fuera del paciente hasta que el elemento expansible 12 y por lo menos una parte de la obstrucción embólica se eliminan del paciente.

El uso de elementos ondulados interconectados y desfasados 24 para crear por lo menos algunas de las estructuras de celdas 26 en realizaciones alternativas proporciona varias ventajas. En primer lugar, la naturaleza curvilínea de las estructuras de celdas 26 mejora la flexibilidad del elemento expansible 12 durante su colocación a través de la

tortuosa anatomía del paciente al sitio de tratamiento. Además, la relación desfasada entre los elementos ondulados facilita un agrupamiento más compacto de los elementos del elemento expansible que permite que el elemento expansible 12 logre un diámetro comprimido muy pequeño. Una particular ventaja del patrón de filamentos del elemento expansible que se muestra en la figura 1A, y varias otras realizaciones descritas aquí, es que permite un agrupamiento secuencial de los elementos de elemento expansible que permite implantar parcial o completamente los elementos expansibles y posteriormente retirarse al lumen de un catéter de colocación. La relación desfasada también da como resultado una orientación diagonal de las estructuras de celdas 26 que puede inducir una acción de torsión a medida que el elemento expansible 12 realiza la transición entre el estado comprimido y el estado expandido lo cual ayuda al elemento expansible a acoplarse mejor a la obstrucción embólica. En realizaciones alternativas, las estructuras de celdas 26 del elemento expansible 12 están dispuestas específicamente para producir una acción de torsión deseada durante la expansión del elemento expansible 12. De esta manera, puede haber disponibles diferentes elementos expansibles que tienen diferentes grados de acción de torsión para tratar, por ejemplo, diferentes tipos de obstrucciones embólicas.

Para mejorar la visibilidad del dispositivo bajo fluoroscopia, el elemento expansible puede recubrirse total o parcialmente con un material radioopaco, tal como tungsteno, platino, platino/iridio, tántalo y oro. Alternativamente, o junto con el uso de un revestimiento radiopaco, pueden colocarse marcadores opacos a la radiación 60 en los extremos proximal y distal 20 y 22 del dispositivo expansible o cerca de los mismos, y/o a lo largo de los segmentos de alambre proximal y distal 42 y 50 y/o en segmentos de filamentos del elemento expansible seleccionados. En una realización, los marcadores radiopacos 60 son bobinas radioopacas, tales como bobinas de platino.

La figura 4A representa un dispositivo de tratamiento vascular 100 en una vista en planta bidimensional en otro ejemplo que no se reivindica. En su configuración tubular de fábrica y/o expandida, el dispositivo 100 tiene una configuración similar a la del dispositivo 10 mostrado en la figura 1B. Al igual que el dispositivo 10 descrito anteriormente junto con las figuras 1A y 1B, el dispositivo 100 incluye un elemento autoexpansible 112 que está acoplado a un alambre flexible alargado 140. El elemento expansible 112 incluye una parte extrema proximal 114, una parte de cuerpo principal cilíndrica 116 y una parte extrema distal 118. Tal como se ha mencionado anteriormente, la colocación del elemento expansible 112 en estado no expandido en el sitio de tratamiento de un paciente se realiza posicionando el elemento expansible 112 en el extremo proximal de un catéter de colocación y empujando el elemento expansible 112 a través del lumen del catéter de colocación hasta que alcanza un extremo distal del catéter que se ha posicionado previamente en el sitio de tratamiento o a través del mismo. El alambre flexible alargado que se extiende proximalmente 140 que está unido o acoplado al extremo proximal 120 del elemento expansible 112 está diseñado para transmitir una fuerza de empuje aplicada a su punto de conexión con el elemento flexible alargado 112. Tal como se muestra en la figura 4A, y en más detalle en la figura 4B, el dispositivo 100 se distingue de las diversas realizaciones del dispositivo 10 descritas anteriormente en que las estructuras de celdas más proximales 128 y 130 en la parte extrema proximal 114 incluyen elementos de filamentos que tienen una dimensión de anchura W1 mayor que la dimensión de anchura W2 de los otros elementos de filamentos dentro del elemento expansible 112. Tal como se muestra, las secciones de pared más proximales 160, 162 y 164 de las estructuras de celdas 128 están realizadas de filamentos que tienen una anchura W1. Además, todos los filamentos de la estructura celular más proximal 130 tienen una mayor anchura W1. La inclusión y colocación de los filamentos con una anchura W1 proporciona varias ventajas. Una ventaja es que permiten que la fuerza de empuje aplicada por el extremo distal del alambre alargado 140 al extremo proximal 120 del elemento alargado 112 se distribuya más uniformemente alrededor de la circunferencia del elemento expansible 112 a medida que avanza a través de la anatomía tortuosa de un paciente. La fuerza de empuje distribuida más uniformemente minimiza la formación de grandes componentes de fuerza localizadas que de otro modo actuarían sobre elementos de filamentos individuales o múltiples dentro del elemento expansible 112 para hacer que se deformen. Además, al incluir los filamentos de anchura W1 en las regiones periféricas de la parte extrema proximal 114, se impide en gran medida la tendencia de la parte extrema proximal 114 a deformarse bajo la fuerza de empuje aplicada a ésta por el alambre alargado 140. En una realización de ejemplo, la dimensión de anchura cortada W1 es de aproximadamente 0,0045 pulgadas (0,114 mm) y la dimensión de anchura cortada W2 es de aproximadamente 0,003 pulgadas (0,076 mm). Tal como se ha descrito anteriormente, un pulido posterior del dispositivo generalmente implica un proceso de grabado que típicamente da como resultado una reducción de entre un 40% y un 50% en las dimensiones transversales cortado.

Es importante observar que, aunque la dimensión de anchura W1 se muestra igual entre todos los filamentos que tienen una mayor anchura, esto no es necesario. Por ejemplo, en una realización, unos segmentos de pared 158 pueden tener una mayor dimensión de anchura superior a la dimensión de mayor anchura de los segmentos de pared 160, y los segmentos de pared 160 pueden tener una mayor dimensión de anchura superior a la dimensión de anchura mayor de los segmentos de pared 162, etc. Además, los elementos de filamentos interior 166 de la estructura de celdas más proximal 130 pueden tener una mayor dimensión de anchura inferior a las dimensiones de mayor anchura de los filamentos 158. También, en realizaciones alternativas, la dimensión de grosor radial de los filamentos 158, 160, 162, 164, etc. puede aumentarse en lugar de la dimensión de anchura o en una combinación de las mismas.

Todavía en otra realización, tal como se muestra en la figura 5, algunos de los elementos de filamentos 180 en la parte extrema distal 118 del elemento expansible 112 tienen una masa mayor que la de los otros filamentos para resistir la deformación y una posible rotura de los filamentos a medida que el dispositivo 100 avanza a un sitio de tratamiento de un paciente. En la realización mostrada, los filamentos 180 están dimensionados para tener la misma anchura que el segmento de alambre distal 150. En realizaciones alternativas, la dimensión de grosor de los filamentos 180 puede aumentarse en lugar de la dimensión de anchura o en combinación de los mismos.

Las figuras 6A y 6B ilustran un dispositivo de tratamiento vascular 200 de acuerdo con otra realización de la presente invención. La figura 6A representa el dispositivo 200 en una vista en planta bidimensional como si el dispositivo estuviera cortado y extendido sobre una superficie. La figura 6B representa el dispositivo en su configuración tubular de fábrica y/o expandida. El dispositivo 200 incluye un elemento expansible 212 que tiene una parte extrema proximal 214, una parte de cuerpo principal cilíndrica 216 y una parte extrema distal 218 con un alambre flexible alargado 240 unido, o de otro modo acoplado, al extremo proximal 220 del elemento expansible. La configuración del dispositivo 200 es similar a la del dispositivo 100 descrito anteriormente junto con las figuras 4A, excepto que los segmentos de pared proximal 260 de las estructuras de celdas 228 y 230 comprenden elementos de filamentos lineales o substancialmente lineales según se ve en la vista en planta bidimensional de la figura 6A. En una realización, los elementos de filamentos lineales 260 están alineados para formar segmentos de carril continuos y substancialmente lineales 270 que se extienden desde el extremo proximal 220 de la parte extrema proximal 214 hasta un extremo más proximal de la parte de cuerpo principal 216 (de nuevo, según se ve en una vista en planta bidimensional de la figura 6A) y preferiblemente son de la misma longitud, pero pueden ser de diferentes longitudes. Cuando se aplica el patrón de la figura 6A a corte por láser de una estructura tubular, la configuración del elemento expansible resultante es la que se muestra en la figura 6B. Tal como se muestra en la figura 6B, los segmentos de carril 270 no son, de hecho, lineales, sino que tienen una forma curva y no ondulada. Esta configuración proporciona ventajosamente segmentos de carril 270 que no presentan ondulaciones, lo que mejora la capacidad de los segmentos de carril para distribuir fuerzas y resistir la deformación cuando se les aplica una fuerza de empuje. En realizaciones preferidas alternativas, el ángulo θ entre el segmento de alambre 240 y los segmentos de carril 270 varía entre aproximadamente 140 grados y aproximadamente 150 grados. En una realización, uno o ambos segmentos de carril lineales 270 tienen una dimensión de anchura $W1$ que es mayor que la dimensión de anchura de los segmentos de punta adyacentes de las estructuras de celdas 228 y 230. Una dimensión de anchura mayor $W1$ de uno o ambos segmentos de carril lineales 270 mejora aún más la capacidad de los segmentos de carril para distribuir fuerzas y resistir la deformación cuando se les aplica una fuerza de empuje. En otra implementación, uno o ambos segmentos de carril lineales 270 presentan una mayor dimensión de grosor, en lugar de una dimensión de anchura mayor para lograr el mismo resultado o similar. En todavía una implementación alternativa, tanto las dimensiones de anchura y grosor de uno o ambos segmentos de carril lineales 270 son mayores para lograr los mismos resultados o resultados similares. En todavía otra implementación, las dimensiones de anchura y/o grosor de cada uno de los segmentos de carril 270 difieren de manera que se produce una compresión más uniforme de la parte extrema proximal 214 del elemento expansible 212 cuando se carga o se recupera en un catéter o funda de colocación (no mostrado).

Las figuras 7A y 7B ilustran un dispositivo de tratamiento vascular 300 de acuerdo con otra realización de la presente invención. La figura 7A representa el dispositivo 300 en una vista en planta bidimensional como si el dispositivo estuviera cortado y extendido sobre una superficie. La figura 7B representa el dispositivo en su configuración tubular de fábrica y/o expandida. El dispositivo 300 incluye un elemento expansible 312 que tiene una parte extrema proximal 314, una parte de cuerpo principal cilíndrica 316 y una parte extrema distal 318 con un alambre flexible alargado 340 unido o de otro modo acoplado al extremo proximal 320 del elemento expansible. La configuración del dispositivo 300 es similar al dispositivo 200 descrito anteriormente junto con las figuras 6A y 6B, excepto que la estructura de celdas más proximal 330 comprende una forma substancialmente de diamante según se ve en el plano bidimensional de la figura 7A. La estructura de celdas substancialmente en forma de diamante incluye un par de elementos de filamentos exteriores 358 y un par de elementos de filamentos interiores 360, cada uno de los cuales tiene una anchura mayor y/o una dimensión de grosor mayor tal como se ha descrito anteriormente junto con las realizaciones de las figuras 4 y 6. En realizaciones preferidas alternativas, los elementos de filamentos interiores 360 se cruzan con los elementos de filamentos exteriores 358 en un ángulo β de entre aproximadamente 25,0 grados y aproximadamente 45,0 grados según se ve en la vista en planta bidimensional de la figura 7A. Mantener la orientación angular entre los filamentos interiores y exteriores dentro de este rango mejora la capacidad de empuje del elemento expansible 312 sin que se produzca deformación y sin que se vea afectada substancialmente la capacidad del elemento expansible para adoptar un diámetro comprimido muy pequeño durante la colocación.

En una realización, los elementos de filamentos interiores 360 tienen una masa menor que la de los elementos de filamentos exteriores 358 que les permite doblarse más fácilmente a medida que el elemento expansible 312 pasa de un estado expandido a un estado comprimido. Esto ayuda a lograr un diámetro comprimido muy pequeño. En otra realización, tal como se muestra en la figura 7C, los elementos de filamentos interiores 360 están acoplados a los elementos de filamentos exteriores 358 mediante unos elementos curvados 361 que permiten que los elementos

de filamentos interiores 360 flexionen más fácilmente cuando el elemento expansible 312 se comprime hasta su posición de colocación.

5 La figura 8 ilustra una realización alternativa de un dispositivo de tratamiento vascular 400. El dispositivo 400 tiene una configuración similar a la del dispositivo 200 representado en las figuras 6A y 6B con la excepción de que el elemento expansible 412 del dispositivo 400 está conectado en su parte extrema proximal 414 con dos alambres flexibles alargados 440 y 441 que se extienden distalmente. Tal como se ilustra, el alambre 440 está unido o de otro modo acoplado al extremo más proximal 420 de la parte extrema proximal 414, mientras que el alambre 441 está unido o de otro modo acoplado al extremo distal 422 de la parte extrema proximal 414 en la unión con el segmento de carril 470. Todavía en otra realización, puede unirse un alambre flexible alargado adicional (no mostrado) al extremo más distal 424. El uso de dos o más alambres flexibles alargados 440 y 441 para proporcionar fuerzas de empuje a la parte extrema proximal 414 del elemento alargado 412 distribuye ventajosamente la fuerza de empuje aplicada a la parte extrema proximal 414 a más de un punto de unión.

15 La figura 10 ilustra una vista en planta bidimensional de un dispositivo de tratamiento vascular 500 en otro ejemplo que no se reivindica. En el ejemplo de la figura 10, el elemento expansible 512 incluye una pluralidad de elementos ondulados 524 substancialmente longitudinales con unos elementos ondulares adyacentes que están desfasados entre sí y conectados de manera que forman una pluralidad de estructuras de celdas dispuestas diagonalmente 526. La expansión el elemento 512 incluye una parte cilíndrica 516 y una parte extrema distal 518 extendiéndose las estructuras de celdas 526 en la parte de cuerpo principal 516 de manera continua y circunferencial alrededor de un eje longitudinal 530 del elemento expansible 512. Las estructuras de celda 526 en la parte extrema distal 518 se extienden menos que circunferencialmente alrededor del eje longitudinal 530 del elemento expansible 512. Unos alambres flexibles alargados 540 que se extienden proximalmente quedan unidos o de otro modo acoplados a cada una de las estructuras de celdas más proximales 528. El uso de múltiples alambres flexibles alargados 540 permite que la fuerza de empuje aplicada al extremo proximal del elemento expansible 512 se distribuya de manera más uniforme alrededor de su circunferencia proximal. En otra realización, aunque no se muestra en la figura 10, los elementos de filamentos más proximales 528 tienen una anchura y/o un grosor mayor que los filamentos en las otras partes del elemento expansible 512. Dicha característica contribuye adicionalmente a que la fuerza de empuje se distribuya uniformemente alrededor de la circunferencia del elemento expansible 512 y también impide que los elementos de filamentos que reciben directamente la fuerza de empuje se deformen.

Las figuras 11A y 11B ilustran un dispositivo de tratamiento vascular 600 de acuerdo con otro ejemplo que no se reivindica. La figura 11A representa el dispositivo 600 en una vista plana bidimensional como si el dispositivo estuviera cortado y extendido sobre una superficie. La figura 11B representa el dispositivo en su configuración tubular de fábrica y/o expandida. En la realización de las figuras 11A y 11B, el elemento expansible 612 incluye una pluralidad de elementos ondulados substancialmente longitudinales 624 con unos elementos ondulados adyacentes que están conectados entre sí por una pluralidad de conectores curvados 628 para formar una pluralidad de estructuras de celdas cerradas 626 dispuestas alrededor de la longitud del elemento expansible 612. En la realización mostrada, el elemento expansible 612 incluye una parte extrema proximal 614 y una parte cilíndrica 616 extendiéndose las estructuras de celdas 626 en la parte cilíndrica 616 de manera continua y circunferencial alrededor de un eje longitudinal 630 del elemento expansible 612. Las estructuras de celdas 626 en la parte extrema proximal 614 se extienden menos que circunferencialmente alrededor del eje longitudinal 630 del elemento expansible 612. En una realización alternativa, el elemento expansible 612 incluye una parte extrema proximal, una parte de cuerpo principal cilíndrica y una parte extrema distal, de manera muy parecida al elemento expansible 12 representado en las figuras 1A y 1B. En dicha realización, las estructuras de celdas 626 en la parte extrema distal del elemento expansible se extenderían menos que circunferencialmente alrededor del eje longitudinal 630 del elemento expansible 612 de manera similar a la parte extrema proximal 614 mostrada en la figura HA. Además, se aprecia que los elementos expansibles de las figuras 1A, 4A, 6A, 7A, 7C, 10, 14, 15 y 19-24 pueden modificarse de manera que se elimine la parte extrema distal (por ejemplo, la parte extrema distal) 18 de la figura 1A) de modo que solamente exista una parte extrema proximal y una parte de cuerpo principal como la de la figura 11A.

La figura 12 ilustra un dispositivo de tratamiento vascular 700 de acuerdo con otro ejemplo que no se reivindica. La figura 12 representa el dispositivo 700 en una vista en planta bidimensional como si el dispositivo estuviera cortado y extendido sobre una superficie. En el ejemplo de la figura 12, el elemento expansible 712 incluye una pluralidad de elementos ondulados substancialmente longitudinales 724 con unos elementos ondulados adyacentes que están interconectados por una pluralidad de conectores curvados 728 para formar una pluralidad de estructuras de celdas cerradas 726 dispuestas alrededor de la longitud del elemento expansible 712. En la realización mostrada, el elemento expansible 712 incluye una parte cilíndrica 716 y una parte extrema distal 718 extendiéndose las estructuras de celda 726 en la parte cilíndrica 716 de manera continua y circunferencial alrededor de un eje longitudinal 730 del elemento expansible 712. Las estructuras de celdas 726 en la parte extrema distal 718 se extienden menos que circunferencialmente alrededor del eje longitudinal 730 del elemento expansible 712. De manera similar a la descrita junto con la realización de la figura 10, unos alambres flexibles alargados que se extienden proximalmente 740 quedan unidos o de otro modo acoplados a cada una de las estructuras de celdas más

proximales 728. Esta disposición permite que la fuerza de empuje aplicada al extremo proximal del elemento expansible 712 se distribuya más uniformemente alrededor de su circunferencia proximal. En otra realización, aunque no se muestra en la figura 12, los elementos de filamentos proximales 730 tienen una anchura y/o grosor mayor que los filamentos en las otras partes del elemento expansible 712. Esta característica contribuye adicionalmente a que la fuerza de empuje se distribuya uniformemente alrededor de la circunferencia del elemento expansible 712 y también impide que los elementos de filamentos que reciben directamente la fuerza de empuje se deformen.

Tal como se ha descrito anteriormente, en uso, los elementos expansibles de la presente invención se hacen avanzar a través de la tortuosa anatomía vascular de un paciente hasta un sitio de tratamiento, tal como una obstrucción embólica, en un estado no expandido o comprimido de un primer diámetro nominal y pueden moverse desde el estado no expandido a un estado expandido radialmente de un segundo diámetro nominal mayor que el primer diámetro nominal para la implantación en el sitio de tratamiento. En las figuras 13A a 13C se muestra una manera de colocar e implantar el elemento expansible 912 en el sitio de una obstrucción embólica 950. Tal como se muestra en la figura 13A, un catéter de colocación 960 que tiene un lumen interno 962 avanza al sitio de la obstrucción embólica 950 de modo que su extremo distal 964 queda colocado distal a la obstrucción. Después de que el catéter de colocación 960 quede en posición en la obstrucción embólica 950, el dispositivo de extracción 900 se posiciona dentro del catéter de colocación introduciendo el elemento expansible 912 en un extremo proximal del catéter de colocación (no mostrado) y luego haciendo avanzar el elemento expansible 912 a través del lumen 962 del catéter de colocación aplicando una fuerza de empuje para alargar el alambre flexible 940. Mediante el uso de marcas radiopacas y/o revestimientos colocados en el catéter de colocación 960 y el dispositivo 900, el elemento expansible 912 se posiciona en el extremo distal del catéter de colocación 960 tal como se muestra en la figura 13B de modo que la parte de cuerpo principal 916 quede alineada longitudinalmente con la obstrucción 950. La implantación del elemento expansible 912 se consigue retirando proximalmente el catéter de colocación 960 mientras se mantiene el elemento expansible 912 en una posición fija tal como se muestra en la figura 13C. Una vez que el elemento expansible 912 se ha implantado en una posición expandida dentro de la obstrucción 950, el elemento expansible 912 se retira, junto con el catéter de colocación 960, a una posición fuera del paciente. En una realización, el elemento expansible 912 se retira primero parcialmente para acoplarse al extremo distal 964 del catéter de colocación 960 antes de retirar completamente los dispositivos del paciente.

En una realización, una vez que el elemento expansible 912 se expande en la obstrucción 950, se deja allí durante un período de tiempo para crear un canal de perfusión a través de la obstrucción que provoque que la obstrucción se lise por el flujo de sangre resultante a través de la obstrucción. En tal realización, no es necesario que el elemento expansible 912 capture una parte de la obstrucción 950 para su recuperación fuera del paciente. Cuando se ha lisado una parte suficiente de la obstrucción 950 para crear un canal de flujo deseado a través de la obstrucción, o se ha conseguido una eliminación total de la obstrucción por el flujo sanguíneo resultante, el elemento expansible 912 puede retirarse al catéter de colocación 960 y retirarse posteriormente del paciente.

En otra realización, el elemento expansible 912 se expande en la obstrucción 950 y se deja allí durante un período de tiempo para crear un canal de perfusión a través de la obstrucción que hace que el flujo resultante actúe sobre la obstrucción de manera que hace que la obstrucción embólica sea capturada más fácilmente por el elemento expansible y/o que sea más fácil de extraer de la pared del vaso del paciente. Por ejemplo, el flujo sanguíneo creado a través de la obstrucción embólica puede hacerse fluir a través de la obstrucción durante un período de tiempo suficiente para variar la morfología de la obstrucción que hace que sea más fácil de capturar por el elemento expansible y/o hace que sea más fácil de separar desde la pared del recipiente. Al igual que en el método anterior, la creación de flujo sanguíneo a través de la obstrucción 950 también actúa para preservar el tejido. En una realización, el flujo sanguíneo a través de la obstrucción puede utilizarse para lisar la obstrucción. Sin embargo, en este método modificado, la lisis de la obstrucción se realiza con el fin de preparar la obstrucción para que sea capturada más fácilmente por el elemento expansible 912. Cuando la obstrucción 950 se ha preparado apropiadamente, por ejemplo, creando una obstrucción 950 de un diámetro interior nominal deseado, el elemento expansible 912 se implanta desde el extremo distal 964 del catéter de colocación 940 para hacer que se acople a la obstrucción. La extracción de toda o una parte de la obstrucción 950 del paciente se lleva a cabo de manera similar a como se ha descrito anteriormente.

Todavía en otra realización, una vez que el elemento expansible 912 se ha colocado y se ha expandido dentro de la obstrucción 950, puede separarse del alambre alargado 940 para su colocación permanente dentro del paciente. En dicha realización, la manera en la que el alambre alargado 940 está unido al elemento expansible 912 permite que los dos componentes se separen entre sí. Esto puede lograrse, por ejemplo, mediante el uso de un enclavamiento mecánico o una unión electrolítica erosionable entre el elemento expansible 912 y el alambre alargado 940.

Tal como se describe aquí, los elementos expansibles de las diversas realizaciones pueden incluir o no segmentos de alambre distales que estén unidos a sus extremos distales. En realizaciones preferidas alternativas, los dispositivos de tratamiento vascular que están configurados para colocar permanentemente un elemento expansible

en el sitio de una obstrucción embólica no incluyen segmentos de alambre distal unidos a los extremos distales de los elementos expansibles.

5 Una ventaja asociada a los patrones de celdas del elemento expansible de la presente invención es que retirar los elementos expansibles mediante la aplicación de una fuerza de tracción sobre el alambre flexible alargado proximal fuerza a los elementos expansibles a adoptar un diámetro expandido más pequeño mientras se retiran del paciente, reduciendo de este modo la probabilidad de lesión a la pared del vaso. Además, durante la recuperación del coágulo a medida que disminuye el perfil de los elementos expansibles, las estructuras de celdas se contraen y pellizcan el coágulo para aumentar la eficacia de recuperación del coágulo. Otra ventaja es que los patrones de celdas permiten
10 que los elementos expansibles se retraigan hacia el lumen del catéter de colocación después de que se hayan implantado parcial o completamente. Como tal, si en cualquier momento dado se determina que el elemento expansible se ha implantado total o parcialmente en una ubicación inadecuada, puede retraerse en el extremo distal del catéter de colocación y volver a colocarse en la ubicación correcta.

15 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 filamentos delgados 280 que intersectan por lo menos algunas de las estructuras de celdas 226 situadas en la parte de cuerpo principal cilíndrica 216 del elemento expansible 212. Los elementos de filamentos delgados 280 están dimensionados para que presenten una anchura menor que los elementos de filamentos 282 que forman las estructuras de celdas 226. En realizaciones de ejemplo alternativas, los elementos de
20 filamentos 280 tienen una dimensión de anchura cortados o pulidos que es entre aproximadamente un 25% y aproximadamente un 50% más pequeña que la respectiva dimensión de anchura cortados o pulidos de los filamentos 262. Si se utiliza con el fin de recuperación de coágulos, un propósito de los filamentos delgados 280 es mejorar la capacidad del elemento expansible para acoplarse a una obstrucción embólica y capturarla. Esto se consigue gracias a varios factores. En primer lugar, las dimensiones de menor anchura de los filamentos 280 facilitan la penetración de los filamentos en la obstrucción. En segundo lugar, actúan para pellizcar partes de la obstrucción atrapada contra los elementos de filamentos exteriores y más anchos 282 a medida que el elemento expansible se implanta dentro de la obstrucción. En tercer lugar, pueden utilizarse para aumentar localmente las fuerzas radiales que actúan sobre la obstrucción. Es importante observar que el uso de elementos de filamentos delgados 280 no está limitado al uso dentro de las estructuras de celdas 226 que residen dentro de la parte de
30 cuerpo principal cilíndrica 216 del elemento expansible 212. Pueden estar posicionados estratégicamente en cualquier estructura de celdas del elemento expansible o en todas. Además, es importante observar que el uso de elementos de filamentos delgados 280 no está limitado a la realización de la figura 6, sino que son aplicables a todas las diversas realizaciones descritas aquí. Por último, en realizaciones de ejemplo alternativas, tal como se muestra en la figura 15, se disponen múltiples elementos de filamentos delgados 280 dentro de una o más de las estructuras de celdas 226, y también pueden utilizarse junto con estructuras de celdas que tienen un solo elemento del filamento delgado y/o estructuras de celdas que carecen completamente de elementos del filamento delgados.

En el tratamiento de aneurismas cuando el dispositivo de tratamiento se utiliza con el fin de desviar el flujo, la densidad de las estructuras de celdas 226 es suficiente para desviar eficazmente el flujo del saco del aneurisma. En
40 realizaciones alternativas en lugar de regular la densidad de las estructuras de celdas 226, o en combinación con ello, se utilizan elementos de filamentos intermedios similares a los elementos de filamentos 280 de las figuras 14 y 15 para aumentar la superficie de pared efectiva del elemento expansible. En estas realizaciones, los elementos de filamentos intermedios pueden tener las mismas características dimensionales, más pequeñas, más grandes o cualquier combinación de las mismas, de los filamentos de estructuras de celdas. Por el contrario, en realizaciones alternativas para utilizarse en el tratamiento de aneurismas para colocar bobinas u otras estructuras similares dentro del saco del aneurisma, el tamaño de las estructuras de celdas 226 es suficiente para facilitar el paso de las bobinas a través de las estructuras de celdas.

La figura 16 ilustra un dispositivo de tratamiento de acuerdo con la realización de las figuras 6A y 6B, en el que la capacidad de empuje del elemento expansible 212 durante su avance al sitio de tratamiento de un paciente se mejora mediante la inclusión de un segmento de alambre interno 241 que se extiende entre el extremo proximal 220 y el extremo distal 222 del elemento expansible 212. De esta manera, la fuerza de empuje aplicada por el alambre alargado 240 se transmite al extremo proximal y distal del dispositivo expansible. El segmento de alambre interno puede ser un elemento discreto que quede unido al extremo proximal y distal del elemento expansible, o puede ser preferiblemente una extensión conjunta del alambre flexible alargado 240. Durante la colocación del elemento expansible 212 en el sitio de tratamiento en estado comprimido, el segmento de alambre interno 241 adopta una configuración substancialmente recta o lineal con el fin de distribuir adecuadamente por lo menos parte de la fuerza de empuje al extremo distal 222 del elemento expansible. Cuando el elemento expansible 212 se expande, éste tiende a reducir la holgura en el segmento de alambre interno 241 que forma una hélice de paso largo dentro del elemento expansible tal como se muestra en la figura 16. Una ventaja adicional asociada al uso del segmento de alambre interno 241 es que la formación de la hélice interna con la expansión del elemento expansible 212 ayuda a capturar la obstrucción embólica.

En una realización alternativa, tal como se muestra en la figura 17, la capacidad de empuje del elemento expansible 212 durante su avance al sitio de tratamiento de un paciente se mejora mediante la inclusión de un segmento de alambre externo 243 que se extiende entre el extremo proximal 220 y el extremo distal 222 del elemento expansible 212. De esta manera, la fuerza de empuje aplicada por el alambre alargado 240 se transmite al extremo proximal y distal del dispositivo expansible. El segmento de alambre externo puede ser un elemento separado que esté unido a al extremo proximal y distal del elemento expansible, o puede ser preferiblemente una extensión conjunta del alambre flexible alargado 240. Durante la colocación del elemento expansible 212 al sitio de tratamiento en su estado comprimido, el segmento de alambre externo 243 adopta una configuración substancialmente recta o lineal con el fin de distribuir adecuadamente por lo menos parte de la fuerza de empuje al extremo distal 222 del elemento expansible. Cuando el elemento expansible 212 se expande, tiende a reducirse la holgura en el segmento de alambre externo 243 tal como se muestra en la figura 17. Una ventaja adicional asociada al uso del segmento de alambre externo 243 es que actúa directamente sobre la obstrucción mientras que el elemento expansible 212 se expande para ayudar a acoplarse a la obstrucción embólica y capturarla.

Todavía en otra realización, un dispositivo de captura de émbolos distales 251 está dispuesto en el segmento de alambre distal 250, o unido de otra manera al extremo distal 222, del elemento expansible 212, tal como se muestra en la figura 18. La función del dispositivo de captura de émbolos distales 251 es capturar émbolos que pueden desprenderse de la obstrucción embólica durante la expansión del elemento expansible 212 o durante su extracción del paciente para evitar una embolización distal. En la figura 18, el dispositivo de captura de émbolos distales se muestra como una bobina. En realizaciones alternativas, al extremo distal 222 o al segmento de hilo distal 250 del elemento expansible 12 pueden unirse cestas, filtros embólicos u otros dispositivos conocidos de captura de émbolos.

De nuevo, al igual que en las realizaciones de las figuras 14 y 15, es importante observar que las características descritas junto con las figuras 16, 17 y 18 no están limitadas a la realización de la figura 6, sino que son aplicables a todas las diversas realizaciones descritas aquí.

La figura 19 ilustra un dispositivo de tratamiento vascular o de conductos corporales 1000 de acuerdo con otra realización de la presente invención. La figura 19 representa el dispositivo 1000 en una vista en planta bidimensional como si el dispositivo estuviera cortado y dispuesto sobre una superficie. El dispositivo 1000 incluye un elemento expansible 1012 que tiene una parte extrema proximal 1024, una parte de cuerpo principal cilíndrica 1026 y una parte extrema distal 1028 con un alambre flexible alargado 1014 unido o de otro modo acoplado al extremo proximal 1020 del elemento expansible. La configuración del dispositivo 1000 es similar al dispositivo 200 descrito anteriormente junto con las figuras 6A, excepto que las estructuras de celdas 1018 y 1019 en la parte extrema proximal 1024 están dispuestas más estrechamente simétricas que las estructuras de celdas en la parte extrema proximal 214 del dispositivo 200. La disposición simétrica más sustancial de las estructuras de celdas en la parte extrema proximal 1024 del dispositivo 1000 facilita la carga o recuperación del elemento expansible 1012 en un lumen de un catéter o funda de colocación (no mostrado) haciendo que la parte extrema proximal 1024 se contraiga más uniformemente durante la compresión. Los segmentos de pared proximal 1016 de las estructuras de celdas 1018 y 1019 comprenden unos elementos de filamentos lineales o substancialmente lineales según se ve en la vista en planta bidimensional de la figura 19. En una realización, los elementos de filamentos lineales 1016 están alineados para formar segmentos de carril continuos y substancialmente lineales 1017 que se extienden desde el extremo proximal 1020 de la parte extrema proximal 1024 hacia un extremo más proximal de la parte de cuerpo principal 1026 (de nuevo, según se ve en la vista en planta bidimensional de la figura 19) y preferiblemente tienen la misma longitud. En realizaciones alternativas, el ángulo θ entre el segmento de alambre 1014 y los segmentos de carril 1017 varía entre aproximadamente 140 grados y aproximadamente 150 grados. En una realización, uno o ambos segmentos de carril lineales 1017 tienen una dimensión de anchura $W1$ que es mayor que la dimensión de anchura de los segmentos de punta adyacentes de las estructuras de celda 1018 y/o 1019 y/o 1030. Una dimensión de anchura mayor $W1$ de uno o ambos segmentos de carril lineales 1017 mejoran adicionalmente la capacidad de los segmentos de carril para distribuir fuerzas y resistir la deformación cuando se les aplica una fuerza de empuje. En otra implementación, uno o ambos segmentos de carril lineales 1017 presentan una dimensión de grosor mayor, en lugar de una dimensión de anchura mayor para lograr el mismo resultado o un resultado similar. En todavía una implementación alternativa, tanto las dimensiones de anchura como de grosor de uno o ambos segmentos de carril lineales 1017 son mayores para lograr los mismos resultados o resultados similares. En todavía otra implementación, las dimensiones de anchura y/o grosor de cada uno de los segmentos de carril 1017 difieren de manera que se produce una compresión más uniforme de la parte extrema proximal 1024 del elemento expansible 1012 cuando se contrae a medida que se carga en un catéter o funda de colocación o se extrae del mismo.

Aunque la siguiente descripción va dirigida a la realización de la figura 19, es importante observar que la disposición de una hendidura según se contempla en las realizaciones de las figuras 20-22 es aplicable a todos los dispositivos de tratamiento vascular descritos aquí y numerosas realizaciones y modificaciones de los mismos.

Volviendo ahora a la figura 20, el dispositivo de tratamiento 1000 de la figura 19 se representa con una hendidura longitudinal 1040 que se extiende desde el extremo proximal 1020 hasta el extremo distal 1022 del elemento expansible 1012. La hendidura 1040 permite que las estructuras de celdas 1018, 1019 y 1030 se muevan entre sí de manera que se impida que los elementos de filamentos individuales 1032 del elemento expansible 1012 se deformen durante la compresión del elemento expansible 1012 cuando se carga en un catéter o funda de colocación o se extrae del mismo. En realizaciones alternativas, la hendidura 1040 se extiende menos que la longitud total del elemento expansible 1012 y queda dispuesta para impedir la deformación de elementos de filamentos estratégicamente importantes que afectan más a la capacidad del elemento expansible para cargarse o retirarse efectivamente en un catéter o funda de colocación. Por ejemplo, en una realización, la hendidura 1040 está dispuesta sólo en la parte extrema proximal 1024 del elemento expansible 1012 donde es más probable que se produzca deformación o flexión de los filamentos 1032. En otra realización, la hendidura 1040 está dispuesta tanto en la parte extrema proximal 1024 como en la parte de cuerpo principal cilíndrica 1026 del elemento expansible 1012.

La figura 21 ilustra el dispositivo de tratamiento 1000 de la figura 19 que tiene una hendidura 1050 dispuesta diagonalmente/en espiral que se extiende por toda la circunferencia del elemento expansible 1012. En una realización, tal como se ilustra en la figura 21, la hendidura en espiral 1050 se origina en la posición distal, o en un punto adyacente a la posición distal, de la parte extrema proximal 1024 del elemento expansible 1012. Respecto a las realizaciones que tienen segmentos de carril lineales, tales como los segmentos de carril lineales 1017 de la figura 19, la ranura helicoidal 1050 se origina en la posición distal 1021 de uno de los segmentos de carril lineales 1017, o en un punto distalmente adyacente a la posición distal 1021, tal como se muestra en la figura 21. El ensayo de los diversos dispositivos de tratamiento vascular descritos aquí ha demostrado que la aparición de deformación tiende a producirse en los elementos de filamentos situados adyacentes a las posiciones distales de las partes extremas proximales de los elementos expansibles. Este fenómeno se agrava en los elementos expansibles que tienen partes extremas proximal con segmentos de carril lineal. Por esta razón, y con referencia a la figura 21, el punto de origen de la hendidura en espiral 1050 está ubicado en una posición distal 1021 de uno de los segmentos de carril lineales 1017 o adyacente a la misma. Una ventaja de la configuración de hendidura dispuesta diagonalmente y/o en espiral de la figura 21 es que se origina cuando la deformación tiende a originarse y, además, impide la deformación de los elementos de filamentos 1032 a lo largo de la longitud del elemento expansible 1012. Tal como se muestra en la figura 22, en realizaciones alternativas, la hendidura 1050 se extiende diagonalmente sólo a lo largo de una circunferencia de la parte de cuerpo principal cilíndrico 1026 del elemento expansible 1012. En la realización de la figura 22, la hendidura 1050 se origina en la posición distal 1021 del segmento de carril lineal 1017. En realizaciones alternativas, donde la deformación de los elementos de barra individuales 1032 se origina en un punto distinto del punto distal de la parte extrema proximal 1024 del elemento expansible 1012, el punto de origen de la ranura 1050 está situado en el punto de origen de la deformación (ausente la ranura 1050) y se extiende en una dirección longitudinal distalmente desde allí.

La figura 23 ilustra un dispositivo de tratamiento vascular o conductos corporales 2000 de acuerdo con una realización de la presente invención. La figura 23 representa el dispositivo 2000 en una vista en planta bidimensional como si el dispositivo estuviera cortado y dispuesto sobre una superficie. El dispositivo 2000 incluye un elemento autoexpansible 2012 que está unido o de otro modo acoplado a un alambre flexible alargado 2040 que se extiende proximalmente desde el elemento expansible 2012. En una realización, el elemento expansible 2012 está realizado en un material con memoria de forma, tal como Nitinol, y preferiblemente se corta con láser a partir de un tubo. En una realización, el elemento expansible 2012 tiene un segmento de alambre 2042 que se extiende proximalmente, formado integralmente, el cual se utiliza para unir el alambre flexible alargado 2040 al elemento expansible 2012. En esta realización, el alambre flexible 2040 puede unirse al segmento de alambre 2042 mediante el uso de soldadura, un adhesivo u otro método de unión conocido. En una realización alternativa, el extremo distal del alambre flexible 2040 está unido directamente a un extremo proximal 2020 del elemento expansible 2012.

En la realización de la figura 23, el elemento expansible 2012 incluye una pluralidad de elementos ondulados 2024 substancialmente longitudinales con unos elementos ondulantes adyacentes que están acoplados entre sí de manera que forman una pluralidad de estructuras de celdas 2026 alineadas circunferencialmente. El elemento expansible 2012 incluye una parte extrema proximal 2013, una parte de cuerpo principal cilíndrica 2014 y una parte extrema distal 2015, extendiéndose las estructuras de celdas 2026 en la parte de cuerpo principal 2014 de manera continua y circunferencial alrededor de un eje longitudinal 2032 del elemento expansible 2012. Las estructuras de celdas en la parte extrema proximal 2013 y la parte extrema distal 2015 se extienden menos que circunferencialmente alrededor del eje longitudinal 2032 del elemento expansible 2012. Los segmentos de pared proximal 2016 de estructuras de celdas 2027, 2028, 2029 y 2030 comprenden elementos de filamentos lineales o substancialmente lineales según se ven en la vista en planta bidimensional de la figura 23. En una realización, los elementos de filamentos lineales 2016 quedan alineados para formar segmentos de carril continuos y substancialmente lineales 2017 que se extienden desde el extremo proximal 2020 de la parte extrema proximal 2013 hasta un extremo más proximal de la parte de cuerpo principal 2014 (de nuevo, según se ve en la vista en planta bidimensional de la figura 23) y preferiblemente son de la misma longitud. Tal como se ha descrito anteriormente en

relación con las figuras 6A y 6B, los segmentos de carril 2017 no son de hecho lineales, sino que tienen una forma curva y no ondulada. Esta configuración proporciona ventajosamente unos segmentos de carril 2017 que no presentan ondulaciones, lo que mejora la capacidad de los segmentos de carril para distribuir fuerzas y resistir la deformación cuando se les aplica una fuerza de empuje. En realizaciones preferidas alternativas, el ángulo θ entre el segmento de alambre 2042 o 2040, cualquiera que sea el caso, y los segmentos de carril 2017 varía entre aproximadamente 140 grados y aproximadamente 150 grados. En una realización, los segmentos de carril lineales 2017 tienen una dimensión de anchura que es mayor que la dimensión de anchura de los segmentos de filamentos adyacentes de las estructuras de celda 2027 y/o 2028 y/o 2029 y/o 2030 y/o 2026. Una anchura mayor de los segmentos de carril lineales 2017 aumenta más la capacidad de los segmentos de carril para distribuir fuerzas y resistir la deformación cuando se aplica una fuerza de empuje al elemento expansible. En otra implementación, los segmentos de carril lineales 2017 presentan una mayor dimensión de grosor, en lugar de una mayor dimensión de anchura para lograr el mismo resultado o similar. Todavía en una implementación alternativa, se aumentan tanto las dimensiones de anchura como de grosor de los segmentos de carril lineales 2017 para lograr los mismos resultados o similares.

En una realización, la anchura y/o el grosor de los elementos de filamentos internos 2080 de la estructura de celdas más proximal 2027 también es mayor para resistir la deformación de estos elementos mientras el elemento expansible se empuja a través de una funda o catéter de colocación. En una realización a modo de ejemplo, las anchuras nominales "cortada" de los elementos de filamentos mejorados 2016 y 2080 son de aproximadamente 0,114 mm (0,0045 pulgadas), mientras que la anchura nominal de los demás elementos de filamentos es de aproximadamente 0,076 mm (0,003 pulgadas).

Las figuras 24A y 24B ilustran un dispositivo de tratamiento vascular 3000 de otra realización de la presente invención. La figura 24A representa el dispositivo 3000 en una vista plana bidimensional como si el dispositivo estuviera cortado y dispuesto sobre una superficie. La figura 24B representa el dispositivo en su configuración tubular de fábrica y/o expandida. El diseño general del dispositivo 3000 es similar al diseño del dispositivo 2000 representado y descrito anteriormente en referencia a la figura 23. La diferencia principal entre los dos diseños se establece en la relación entre la longitud "L" y la anchura "W" de las estructuras de celdas 2026, 2027, 2028, 2029 y 2030. Las relaciones entre la longitud y la anchura de las estructuras de celdas de la figura 24A son substancialmente mayores que las relaciones entre la longitud y la anchura de las respectivas estructuras de celdas de la figura 23. Tal como se ilustra, las longitudes "L" de las estructuras de celdas del dispositivo de la figura 24A, en la configuración "cortada" son substancialmente mayores que las longitudes de las respectivas estructuras de celdas de la figura 23, mientras que las anchuras "W" de las estructuras de celdas del dispositivo de la figura 24A son substancialmente menores que la anchura de las respectivas estructuras de celdas de la figura 23. Como resultado, la inclinación de los elementos de filamentos individuales 2040 en las estructuras de celdas de la figura 24A son substancialmente menores que las inclinaciones de los elementos de filamentos respectivos en las estructuras de celdas de la figura 23. Al reducir la inclinación de los elementos de filamentos 2040 y dejar constantes las otras características dimensionales y de material, se reduce la fuerza radial efectiva a lo largo de la longitud de los filamentos 2040. El efecto de tal reducción es que la suma de las componentes de fuerza axial a lo largo de las líneas AA del dispositivo de la figura 24 se aproxima más a la suma de las componentes de fuerza radial a lo largo de las líneas BB en comparación con el dispositivo de la figura 23. Mediante experimentación, los inventores han descubierto que una relación entre la longitud y la anchura de la estructura de celdas "cortada" superior a aproximadamente 2,0, y una relación entre la longitud y la anchura de la estructura de células "expandida" superior a aproximadamente 1,25, resultó ventajosamente en una distribución de fuerzas radiales longitudinales a lo largo del elemento expansible 2012 que mejora la capacidad del elemento expansible para ser empujado y retirado en un lumen de un catéter de colocación.

Las figuras 26, 27A y 27B ilustran un elemento expansible 5000 en otra implementación. El elemento expansible 5000 incluye una pluralidad de elementos ondulados 5024 substancialmente longitudinales con elementos ondulantes adyacentes que están desfasados entre sí y conectados de manera que forman una pluralidad de estructuras de celdas dispuestas diagonalmente 5026 posicionadas angularmente entre aproximadamente 40,0 y aproximadamente 50,0 grados entre sí. En una implementación, las estructuras de celdas se implantan diagonalmente a lo largo de aproximadamente una línea de 45,0 grados. El elemento expansible 5000 incluye una parte extrema proximal 5014, una parte de cuerpo principal cilíndrica 5016 y una parte extrema distal 5018, extendiéndose las estructuras de celdas 5026 en la parte de cuerpo principal 5016 de manera continua y circunferencial alrededor de un eje longitudinal del elemento expansible 5000. Las estructuras de celdas 5026 en la parte extrema proximal 5014 y la parte extrema distal 5018 se extienden menos que circunferencialmente alrededor del eje longitudinal del elemento expansible 5000. En una implementación, el elemento expansible tiene un diámetro nominal no expandido u ondulado de aproximadamente 1,0 milímetros y un diámetro máximo implantable diseñado de aproximadamente 4,0 milímetros.

En una realización, el elemento expansible 5000 tiene una dimensión de longitud total A de aproximadamente $36,0 \pm 2,0$ milímetros presentando la parte de cuerpo principal 5016 una longitud P de aproximadamente $19,0 \pm 2,0$

milímetros. En una implementación, la dimensión de anchura del filamento N y la dimensión del grosor O dentro de la parte del cuerpo principal 5016 son aproximadamente $0,053 \text{ mm} \pm 0,01 \text{ mm}$ ($0,0021 \pm 0,0004$ pulgadas) y aproximadamente $0,081 \pm 0,013 \text{ mm}$ ($0,0032 \pm 0,0005$ pulgadas), respectivamente, mientras que la dimensión de anchura del filamento L de los carriles proximales 5030 es de aproximadamente $0,099 \pm 0,102 \text{ mm}$ ($0,0039 \pm 0,004$ pulgadas).

En uso, el elemento expansible 5000 se hace avanzar a través de la tortuosa anatomía vascular o conducto corporal de un paciente a un sitio de tratamiento en estado no expandido o comprimido (no mostrado) de un primer diámetro nominal y puede moverse del estado no expandido a un estado radialmente expandido de un segundo diámetro nominal mayor que el primer diámetro nominal para la implantación en el sitio de tratamiento. En realizaciones de ejemplo alternativas, el primer diámetro nominal (por ejemplo, diámetro medio de la parte de cuerpo principal 5016) oscila entre aproximadamente $0,432$ y aproximadamente $0,762 \text{ mm}$ ($0,017$ a aproximadamente $0,030$ pulgadas), mientras que el segundo diámetro nominal (por ejemplo, diámetro medio de la parte de cuerpo principal 5016) es entre aproximadamente $2,5$ y aproximadamente $5,0$ milímetros. En una implementación, las características dimensionales y de material de las estructuras de celdas 5026 que residen en la parte de cuerpo principal 5016 del material expansible 5000 se seleccionan para producir suficiente fuerza radial e interacción de contacto para hacer que las estructuras de celdas 5026 entren en contacto con una obstrucción embólica que reside en el vaso sanguíneo de manera que se permita la eliminación parcial o total de la obstrucción embólica del paciente. En otras realizaciones, las características dimensionales y de material de las estructuras de celdas 5026 en la parte de cuerpo principal 5016 se seleccionan para producir una fuerza radial por unidad de longitud de entre aproximadamente $0,005 \text{ N/mm}$ y aproximadamente $0,050 \text{ N/mm}$, preferiblemente entre aproximadamente $0,010 \text{ N/mm}$ y aproximadamente $0,050 \text{ N/mm}$, y más preferiblemente entre aproximadamente $0,030 \text{ N/mm}$ y aproximadamente $0,050 \text{ N/mm}$. En una realización, el diámetro de la parte de cuerpo principal 5016 en un estado implantado totalmente expandido diseñado es de aproximadamente $4,0$ milímetros seleccionándose el patrón de celdas, las dimensiones de los filamentos y el material para producir una fuerza radial de entre aproximadamente $0,030 \text{ N/mm}$ y aproximadamente $0,050 \text{ N/mm}$ cuando el diámetro de la parte del cuerpo principal se reduce a $1,5$ milímetros. En la misma realización o una alternativa, el patrón de celdas, las dimensiones del filamento y el (los) material(es) se seleccionan para producir una fuerza radial de entre aproximadamente $0,010 \text{ N/mm}$ y aproximadamente $0,020 \text{ N/mm}$ cuando el diámetro de la parte del cuerpo principal se reduce a $3,0$ milímetros.

En una implementación, tal como se muestra en la gráfica de la figura 29, las estructuras de celdas se construyen para que presenten unas características dimensionales y de material para crear una fuerza radial global ejercida a lo largo de la longitud del elemento expansible 5000 de entre aproximadamente $1,50 \text{ N}$ y aproximadamente $2,50 \text{ N}$ cuando el elemento expansible 5000 se encuentra en estado comprimido u ondulado. Se produce una reducción general de entre aproximadamente $-1,5 \text{ N}$ y aproximadamente $-3,5 \text{ N}$ de la fuerza radial a lo largo de la longitud del elemento expansible por milímetro de expansión durante aproximadamente un intervalo de expansión diametral inicial de $0,50 \text{ mm}$ desde el estado comprimido u ondulado. Después del intervalo de expansión de aproximadamente $0,5 \text{ mm}$, se produce una reducción global de entre aproximadamente $-0,10 \text{ N}$ y aproximadamente $0,50 \text{ N}$ de la fuerza radial a lo largo de la longitud del elemento expansible por milímetro de expansión hasta que se alcanza un valor de fuerza radial distinta de cero si se obtiene el diámetro máximo implantado diseñado y cuándo éste se obtiene. Ventajosamente, el elemento expansible 5000 ejerce una fuerza radial relativamente grande durante su expansión inicial para aumentar la probabilidad de que los filamentos del elemento expansible se acoplen a una obstrucción dentro del conducto de un paciente con la implantación inicial del dispositivo. Además, el ritmo al que disminuye la fuerza radial es inicialmente mucho mayor durante la expansión inicial del dispositivo que durante la expansión posterior. En la realización a modo de ejemplo representada en la figura 29, el ritmo de reducción inicial de la fuerza radial durante aproximadamente los primeros $0,5 \text{ mm}$ de expansión es aproximadamente de $20,0$ a $30,0$ veces mayor que el ritmo de reducción durante expansiones posteriores. Una ventaja de esta característica de fuerza radial es que pueden obtenerse altos valores de fuerza radial durante la implantación inicial del elemento expansible para mejorar la integración de los filamentos del elemento expansible en la obstrucción del conducto con una gran reducción posterior de la fuerza radial después de la expansión inicial, facilitando o mejorando la gran reducción la capacidad de eliminar la obstrucción del conducto del paciente sin complicaciones y con limitadas interacciones adversas con el conducto (por ejemplo, menos daño a la pared del conducto, etc.). Otra ventaja de las características de fuerza radial representadas en la figura 29 es que, durante expansiones posteriores, el ritmo de reducción de la fuerza radial a lo largo de la longitud del elemento expansible se reduce de manera lineal a un ritmo mucho más reducido proporcionando un nivel de predictibilidad de la fuerza radial que se ejerce en los diferentes diámetros de los elementos expansibles. Además, ventajosamente, la fuerza radial ejercida por el elemento expansible está diseñada para que alcance un valor distinto de cero cuando el elemento expansible se encuentra en un diámetro implantable máximo diseñado.

Aunque la descripción anterior contiene muchos detalles específicos, estos detalles no deben interpretarse como limitaciones del alcance de la descripción, sino simplemente como ejemplos de realizaciones preferidas de la misma. Por ejemplo, se contemplan dimensiones distintas de las enumeradas anteriormente. Por ejemplo, se contemplan dispositivos de extracción que tengan diámetros expandidos de 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 distintas realizaciones. Los expertos en la materia contemplarán muchas otras posibles variaciones que quedan dentro del alcance de las reivindicaciones adjuntas. Además, debe apreciarse que la colocación de un dispositivo de tratamiento vascular de las realizaciones descritas aquí puede conseguirse con el uso de un catéter, una funda o cualquier otro dispositivo que sea capaz de llevar el dispositivo con el elemento expansible en estado comprimido al sitio de tratamiento y que permita la implantación posterior del elemento expansible en un sitio de tratamiento vascular. El sitio de tratamiento vascular puede ser (1) en el cuello de un aneurisma para desviar el flujo y/o facilitar la colocación de bobinas u otras estructuras similares dentro del saco de un aneurisma, (2) en el sitio de una obstrucción embólica con el fin de eliminar la obstrucción embólica, (3) en el sitio de una estenosis con el fin de dilatar la estenosis para aumentar el flujo sanguíneo a través de la vasculatura, etc.

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo de extracción de obstrucciones embólicas (200; 300; 1000; 2000) que comprende:

5 un elemento autoexpansible alargado (212; 312; 1012; 2012; 5000) que puede moverse de una primera posición de colocación a una segunda posición de colocación, encontrándose el elemento expansible (212; 312; 1012; 2012; 5000), en la primera posición de colocación, en una posición no expandida y presentando un primer diámetro nominal, y encontrándose el elemento expansible (212; 312; 1012; 2012; 5000), en la segunda posición, en una posición radialmente expandida y presentando un segundo diámetro nominal mayor que el primer diámetro nominal para la implantación dentro de un vaso o conducto de un paciente, comprendiendo el elemento autoexpansible (212; 312; 1012; 2012; 5000) una pluralidad de elementos ondulados substancialmente longitudinales (624; 2024; 5024), estando interconectados elementos ondulantes adyacentes de manera que forman la pluralidad de estructuras de celdas dispuestas diagonalmente (228; 230; 330; 626; 1018; 1019; 1030; 2026; 5026), presentando el elemento autoexpansible (212; 312; 1012; 2012; 5000)

20 una parte extrema proximal (214; 314; 1024; 2013; 5014) con un extremo proximal (220; 320; 1020; 2020), y una parte de cuerpo principal cilíndrica (216; 316; 1026; 2014; 5016),

25 extendiéndose las estructuras de celdas (226; 626; 1030; 2026; 5026) en la parte del cuerpo principal (216; 316; 1026; 2014; 5016) circunferencialmente alrededor de un eje longitudinal (630; 2032) del elemento expansible (212; 312; 1012; 2012; 5000), extendiéndose las estructuras de celdas en la parte extrema proximal (214; 314; 1024; 2013; 5014) menos que circunferencialmente alrededor del eje longitudinal (630; 2032) del elemento autoexpansible (212; 312; 1012; 2012; 5000), presentando las estructuras de celdas más externas en la parte extrema proximal (214; 314; 1024; 2013; 5014) unos segmentos de pared más proximales que, en una vista bidimensional, forman primeros y segundos segmentos de carril (270, 1017, 2017, 5030) de forma no ondulada que se extienden cada uno desde una posición en el extremo más proximal (220, 320, 420, 1020) del elemento expansible (212; 312; 1012; 2012; 5000), o cerca del mismo, hasta una posición distal en la parte cilíndrica del cuerpo principal (216; 316; 1026; 2014; 5016), o cerca de la misma, un alambre flexible alargado que se extiende proximalmente (240; 340; 1014; 2040) conectado al extremo proximal (220; 320; 1020; 2020) del elemento autoexpansible (212; 312; 1012; 2012; 5000), en el que la longitud de la parte cilíndrica del cuerpo principal (216; 316; 1026; 2014; 5016) es entre aproximadamente 2,5 y aproximadamente 3,5 veces mayor que la longitud de la parte extrema proximal (214; 314; 414; 1024; 2013; 5014).

40 2. Dispositivo de la reivindicación 1, caracterizado por el hecho de que, en la posición radialmente expandida, la parte de cuerpo principal cilíndrica (216; 316; 1026; 2014; 5016) comprende una primera región y una segunda región, presentando la segunda región un diámetro mayor que la primera región.

45 3. Dispositivo de acuerdo con la reivindicación 2, caracterizado por el hecho de que el diámetro de la segunda región es entre aproximadamente un 25,0 y aproximadamente un 35,0 por ciento mayor que el diámetro de la primera región.

50 4. Dispositivo de acuerdo con la reivindicación 2, caracterizado por el hecho de que la segunda región está situada distal a la primera región.

5. Dispositivo de acuerdo con la reivindicación 2, caracterizado por el hecho de que la segunda región está situada en un extremo distal de la parte de cuerpo principal cilíndrica (216; 316; 1016; 2014; 5016).

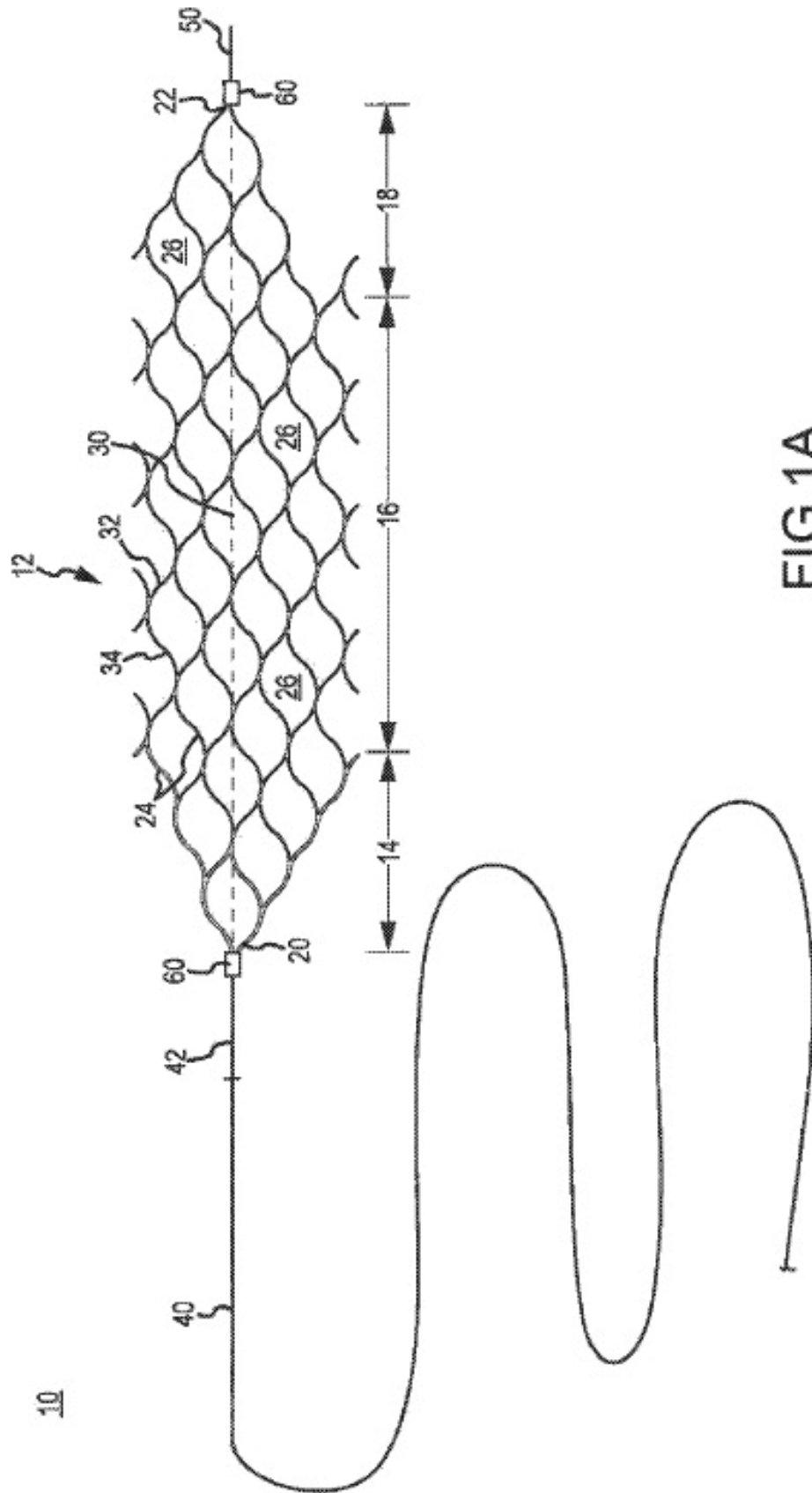


FIG.1A

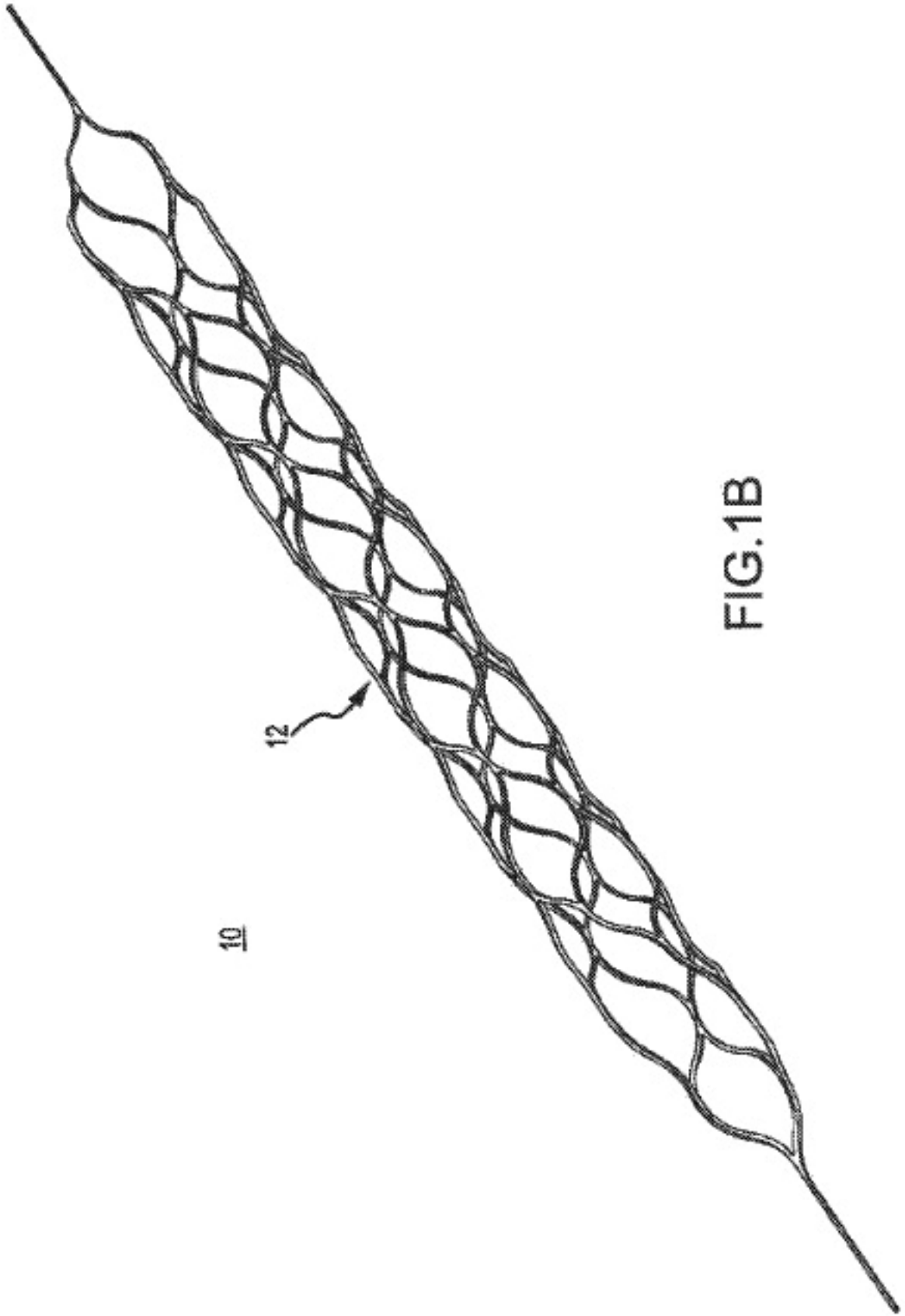


FIG.1B

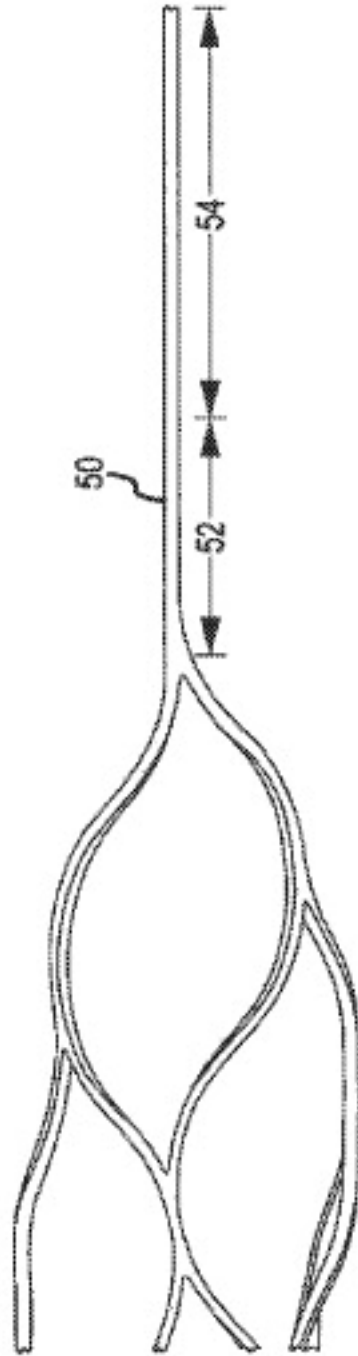


FIG.2

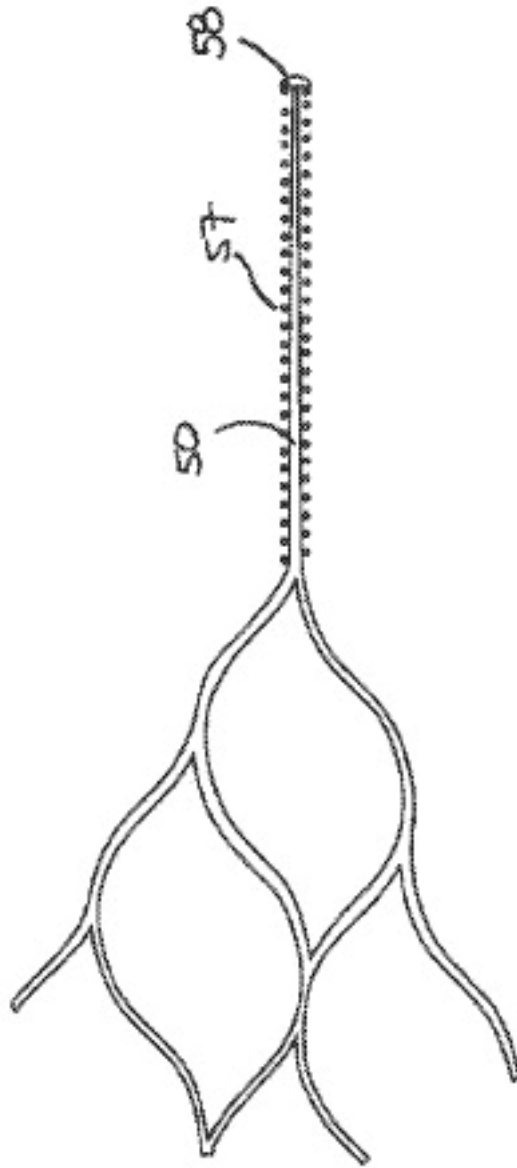


FIG.3

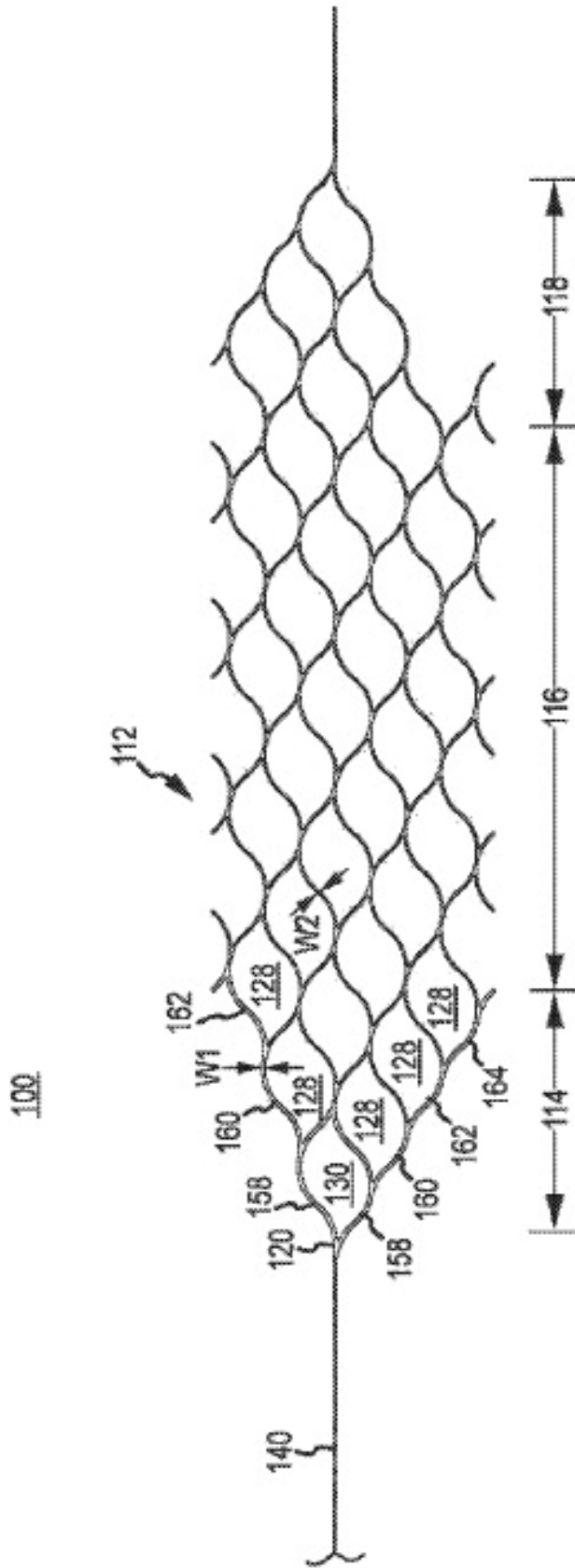


FIG.4A

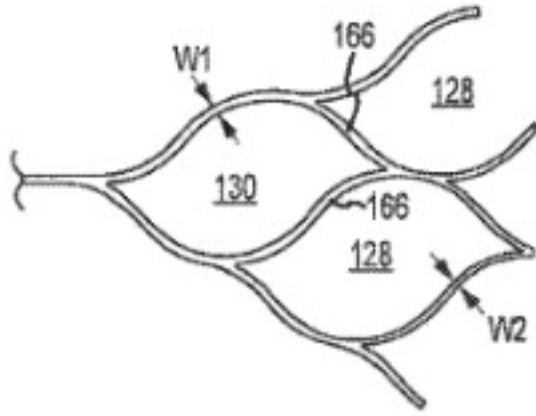


FIG.4B

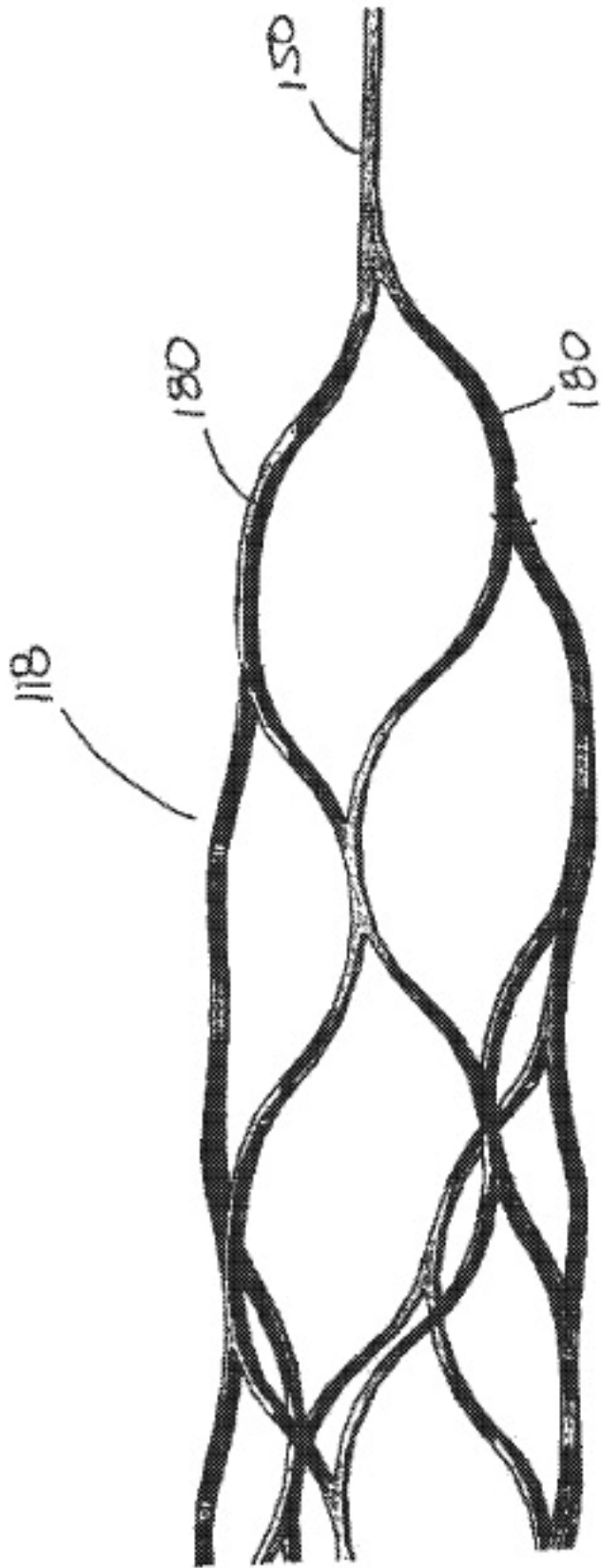


FIG. 5

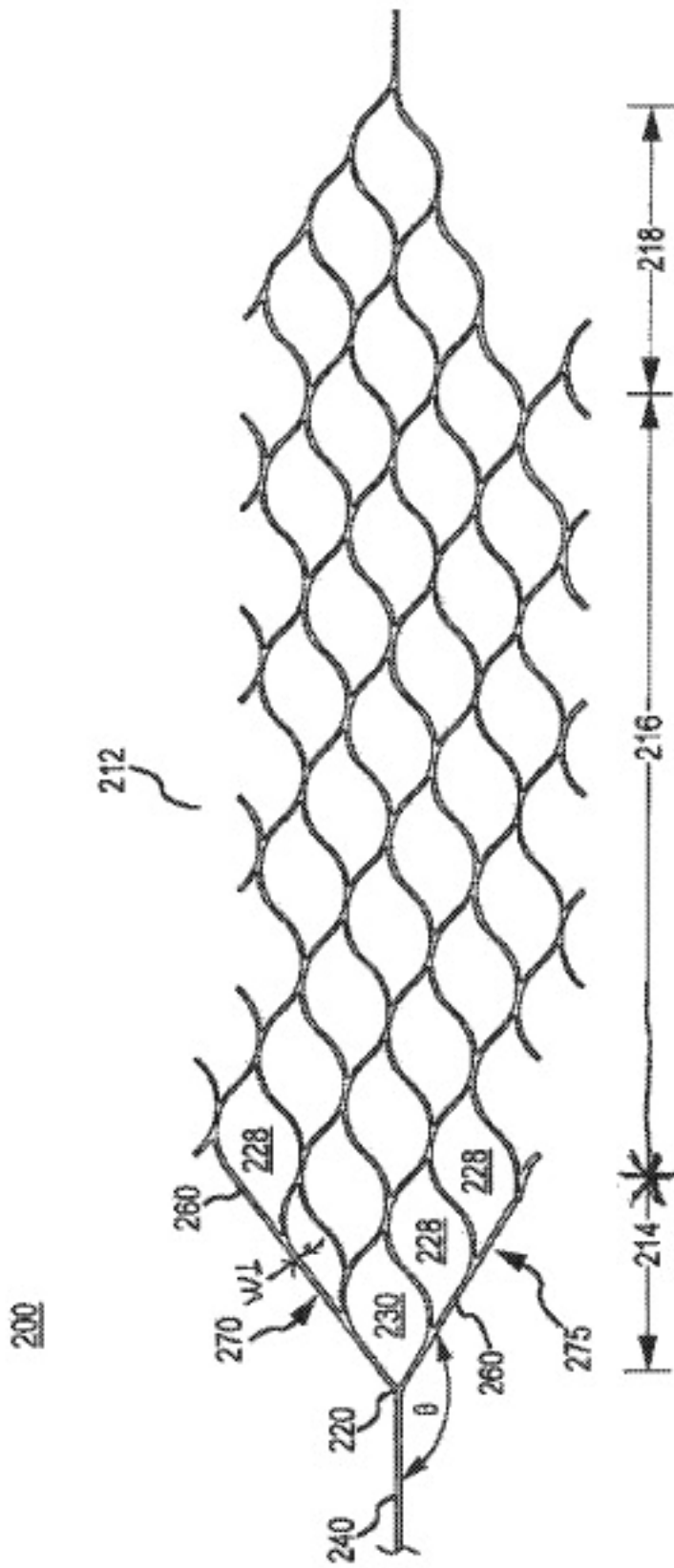


FIG.6A

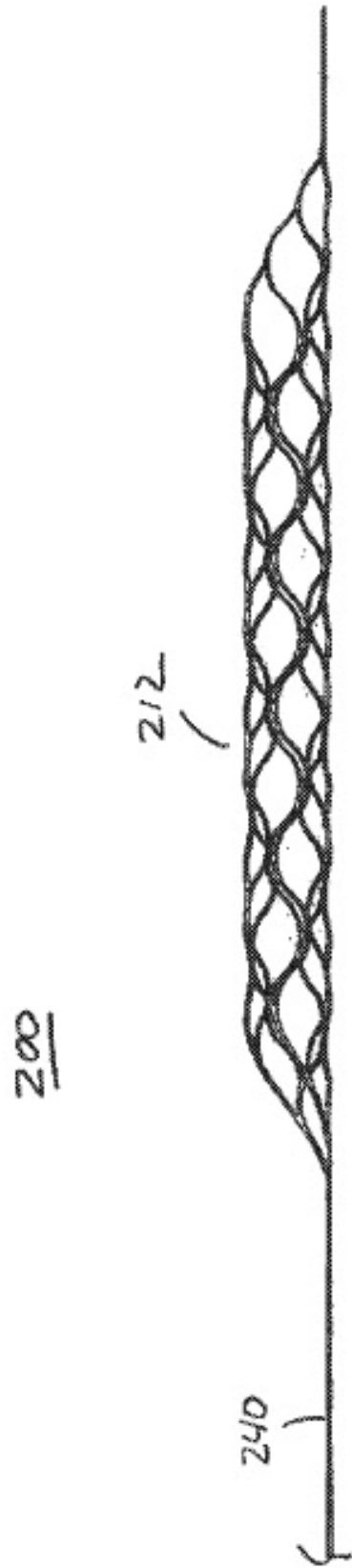


FIG. 6B

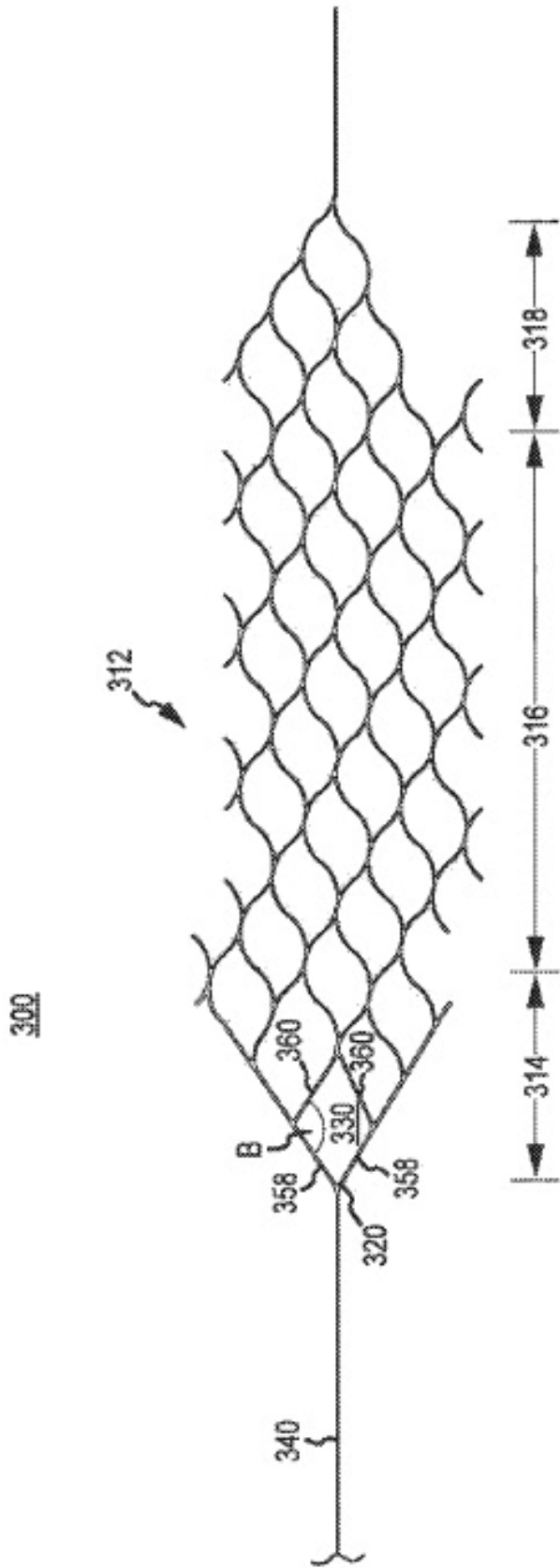


FIG.7A

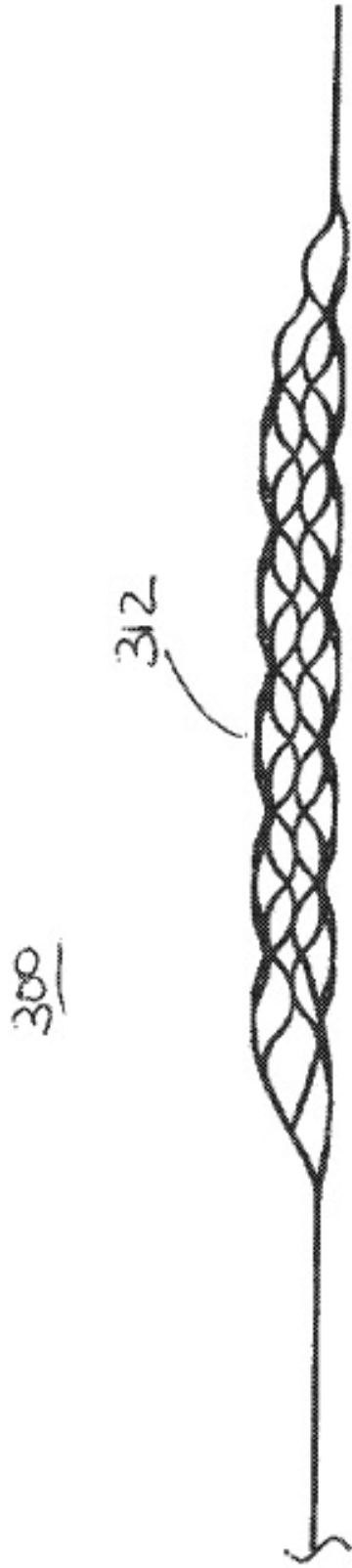


FIG. 7B



FIG.7C

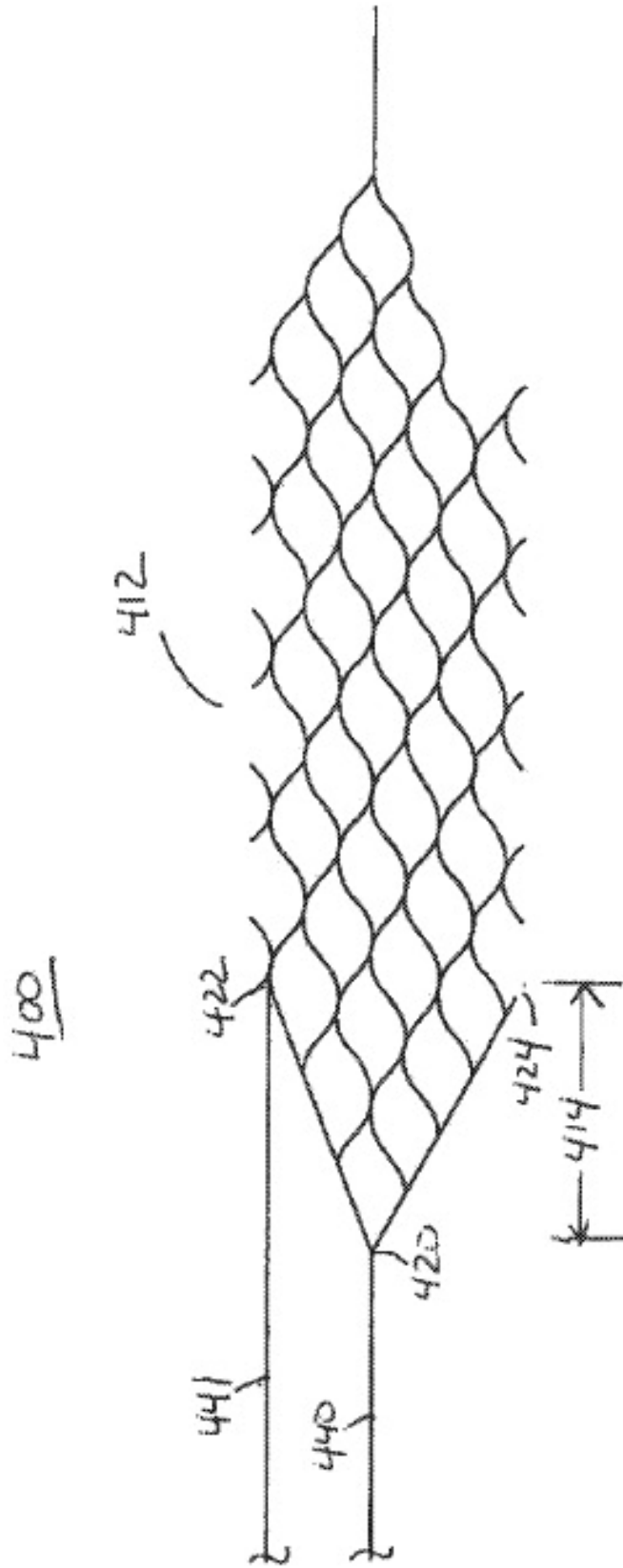


FIG. 8

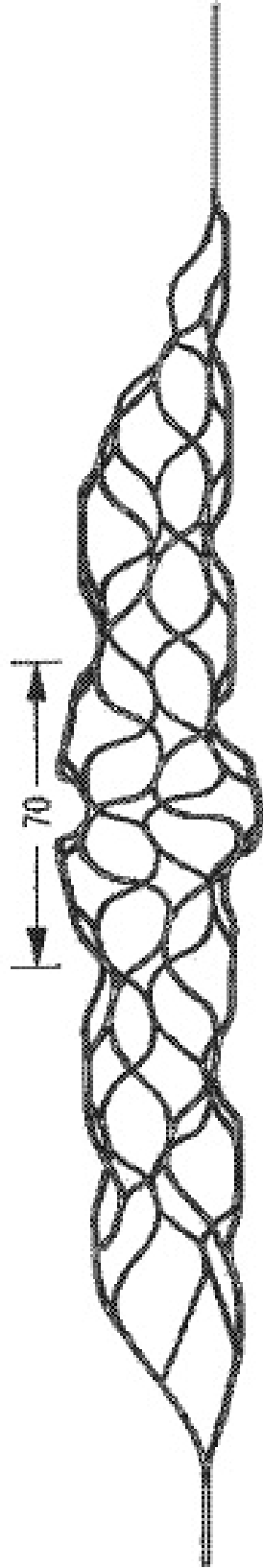


FIG.9

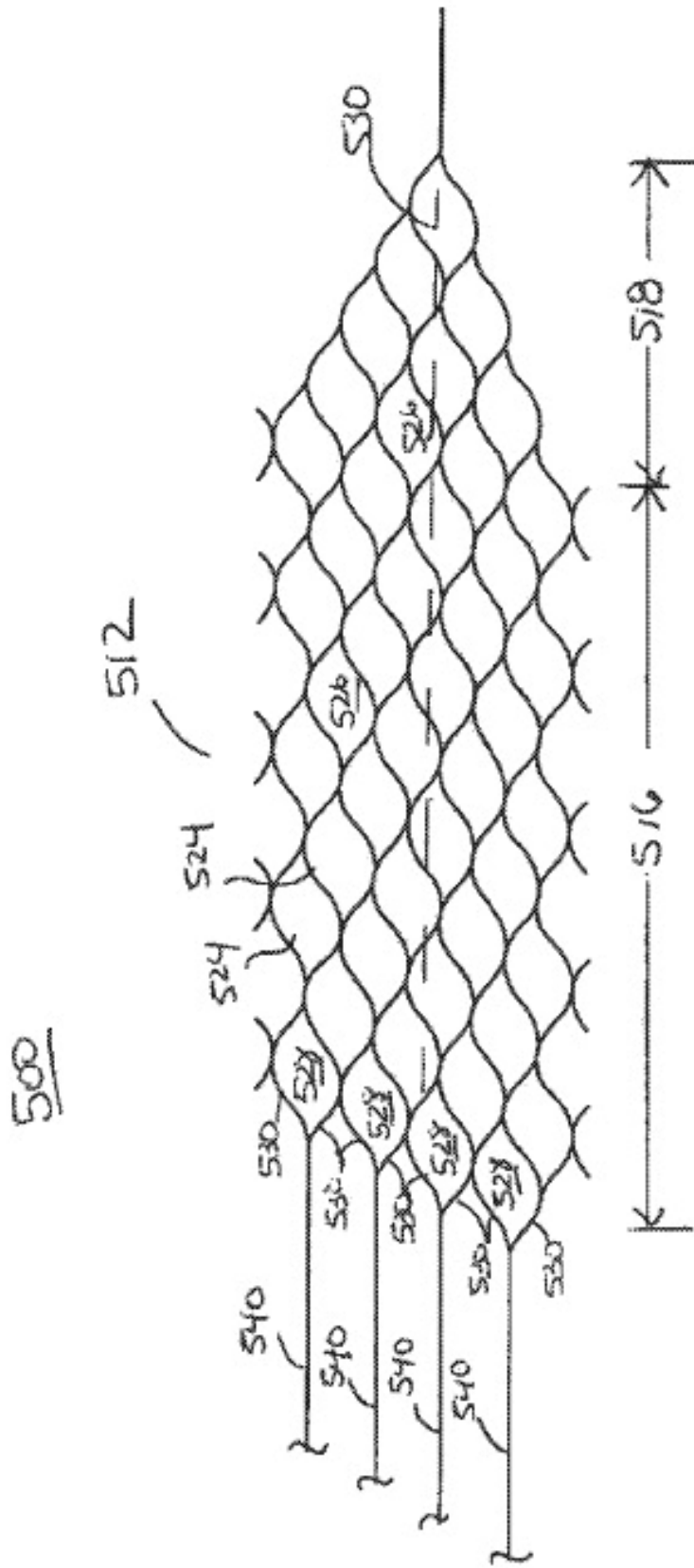


FIG. 10

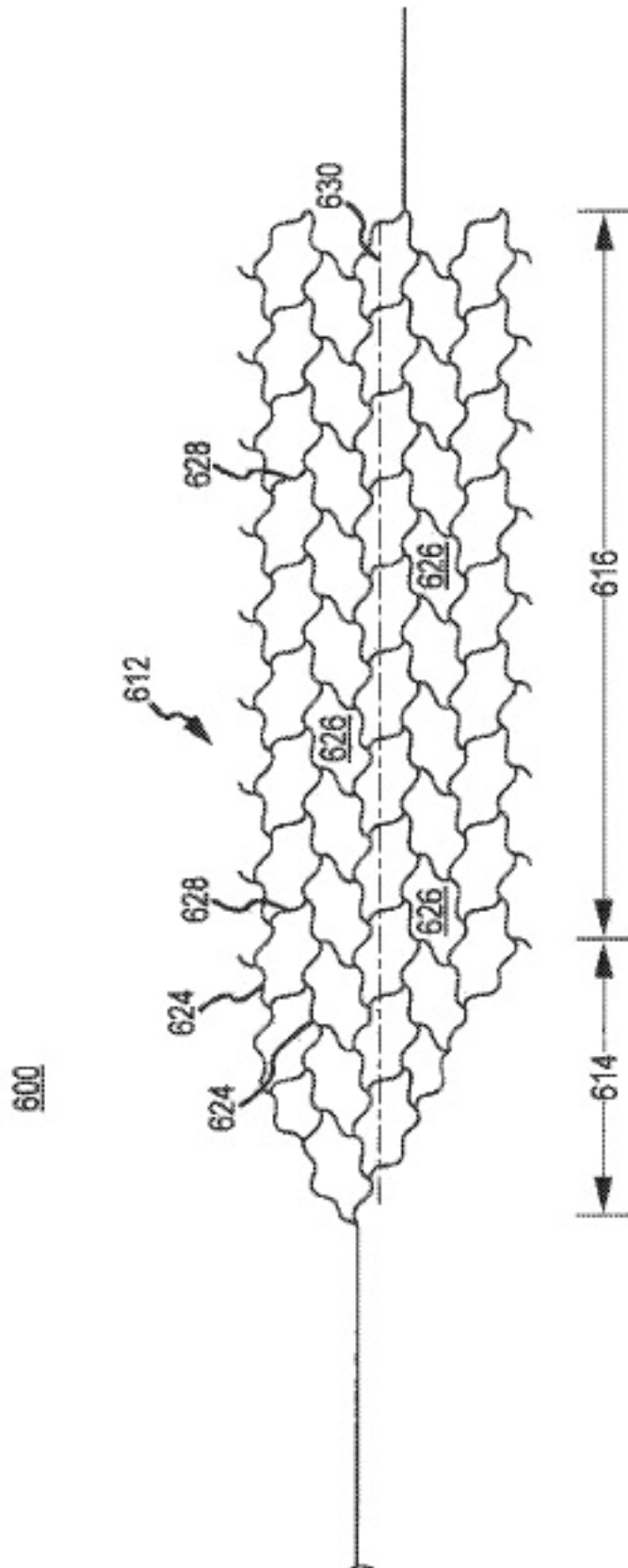


FIG.11A

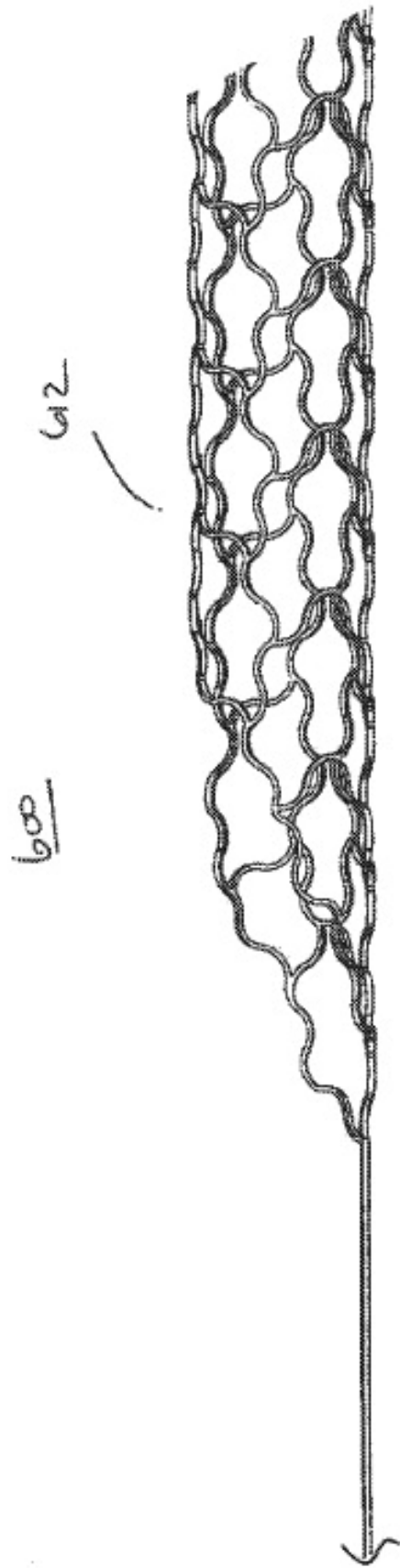


FIG. 11B

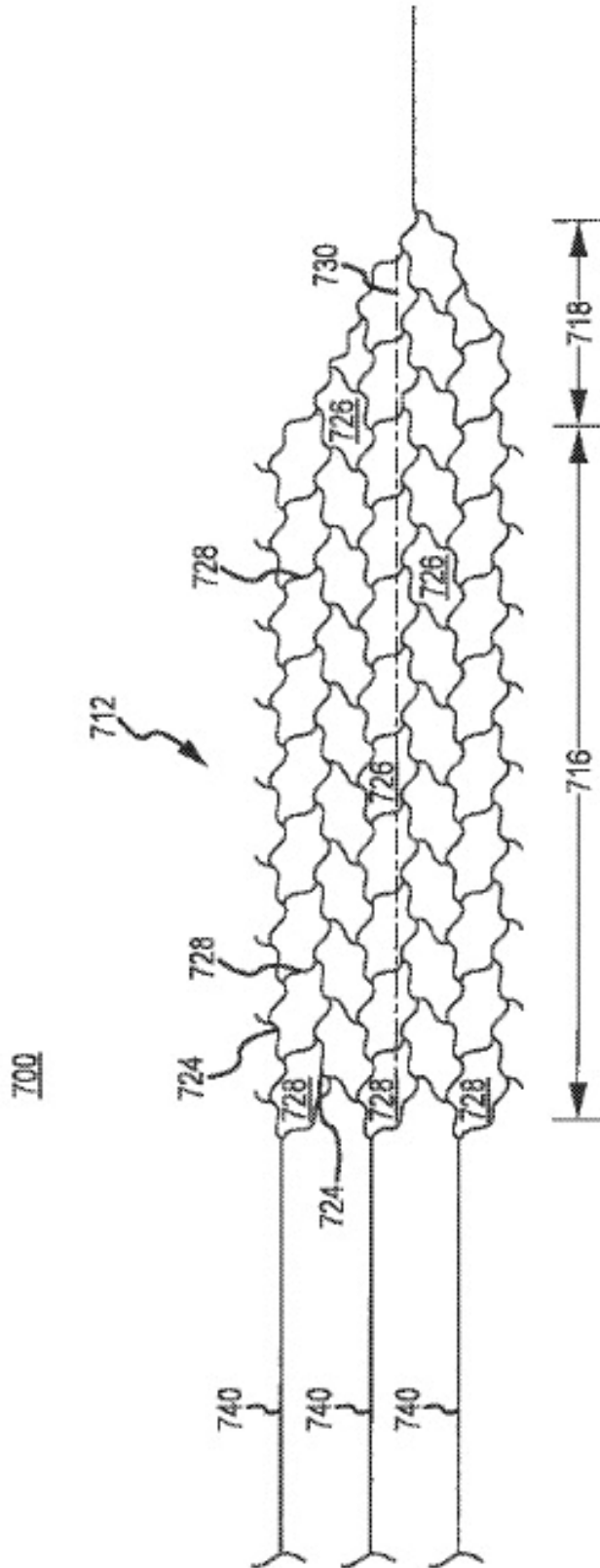


FIG.12

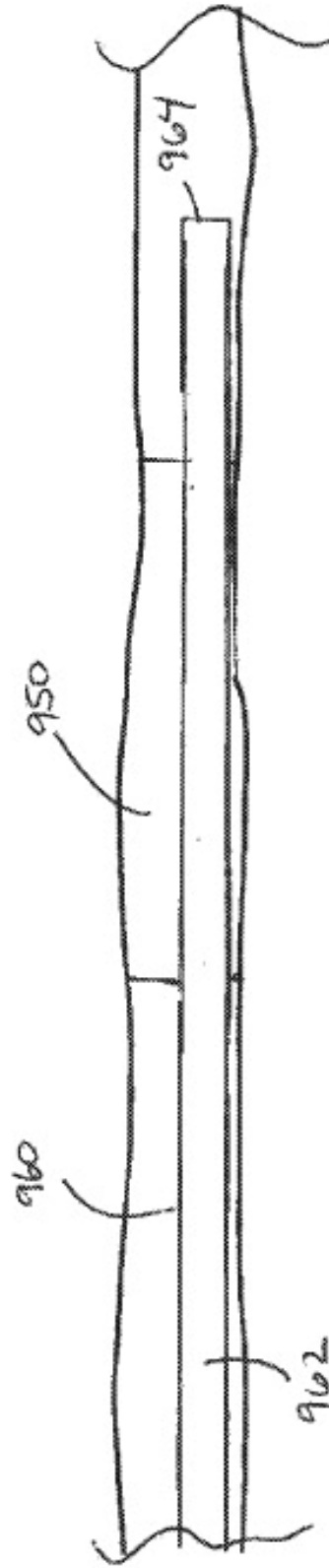


FIG.13A

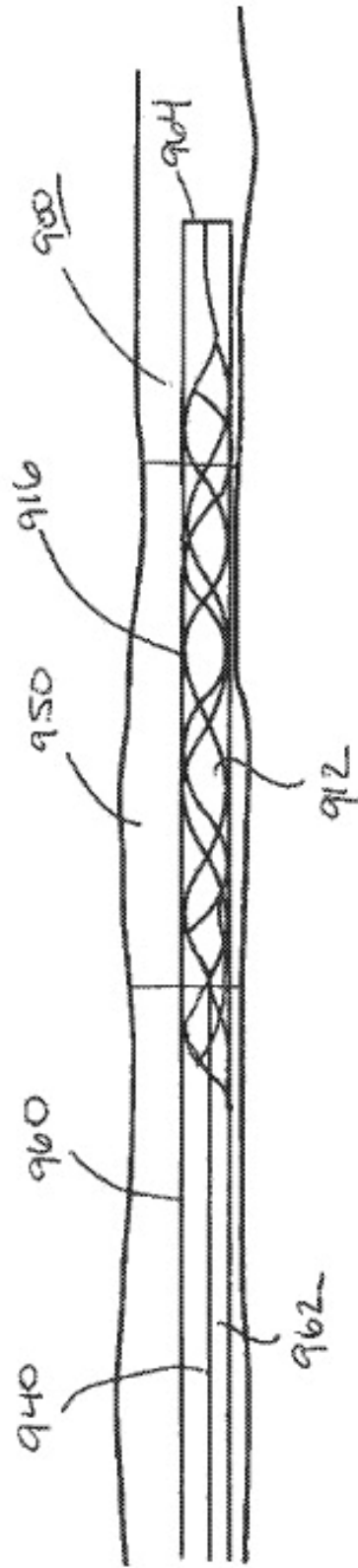


FIG. 13B

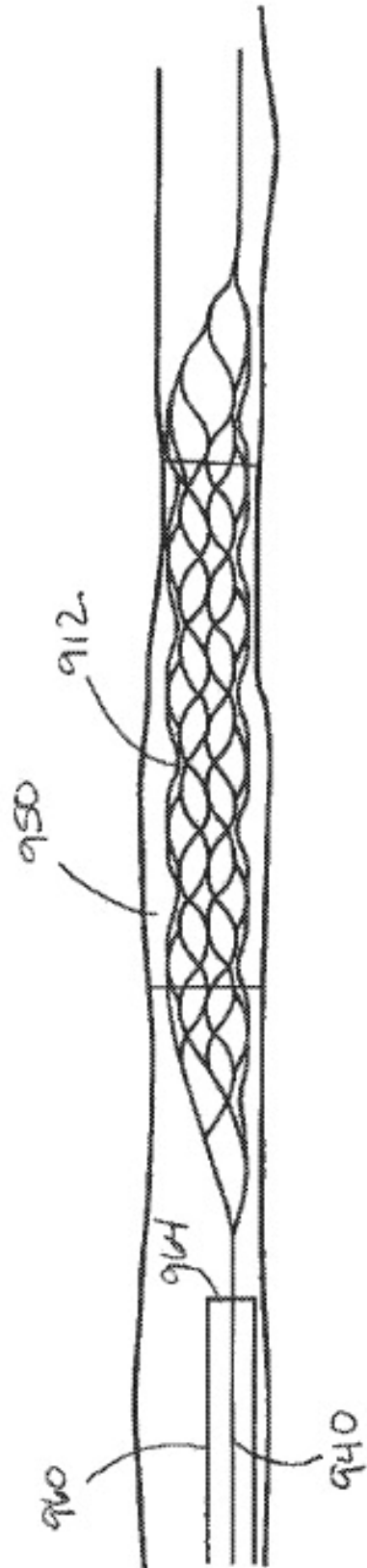


FIG. 13C

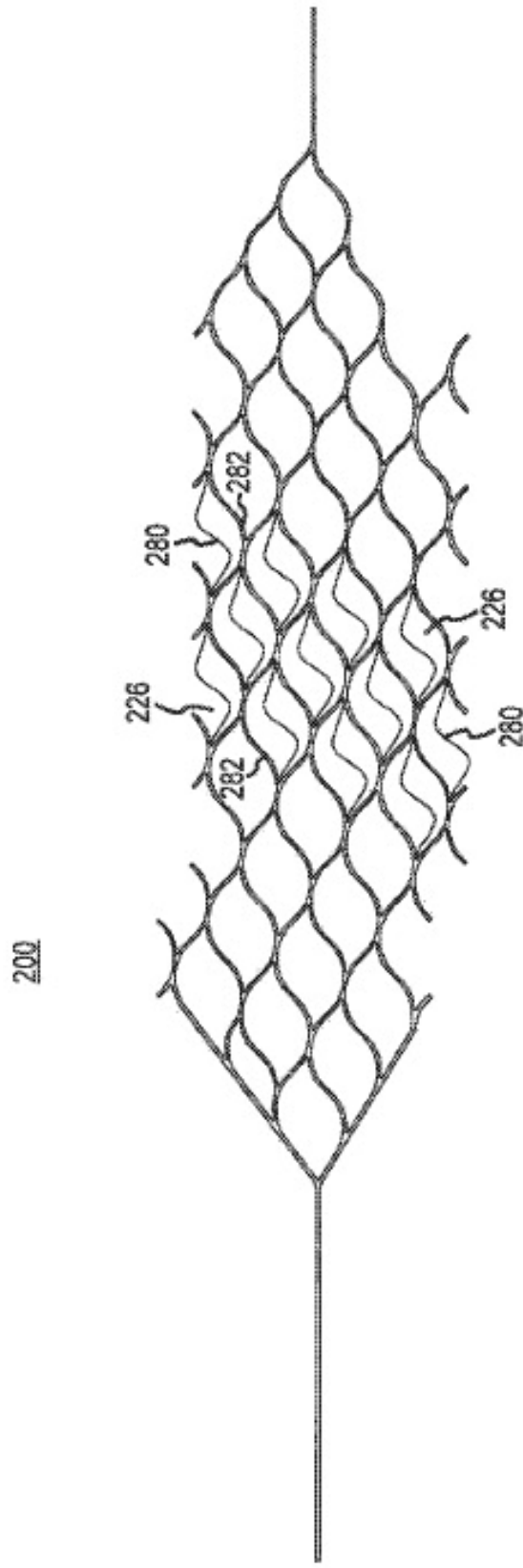


FIG.14

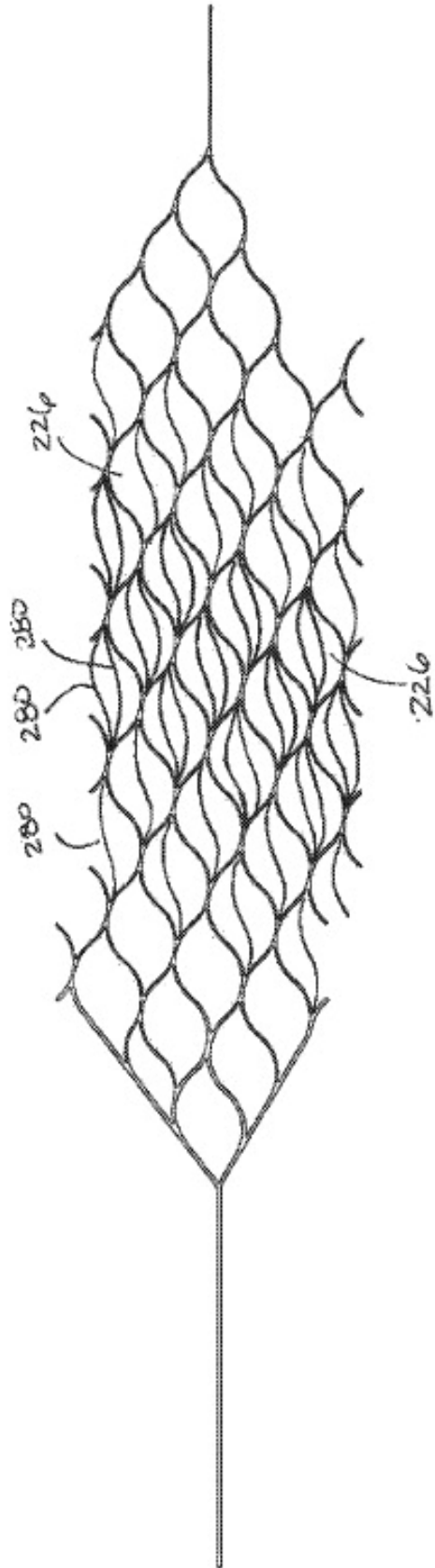


FIG. 15

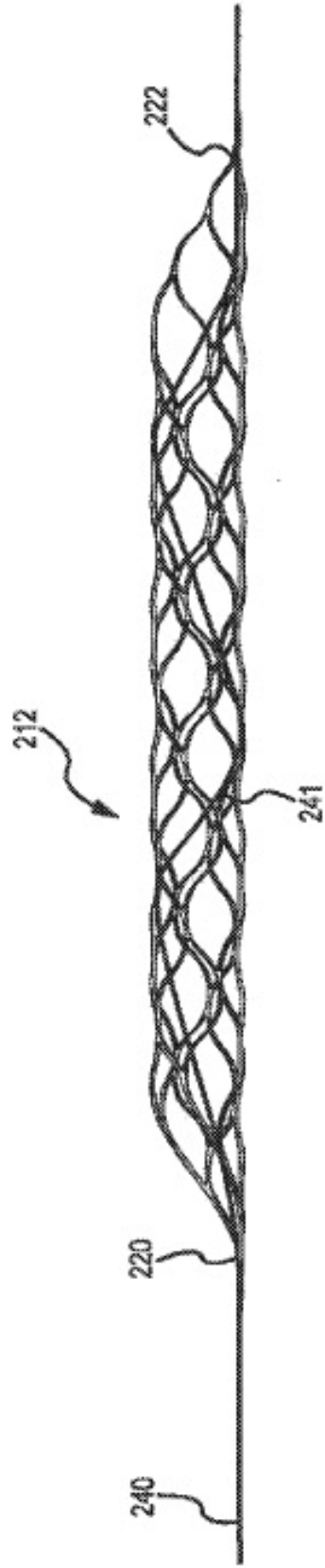


FIG.16

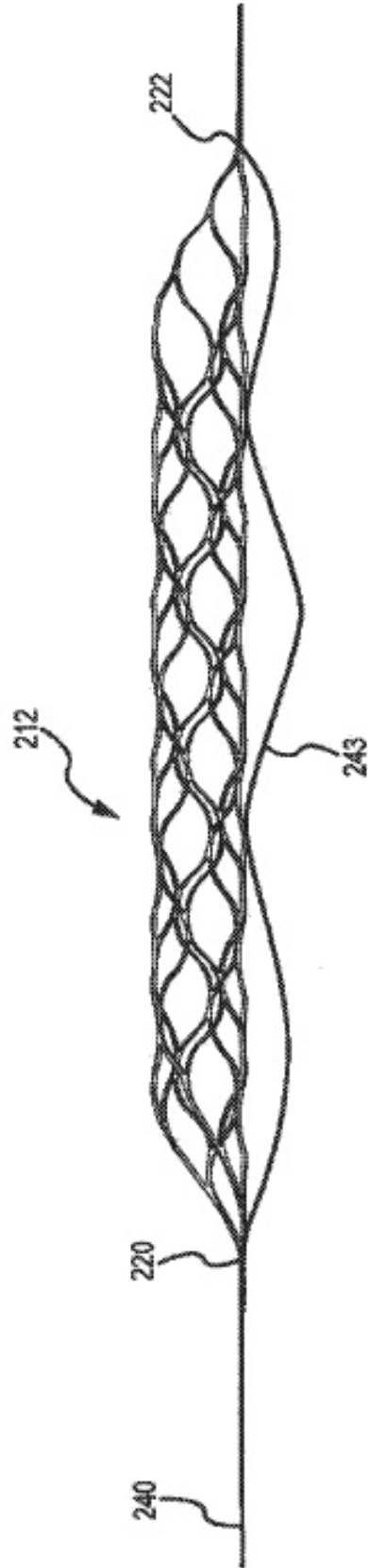


FIG.17

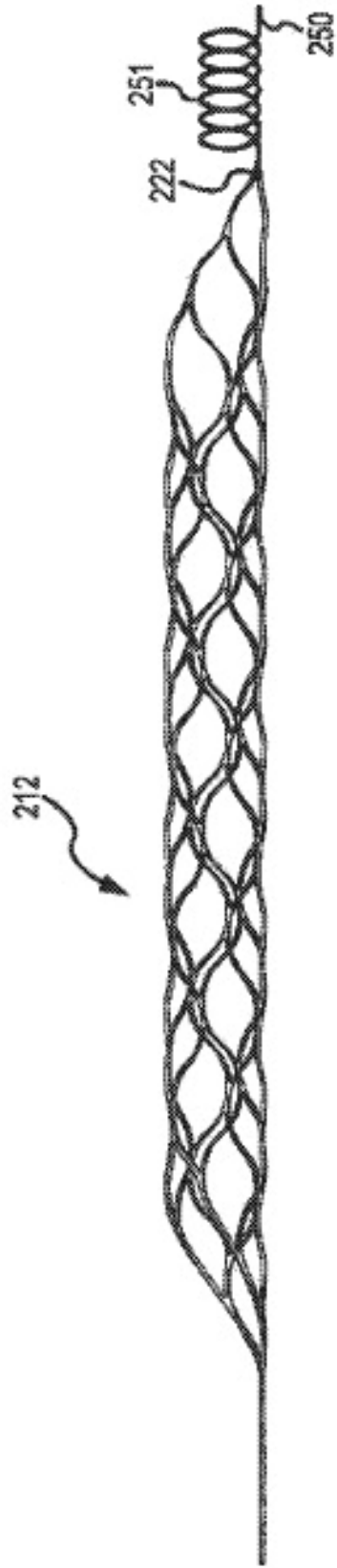


FIG.18

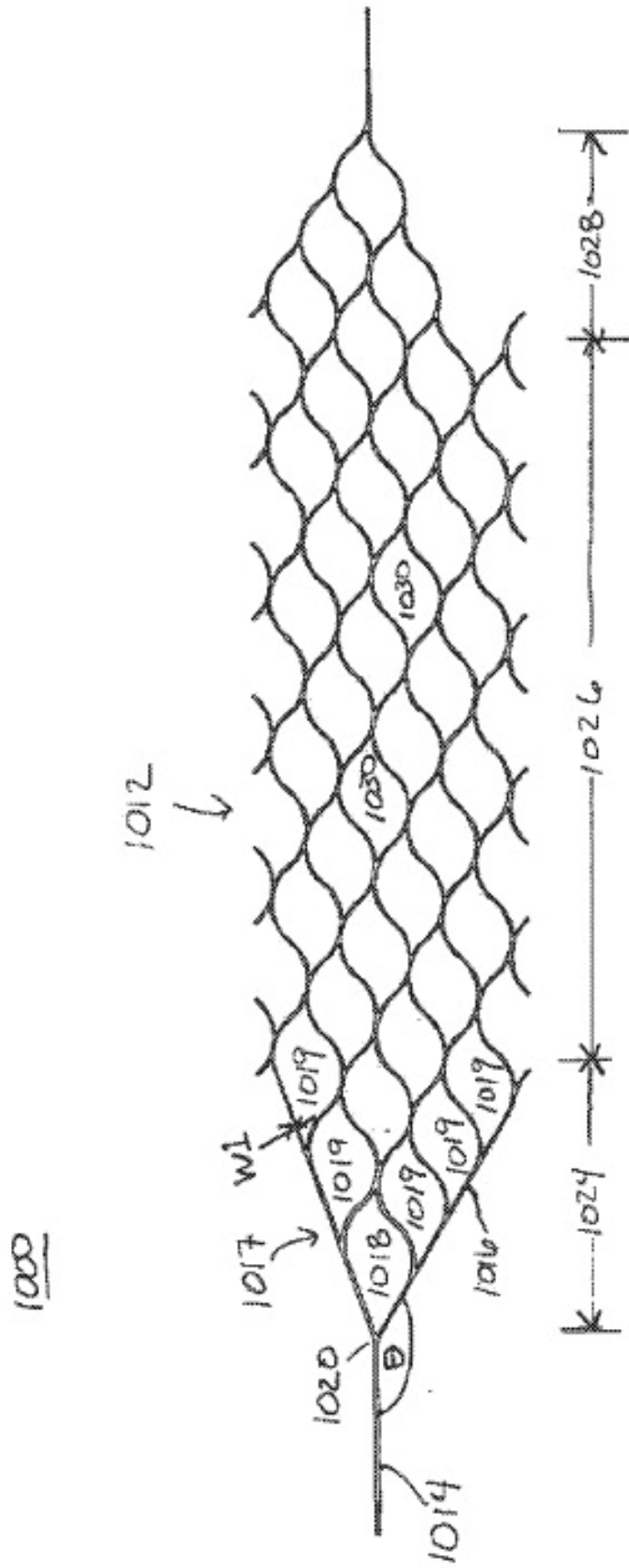


FIG. 19

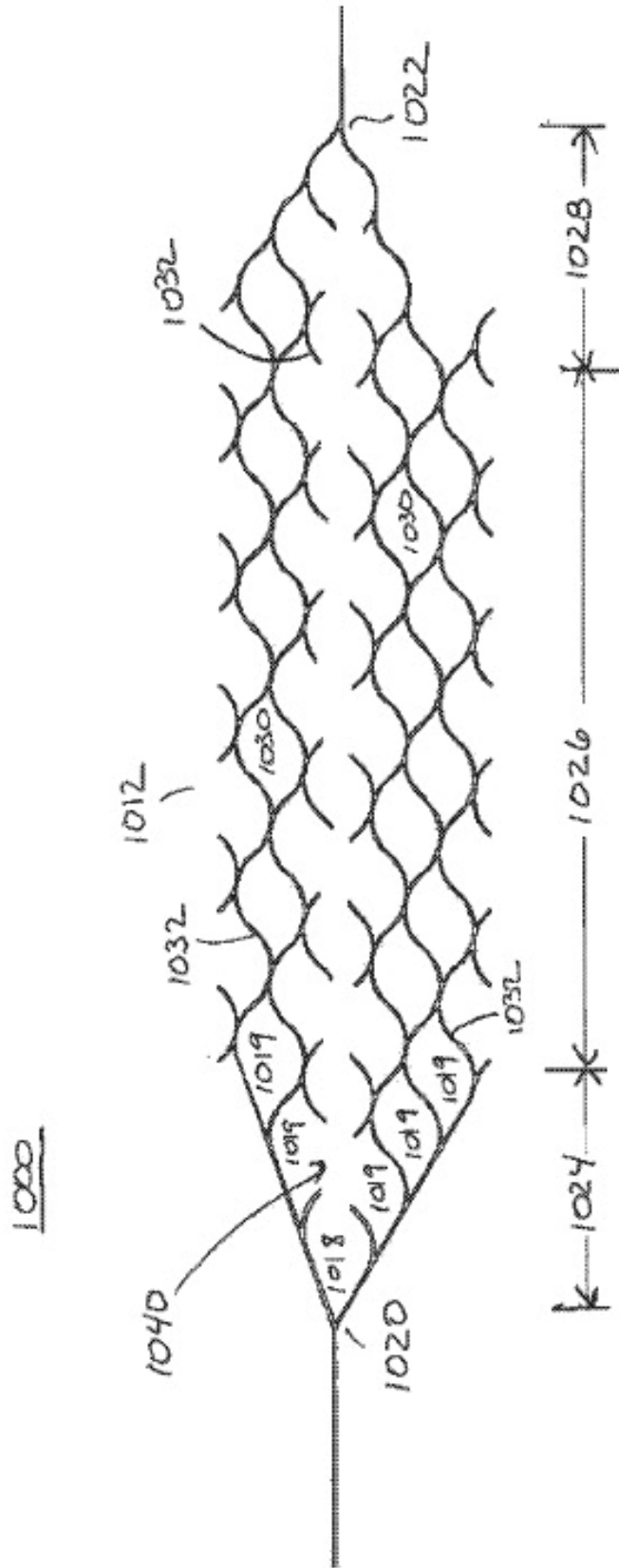


FIG. 20

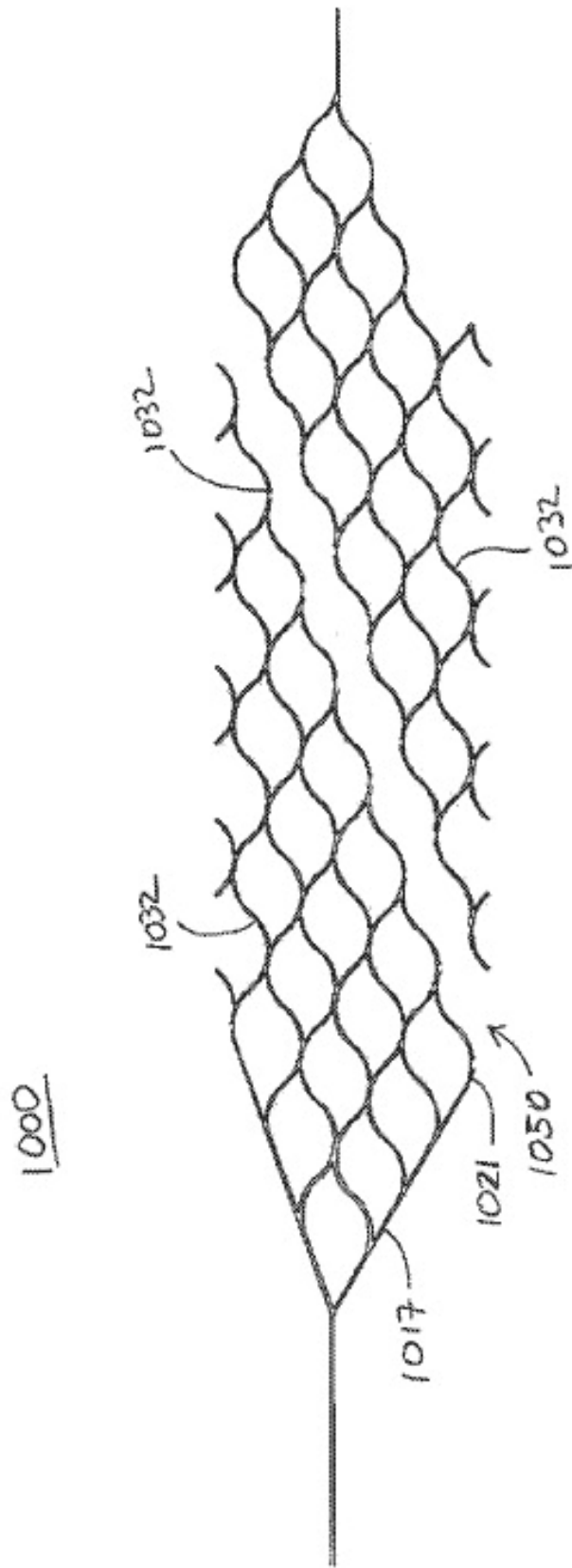


FIG. 21

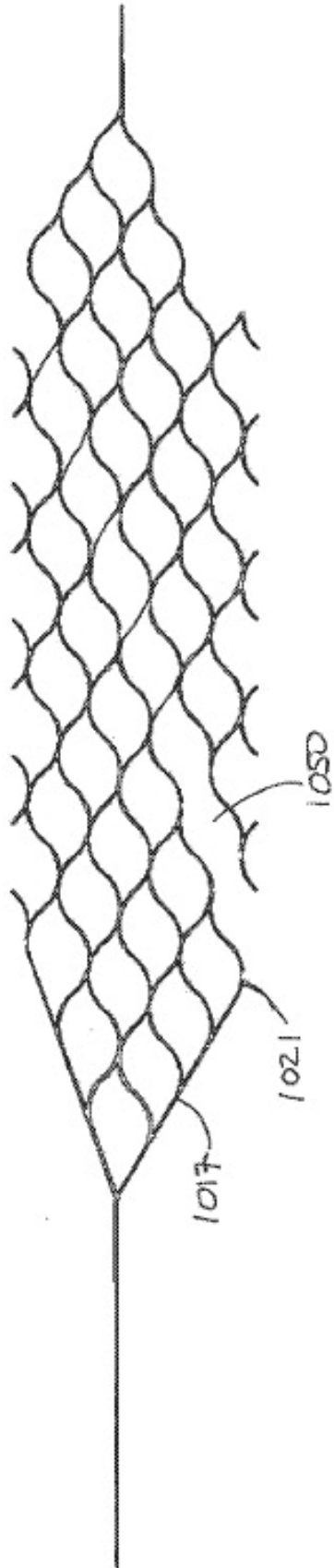


FIG. 22

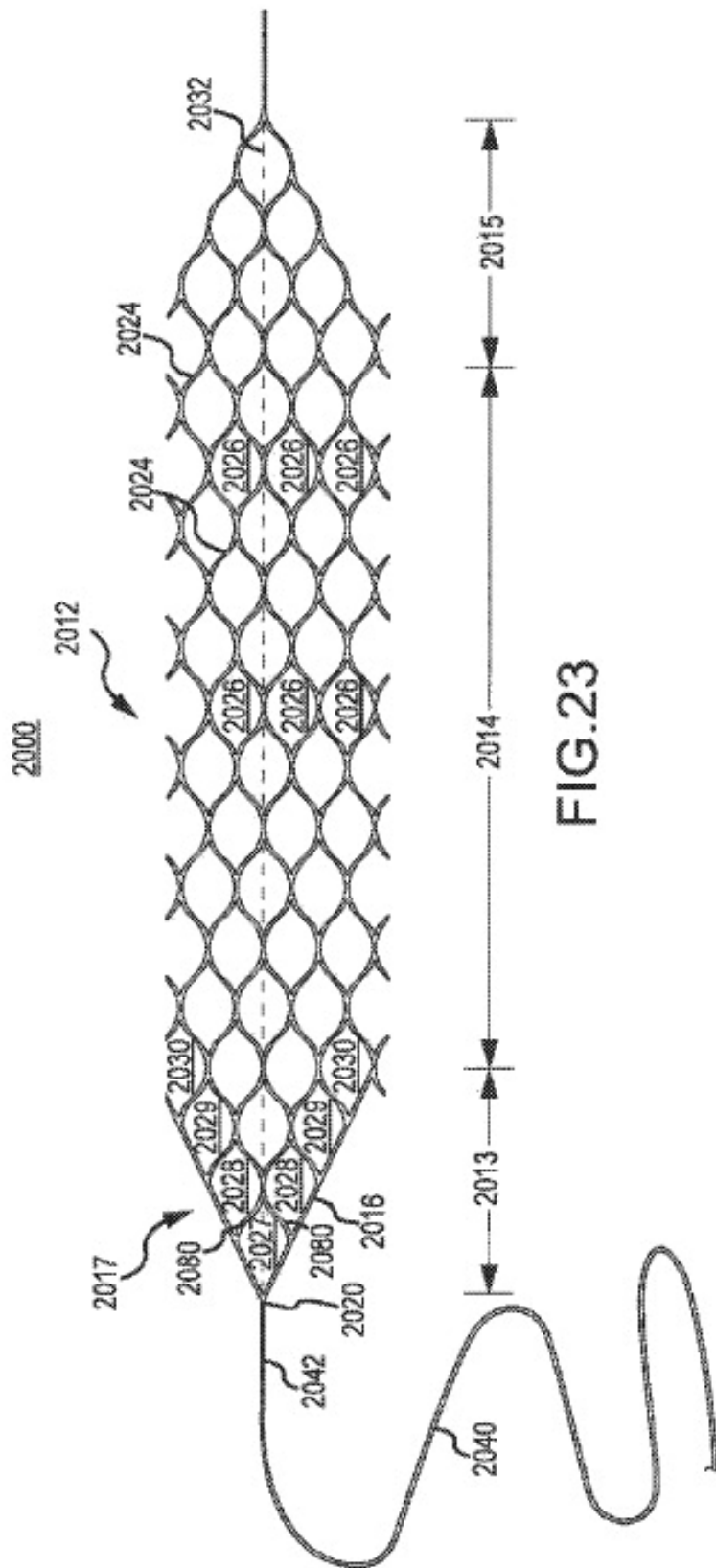


FIG.23

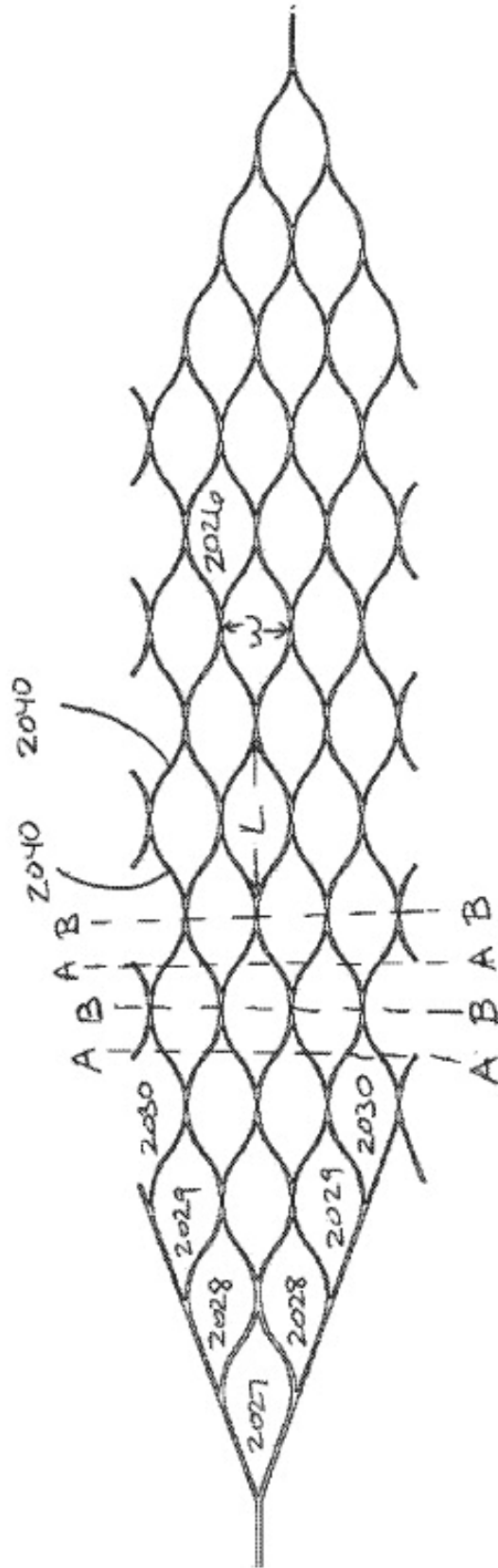


FIG. 24A

3000



FIG.24B

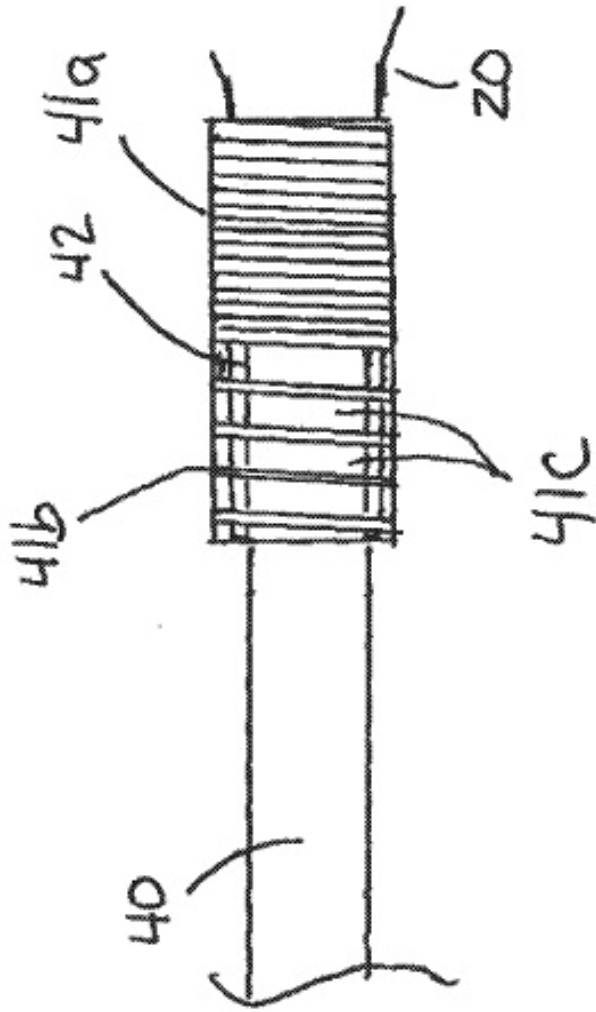


FIG. 25

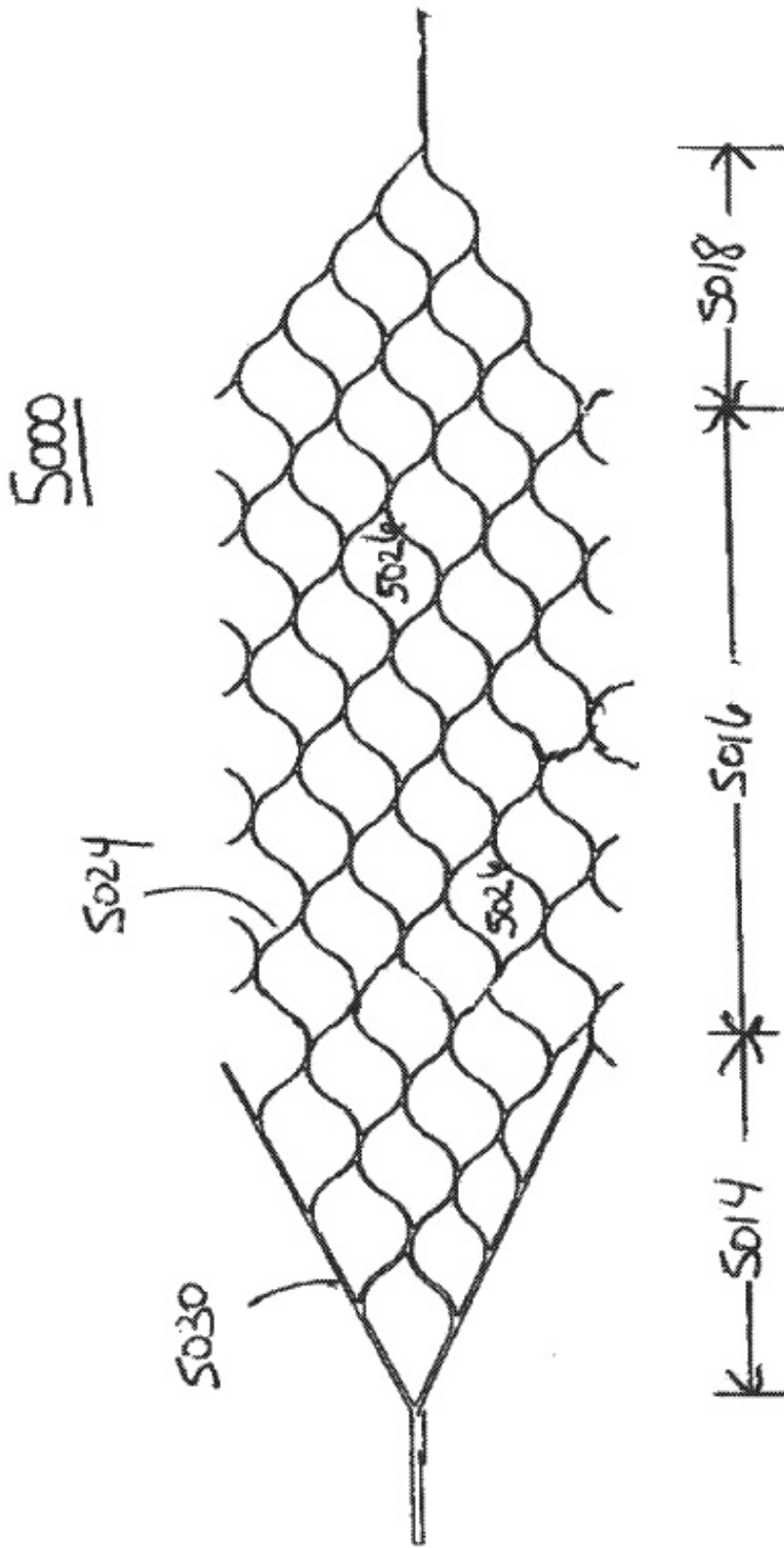


FIG. 26

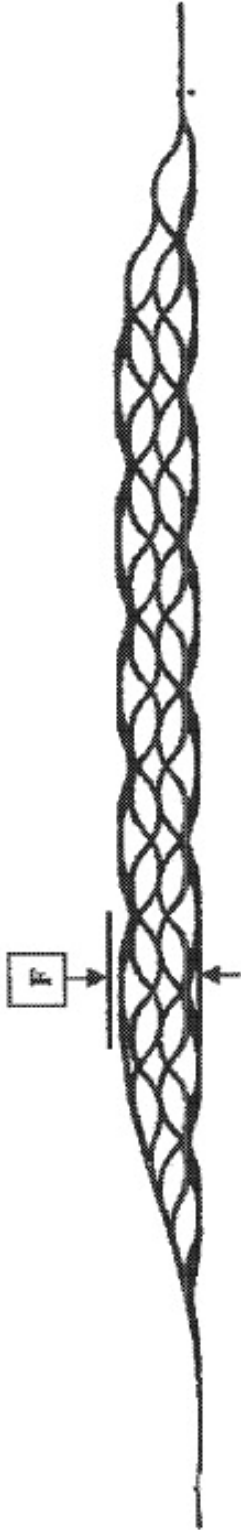


FIG. 27A

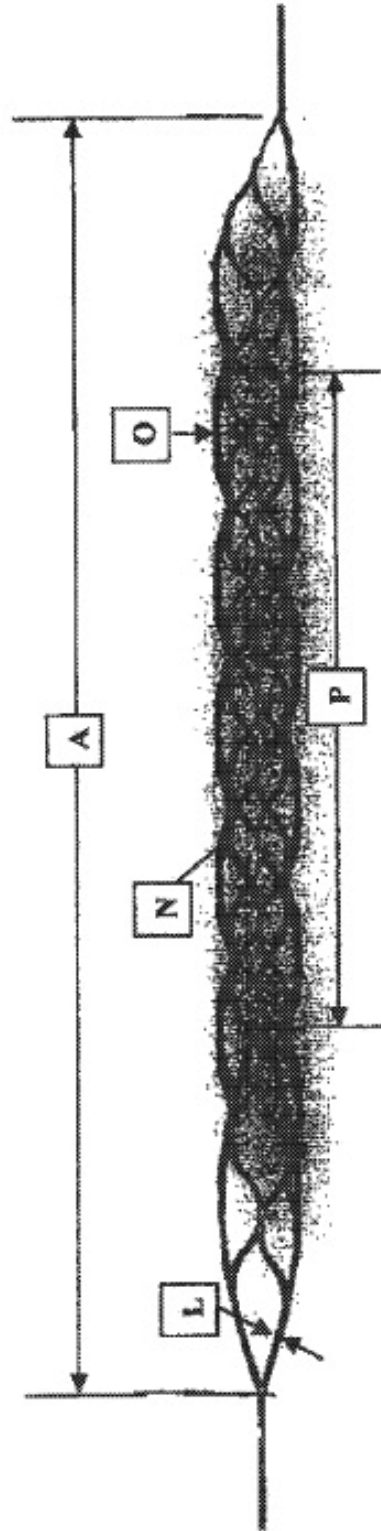


FIG. 27B

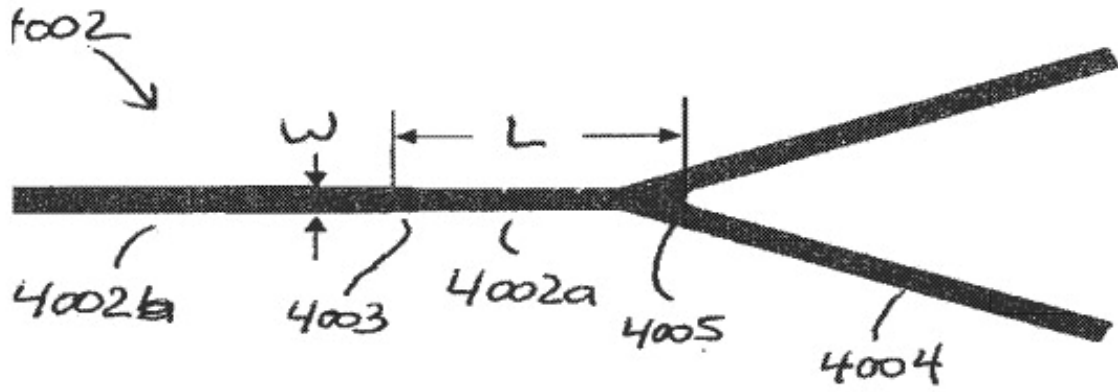


FIG. 28A

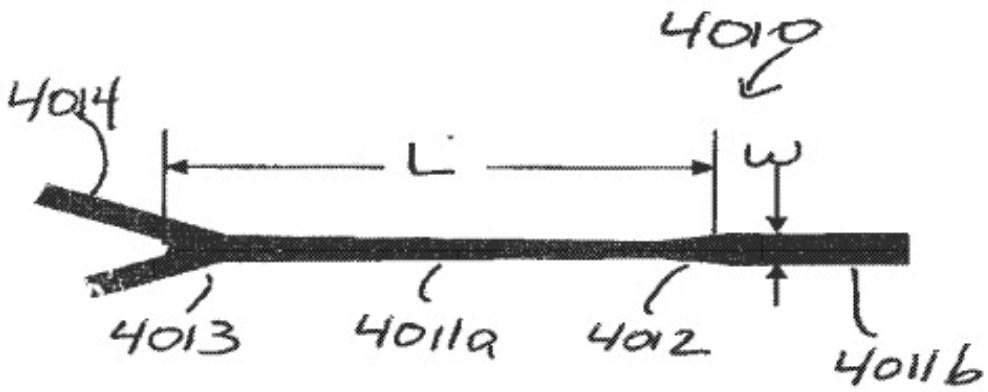


FIG. 28B

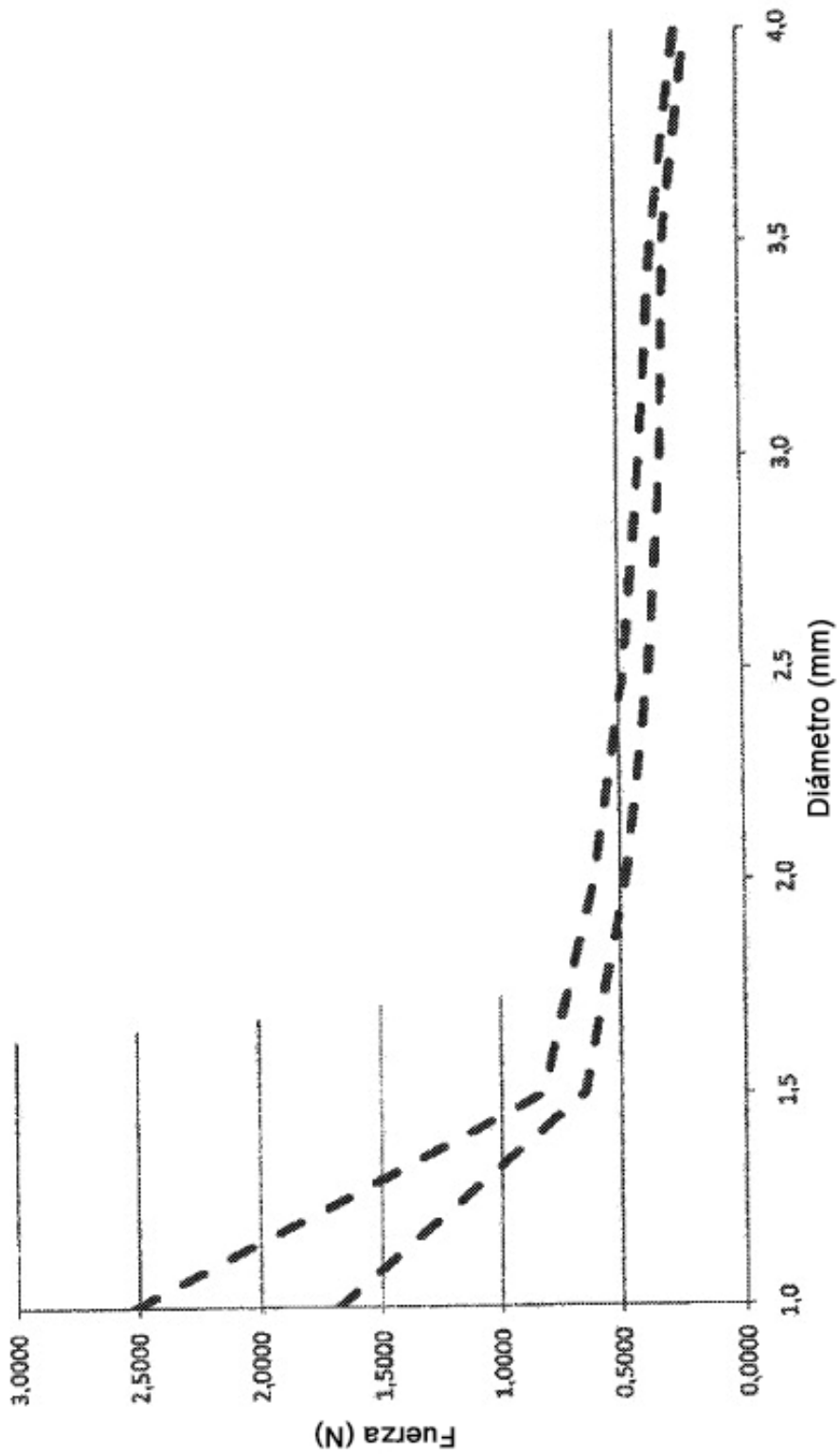


Fig. 29

REFERENCIAS CITADAS EN LA DESCRIPCIÓN

5 *Esta lista de referencias citadas por el solicitante es únicamente para la comodidad del lector. No forma parte del documento de la patente europea. A pesar del cuidado tenido en la recopilación de las referencias, no se pueden excluir errores u omisiones y la EPO niega toda responsabilidad en este sentido.*

Documentos de patentes citados en la descripción

- 10
- US 64394209 A [0001]
 - US 49971309 A [0001]
 - US 57367609 A [0001]
 - EP 1867290 A [0003]