

SISTEMAS Y MÉTODOS PARA USAR UN IMPLANTE TRENZADO

Campo

La presente descripción se relaciona con implantes dentro de los vasos sanguíneos y más particularmente a desviadores de flujo, stents y métodos
5 relacionados que incluyen implantes trenzados formados con hebras de material.

Antecedentes

Los trastornos vasculares y los defectos tales como aneurismas y otras malformaciones arteriovenosas son especialmente difíciles de tratar cuando se ubican
10 cerca de tejidos críticos o cuando el acceso a una malformación no está disponible. Ambos factores de dificultad se aplican especialmente a los aneurismas craneales. Debido al tejido cerebral sensible que rodea los vasos sanguíneos craneales y el acceso restringido, es muy desafiante y a menudo arriesgado tratar quirúrgicamente defectos de la vasculatura craneal.

15 Típicamente, un dispositivo de reconstitución vascular del tipo stent primero se guía por debajo del aneurisma a tratarse mediante el uso de un catéter de suministro. Un producto de reconstrucción comercialmente disponible es el dispositivo y sistema de reconstitución vascular CERENOVIOUS ENTERPRISE® tal como se describe, por lo cual el dispositivo de stent CERENOVIOUS ENTERPRISE® se lleva a cabo mediante
20 un alambre de suministro central y que se mantiene inicialmente en su lugar sobre el alambre de suministro en un estado colapsado por un introductor de tipo envoltura. Típicamente, un catéter de suministro tal como un microcatéter PROWLER® SELECT® Plus, también disponible de Cerenovous y tal como lo describe Gore et al. En la patente

de los EE. UU. núm. 5.662.622, por ejemplo, se coloca intravascularmente con su punta distal ligeramente más allá del cuello del aneurisma. La punta distal cónica del introductor se acopla con el conector proximal del catéter de suministro, y el alambre de suministro después se hace avanzar a través del catéter de suministro.

5 El dispositivo de stent CERENOVUS ENTERPRISE® tiene un diseño de celda cerrada muy flexible, autoexpandible con una cantidad de bobinas de alambre radiopaco que sirven como marcadores en cada extremo acampanado del dispositivo. La fabricación de tales marcadores es relativamente costosa y consume mucho tiempo debido al pequeño tamaño del stent y la necesidad de enrollar el alambre
10 radiopaco muchas veces alrededor de las estructuras en el stent, lo que es especialmente difícil dentro de células cerradas del stent.

Los aneurismas vasculares tienen varios métodos de tratamiento disponible. Un enfoque incluye los stents desviadores de flujo que pueden ser endoprótesis intravasculares lo suficientemente densas para que el flujo sanguíneo se desvíe de
15 entrar en el aneurisma. Tales desviadores de flujo son una opción de tratamiento reciente y en expansión. De lo contrario, la mayoría de la actual generación de desviadores de flujo están compuestas de una trenza tubular de alambres de metal que funcionan de manera similar a un juguete que atrapa los dedos. Estas trenzas tubulares luego se comprimen radialmente, se suministran a través de un catéter de
20 diámetro pequeño al sitio de tratamiento, y después se expanden en lugar.

Además, la debilidad y naturaleza no lineal de la neurovasculatura limita la aplicabilidad de tales stents en procedimientos, por ejemplo, en la reparación de defectos neurovasculares. Además, los métodos de suministro conocidos son menos

útiles en la cirugía vasooclusiva, particularmente cuando se van a tratar pequeños vasos, tales como los que se encuentran en el cerebro. Por consiguiente, existe la necesidad de que los implantes trenzados puedan usarse con técnicas de suministro en el tratamiento vasooclusivo de defectos neurovasculares que proporcionan refuerzo selectivo en el área adyacente del defecto neurovascular. También existe la necesidad de un stent trenzado que reduce el trauma o riesgo de ruptura del vaso sanguíneo. La solución de esta descripción resuelve estos y otros problemas de la técnica.

Sumario

En la presente descripción se describen varios dispositivos, sistemas, y métodos ilustrativos de la presente descripción que pueden abordar las necesidades mencionadas anteriormente.

Un objetivo de la presente solución es proporcionar uno o más de los implantes trenzados que se configuran como desviadores de flujo que proporcionan mayores rangos de diámetro de los vasos más reducidos y mantienen la porosidad objetivo a lo largo de una longitud predeterminada (p. ej., un rango de diámetro de vaso de 1 mm).

Un objetivo de la presente solución es aumentar el rango de diámetro de vaso aplicable para implantes trenzados para minimizar el número de dispositivos necesarios para los médicos cuando tratan un aneurisma. En un ejemplo, uno o más implantes trenzados comprenden una amplia área de meseta de la curva de porosidad característica, que indica el implante trenzado para los diámetros de los vasos dentro de la meseta (lo que resulta en un rango indicado de un ancho de

1,0 mm), y se superpone a los rangos indicados del dispositivo por lo que el médico tiene opciones para la mejor opción en función de la anatomía presentada.

En ciertos ejemplos, se describe un implante trenzado que se configura como un desviador de flujo para tratar un aneurisma. El implante puede incluir una malla trenzada configurada para mantener una porosidad objetivo sustancialmente consistente en un vaso cónico sobre al menos un rango de diámetro de vaso de 1 mm. La malla trenzada puede configurarse también para mantener la porosidad objetivo sustancialmente consistente entre los extremos proximal y distal de la malla trenzada mientras está en el vaso cónico.

En ciertos ejemplos, el vaso cónico incluye un diámetro de extremo proximal y un diámetro de extremo distal que difieren por hasta 1 mm y, en donde el rango de diámetro de vaso de hasta 1 mm se define al comparar el diámetro de extremo proximal y distal. Sin embargo, se contempla que el diámetro puede diferir en al menos 5 mm o cualquier otro diámetro diferencial según sea necesario o requerido.

En ciertos ejemplos, la porosidad objetivo sustancialmente consistente es aproximadamente del 70 %.

En ciertos ejemplos, la longitud predeterminada entre los extremos proximal y distal de la malla trenzada en el vaso cónico es aproximadamente de 3 cm.

En ciertos ejemplos, la longitud predeterminada entre los extremos proximal y distal de la malla trenzada en el vaso cónico es aproximadamente de 2 cm.

En ciertos ejemplos, la longitud predeterminada entre los extremos proximal y distal de la malla trenzada en el vaso cónico es aproximadamente de 1 cm.

En ciertos ejemplos, la longitud predeterminada entre los extremos proximal y distal de la malla trenzada en el vaso cónico se define entre la arteria carótida interna cavernosa proximal y el terminal interno de la arteria carótida.

5 En ciertos ejemplos, se describe un implante trenzado para uso médico. El implante puede incluir una malla que tiene un extremo proximal y un extremo distal, en donde la malla comprende una porosidad sustancialmente consistente entre los extremos proximal y distal sobre un rango radial de 1 mm en el diámetro del vaso.

En ciertos ejemplos, la porosidad es aproximadamente de 70 % sobre el rango radial de 1 mm en el diámetro del vaso.

10 En ciertos ejemplos, el implante trenzado comprende, además, un diámetro de vaso indicado, y en donde el implante trenzado se configura de manera que el diámetro de vaso indicado coincide con el pico de una curva de porosidad del implante trenzado. El implante trenzado puede incluir una meseta de porosidad que corresponde al rango radial de 1 mm en el diámetro del vaso que está dispuesto sobre el pico de la curva de porosidad.

15 En ciertos ejemplos, a través de un rango de diámetro de vaso de 2 a 3 mm, una porosidad del implante trenzado varía entre 65 % y 70 %.

En ciertos ejemplos, a través de un rango de diámetro de vaso de 2,5 a 3,5 mm, una porosidad del implante trenzado varía entre 65 % y 70 %.

20 En ciertos ejemplos, a través de un rango de diámetro de vaso de 3,0 a 4,0 mm, una porosidad del implante trenzado varía entre el 65 % y el 70 %.

En ciertos ejemplos, a través de un rango de diámetro de vaso de 3,5 a 4,5 mm, una porosidad del implante trenzado varía entre 65 % y 70 %.

En ciertos ejemplos, el implante trenzado se configura para un rango de diámetro de vaso de 3,5 a 4,5 mm, y en donde el implante trenzado incluye una porosidad de 69 % a un diámetro del vaso de 3,5 mm; una porosidad de 69 % a un diámetro del vaso de 4,0 mm; y una porosidad de 67 % a un diámetro del vaso de 4,5 mm.

- 5 En ciertos ejemplos, a través de un rango de diámetro de vaso de 4,5 a 5,5 mm, una porosidad del implante trenzado varía entre 65 % y 70 %.

En ciertos ejemplos, una densidad del poro del implante trenzado es 18 poros/mm².

En ciertos ejemplos, una densidad de poro del implante trenzado es 23 poros/mm².

En ciertos ejemplos, una densidad de poro del implante trenzado es 19 poros/mm².

- 10 En ciertos ejemplos, una densidad de poro del implante trenzado es aproximadamente 18 a 23 poros/mm².

En ciertos ejemplos, un vaso tratado por el implante trenzado es cónico.

En ciertos ejemplos, el implante trenzado es una estructura porosa sustancialmente cilíndrica.

- 15 En ciertos ejemplos, el implante trenzado es un stent.

En ciertos ejemplos, el implante trenzado es un desviador de flujo.

En ciertos ejemplos, el implante trenzado se forma a partir de una pluralidad de hebras individuales compuestas de al menos un primer material y una o más hebras múltiples radiopacas.

- 20 En ciertos ejemplos, el implante trenzado se teje para incluir al menos una segunda hebra múltiple.

En ciertos ejemplos, el implante trenzado se forma a partir de una pluralidad de monofilamentos de múltiples formas, cada uno colocado junto con monofilamentos, respectivamente.

En ciertos ejemplos, el implante trenzado incluye, además, un patrón de lo que está tejido, en donde, el patrón comprende aberturas definidas por una pluralidad de hebras individuales orientadas en una primera dirección y por una pluralidad de hebras individuales orientadas en una segunda dirección transversal a la primera dirección.

En ciertos ejemplos, el implante trenzado incluye, además, un patrón de lo que es trenzado, en donde el patrón comprende aberturas definidas por una pluralidad de hebras individuales orientadas en una primera dirección y por una pluralidad de hebras individuales orientadas en una segunda dirección transversal a la primera dirección.

En ciertos ejemplos, se describe un sistema para tratar un aneurisma. El sistema puede incluir una pluralidad de implantes trenzados, en donde cada implante trenzado comprende una porosidad sustancialmente consistente con un rango radial diferente de 1 mm en el diámetro del vaso, cada implante trenzado se configura para proporcionar porosidad sustancialmente consistente con los rangos de diámetro de 1 mm.

En ciertos ejemplos, el implante trenzado se configura para el uso en un vaso cónico. El vaso cónico puede incluir un diámetro de extremo proximal y un diámetro de extremo distal que difieren en hasta 1 mm. El rango radial de 1 mm diferente en el diámetro del vaso puede definirse comparando los diámetros del extremo proximal y distal. Sin embargo, el rango radial de 1 mm diferente en el diámetro del vaso también puede determinarse mediante la medición del diámetro del vaso en ambos lugares separados en el sitio de tratamiento.

En ciertos ejemplos, la pluralidad de los implantes trenzados del sistema se configura para tratar cualquier vaso dentro de un rango de 1,5 mm a 6 mm de diámetro.

En ciertos ejemplos, la pluralidad de los implantes trenzados del sistema incluye un primer implante trenzado (10) configurado para tratar un rango de diámetro de vaso de 2 a 3 mm; un segundo implante trenzado (10) configurado para tratar un rango de diámetro de vaso de 2,5 a 3,5 mm; un tercer implante trenzado (10) configurado para tratar un rango de diámetro de vaso de 3,0 a 4,0 mm; un cuarto implante trenzado (10) configurado para tratar un rango de diámetro de vaso de 3,5 a 4,5 mm; un quinto implante trenzado (10) configurado para tratar un rango de diámetro de vaso de 4,0 a 5,0 mm; y un sexto implante trenzado (10) configurado para tratar un rango de diámetro de vaso de 4,5 a 5,5 mm de. La porosidad de cada implante trenzado (10) puede variar entre 65 % y 70 % en el rango de vaso indicado para el implante respectivo. En algunos ejemplos, la porosidad de cada implante trenzado es aproximadamente 70 %. En algunos ejemplos, cada implante trenzado comprende además un diámetro de vaso indicado, y en donde el implante trenzado se configura de manera que el diámetro de vaso indicado coincide con un pico de una curva de porosidad del implante trenzado. En algunos ejemplos, cada implante trenzado incluye, además, una meseta de porosidad que corresponde al rango de 1 mm de diámetro del vaso que se dispone sobre el pico de la curva de porosidad. En algunos ejemplos, cada implante trenzado incluye una densidad del poro que varía aproximadamente entre 18 a 23 poros/mm².

En algunos ejemplos, una densidad del poro del primer implante trenzado es de 18 poros/mm².

En algunos ejemplos, una densidad del poro del segundo implante trenzado es de 23 poros/mm².

En algunos ejemplos, una densidad del poro del tercer implante trenzado es de 18 poros/mm².

5 En algunos ejemplos, una densidad del poro del cuarto implante trenzado es de 19 poros/mm².

En algunos ejemplos, una densidad del poro del quinto implante trenzado es de 23 poros/mm².

10 En algunos ejemplos, una densidad del poro del sexto implante trenzado es de 21 poros/mm². En algunos ejemplos, el implante trenzado incluye materiales radiopacos tales como platino, cromo, cobalto, tántalo, tungsteno, oro, plata y aleaciones de estos.

En algunos ejemplos, se describe un sistema para tratar un aneurisma. El sistema puede incluir una pluralidad de implantes trenzados, en donde cada implante trenzado tiene una porosidad sustancialmente consistente sobre rango radial de 0,5 mm diferente en el diámetro del vaso, cada implante trenzado (10) se configura para proporcionar porosidad sustancialmente consistente en rangos de diámetro radial diferentes de 0,5 mm. Sin embargo, otros rangos radiales diferentes podrían usarse según sea necesario o requerido con el sistema, incluidos los rangos de diámetro del vaso diferentes de 3 mm, 4 mm, 6 mm, 7 mm, 8 mm, 9 mm o lo similar.

20 En algunos ejemplos, se describe un método para tratar un aneurisma. El método puede incluir determinar un diámetro de vaso asociado con un vaso del aneurisma; seleccionar uno de una pluralidad de implantes trenzados para tratar el vaso (p. ej., según el diámetro del vaso determinado), en donde cada implante trenzado

incluye una porosidad sustancialmente consistente con el rango del diámetro del vaso de al menos 1 mm, cada implante trenzado se configura para proporcionar una porosidad sustancialmente consistente con los rangos de diámetro de 1 mm diferentes; y tratar al vaso con una de las pluralidades de implantes de trenzado.

- 5 En algunos ejemplos, el vaso es cónico e incluye un diámetro de extremo proximal y un diámetro de extremo distal que difieren por hasta 1 mm, en donde determinar el diámetro del vaso sanguíneo incluye comparar el diámetro de extremo distal y proximal diámetros o los diámetros.

10 En algunos ejemplos, el vaso es cónico y tiene aproximadamente una diferencia de diámetro del vaso de 1 mm, el método también incluye mantener la porosidad sustancialmente consistente a través de la diferencia de diámetro del vaso de aproximadamente 1 mm.

15 En algunos ejemplos, el método incluye configurar cada implante trenzado para cubrir un rango de diámetro de vaso con una superposición de 0,5 mm entre los otros implantes trenzados respectivos.

 En algunos ejemplos, el diámetro del vaso se estrecha y varía entre 3 y 4 mm.

 En algunos ejemplos, el diámetro del vaso se estrecha y varía entre aproximadamente 3,5 y 4,5 mm.

20 En algunos ejemplos, el diámetro del vaso se estrecha y varía entre aproximadamente 4 y 5 mm.

 En algunos ejemplos, el diámetro del vaso se estrecha y varía entre aproximadamente 4,5 y 5,5 mm.

En algunos ejemplos, el diámetro del vaso se estrecha y varía entre aproximadamente 5,0 y 6,0 mm.

En algunos ejemplos, el diámetro del vaso se estrecha y la pluralidad de implantes trenzados se configura para tratar los diámetros de vaso que varían entre 1,5 y 6 mm.

5 En algunos ejemplos, la determinación del diámetro del vaso se lleva a cabo por medio de radiografías, fluoroscopia, IRM u otros medios de visualización.

En algunos ejemplos, el tratamiento del vaso incluye hacer avanzar el implante trenzado a un aneurisma; y reconstituir el flujo de sangre en el vaso excluyendo el aneurisma y desviando el flujo sanguíneo del aneurisma usando uno de la pluralidad
10 de implantes de trenzado.

Para el cumplimiento de lo que antecede y extremos relacionados, ciertos aspectos ilustrativos se describen en la presente descripción en relación con la siguiente descripción y las figuras adjuntas. Sin embargo, estos aspectos son indicativos de algunas de las diversas maneras en que pueden emplearse los principios
15 de la materia reivindicada y la materia reivindicada incluye todos esos aspectos y sus equivalentes. Otras ventajas y características novedosas pueden hacerse evidentes a partir de la siguiente descripción detallada cuando se consideran junto con las figuras.

Breve Descripción de las Figuras

20 Los aspectos adicionales y anteriores y de la presente invención se describen adicionalmente con referencia a la siguiente descripción junto con las figuras que la acompañan, en las que numerales similares indican elementos estructurales y características similares en varias figuras. Las figuras no están necesariamente a

escala, sin embargo, se centran en ilustrar los principios de la presente invención. Las figuras muestran una o más implementaciones de los dispositivos de la invención, a modo de ejemplo solamente, no a modo de limitación.

La Figura 1 es una vista esquemática ampliada de una porción de un cuerpo de implante formado por hebras y una o más múltiples hebras radiopacas de acuerdo con la presente invención;

la Figura 2 ilustra una vista en planta lateral de un vaso ilustrativo contemplado para usar con el implante trenzado de esta descripción;

la Figura 3 es un gráfico que muestra porosidad vs. el diámetro del vaso para un ejemplo de implante trenzado de esta descripción;

la Figura 4 es un gráfico que compara la porosidad vs. el diámetro del vaso para un ejemplo de implante trenzado de esta descripción vs. un dispositivo convencional;

la Figura 5 es un gráfico que muestra la densidad del poro y la cantidad de alambres vs. el diámetro del vaso para un conjunto de implantes trenzados ilustrativos de esta descripción;

la Figura 6 es un gráfico que compara la porosidad vs. el diámetro del vaso para un conjunto de implantes trenzados ilustrativos de esta descripción vs. un conjunto de dispositivos convencionales;

la Figura 7 ilustra diagramas de flujo que describen las etapas del método ilustrativo de esta descripción; y

la Figura 8 ilustra diagramas de flujo que describen las etapas del método ilustrativo de esta descripción.

Descripción Detallada

Aunque en la presente invención se explican detalladamente modalidades ilustrativas, debe entenderse que se contemplan otras modalidades. Por consiguiente, no se pretende que la tecnología descrita se limite en su alcance a los detalles de construcción y disposición de componentes descritos en la siguiente descripción o
5 ilustrados en las figuras. La tecnología descrita es capaz de otras modalidades y de practicarse o llevarse a cabo de diversas maneras.

Debe observarse, además, que como se usan en la descripción y en las reivindicaciones anexas, las formas singulares de “un”, “uno(a)” y “el/la” incluyen los
10 referentes plurales a menos que el contexto indique, claramente, lo contrario. Por “que comprende” o “que contiene” o “que incluye” se entiende que al menos el compuesto, elemento, partícula o etapa del método que se menciona, está presente en la composición o artículo o método, pero no excluye la presencia de otros compuestos, materiales, partículas, etapas del método, aun cuando los otros compuestos, materiales,
15 partículas, etapas del método tengan la misma función que lo que se menciona.

Para describir las modalidades ilustrativas, se recurrirá a la terminología para fines de claridad. Se pretende que cada término contempla su significado más amplio según lo entendido por aquellos con experiencia en la materia e incluye todos los equivalentes técnicos que funcionan de manera similar para lograr un propósito similar.
20 Debe comprenderse, además, que la mención de una o más etapas de un método no excluye la presencia de etapas adicionales de métodos o etapas intermedias de métodos entre aquellas etapas expresamente identificadas. Las etapas de un método pueden llevarse a cabo en un orden distinto al de aquellas descritas en la presente sin

apartarse del alcance de la tecnología descrita. Similarmente, debe comprenderse, además, que la mención de uno o más componentes en un dispositivo o sistema, no excluye la presencia de componentes adicionales o componentes intermedios entre aquellos componentes expresamente identificados.

5 Como se describe en la presente descripción, la vasculatura de un “sujeto” o “paciente” puede ser vasculatura de un ser humano o animal. Debe apreciarse que un animal puede ser una variedad de cualquier tipo aplicable, que incluye, pero no se limita a estos, a los mamíferos, animales veterinarios, animales de ganado o animales para mascotas, etc. Como un ejemplo, el animal puede ser un animal de laboratorio
10 seleccionado específicamente para que tenga ciertas características similares a un ser humano (por ejemplo, rata, perro, cerdo, mono, o similares). Debe apreciarse que el sujeto puede ser cualquier paciente humano aplicable, por ejemplo.

 Como se describe en la presente descripción, “operador” puede incluir un médico, cirujano o cualquier otro individuo o instrumentación de suministro asociada
15 con el suministro de un cuerpo de trenzado en la vasculatura de un sujeto.

 Como se describe en la presente descripción, “hebra” tiene el propósito más amplio de incluir un alambre, una fibra, un filamento u otro miembro alargado único.

 Como se describe en la presente descripción, “radiopaco” se usa para su significado normal de ser radiodenso, es decir, formado de uno o más materiales que
20 inhiben el paso de radiación electromagnética para aumentar la visibilidad durante la obtención de imágenes. Materiales radiopacos adecuados para usar de acuerdo con la presente invención incluyen platino, cromo, cobalto, tántalo, tungsteno, oro, plata, y aleaciones de estos.

Los implantes trenzados 10 de esta descripción pueden comprenderse mejor cuando se observan las figuras adjuntas a la presente descripción. Por ejemplo, en la Figura 1 se muestra una vista esquemática ampliada de una porción de un implante trenzado 10 de acuerdo con un ejemplo de esta descripción. El implante trenzado 10 puede formarse en hebras simples 12 compuestas por al menos un primer material y una o más múltiples hebras radiopacas 14. En esta construcción, el implante 10 se teje para incluir al menos una segunda hebra múltiple 16. En otra construcción, indicada por líneas discontinuas, el implante 10 incluye, además, múltiples hebras 18 y 20 formadas de monofilamentos 22 y 24 cada una tendida junto con los monofilamentos 26 y 28, respectivamente. El patrón del implante 10, que se teje en algunas construcciones y trenzado en otras construcciones, incluye aberturas 30 definidas por hebras únicas 12 orientadas en una primera dirección y por hebras individuales 24 y 25 orientadas en una segunda dirección que es transversal a la primera dirección, por ejemplo. El implante 10 incluye, además, las aberturas 32 y 34 definidas sobre cualquiera de los lados de las hebras 14 por hebras múltiples 13 y 15 orientadas en la misma dirección que las hebra múltiples 14 y por las hebras individuales 24, 25 y 27 orientadas en dirección transversal. En algunas construcciones, las aberturas 32 y 34 son ligeramente más grandes que las aberturas 30 que se definen solo por hebras simples; en otras construcciones, todas las aberturas 30, 32 y 34 son sustancialmente iguales.

Se contemplan otras modalidades para implantes 10 de la presente descripción y también pueden observarse en la publicación de la patente de los EE. UU. núm. 2016/0058524, una referencia que se incorpora en su totalidad en la presente descripción. Se considera que las construcciones del implante trenzado 10 de esta

descripción tienen sustancialmente el mismo patrón que si el implante 10 se formara únicamente a partir de hebras individuales de material. Dado que las hebras múltiples se trenzan, tejen o de cualquier otra manera se colocan en paralelo entre sí de la misma manera que si solo hebras de material radiopaco fueran utilizadas, y
 5 especialmente cuando cada filamento de la hebra múltiple tiene el mismo diámetro que la hebras simples, hay poco o ningún impacto mecánico para el desempeño del implante, tales como flexibilidad, capacidad de expandirse y perfil ondulado.

Con respecto a la Figura 2, se muestra una vista en planta lateral de un vaso ilustrativo que se contempla para usar con el implante 10 de esta descripción. Como puede
 10 observarse, el vaso se estrecha a lo largo de su eje longitudinal de la arteria carótida interna (ACI). Véase, Rai AT, Hogg JP, Cline B, et al. J NeuroIntervent Surg (2012) que se incorpora como referencia en su totalidad. El estudio Rai se comprometió a determinar la longitud, el diámetro y el estrechamiento típicos de los vasos en la circulación cerebral anterior. El diámetro arterial se midió en la porción proximal de la ACI cavernosa, la ACI
 15 terminal, el origen de la arteria cerebral media (ACM) y un origen M2. La longitud entre estos puntos finales se calculó a lo largo de la línea central. El estrechamiento del vaso se calculó para la ACI como el cambio en el calibre por unidad de longitud. En la realización de este estudio, el estudio Rai determinó que el diámetro medio en el ACI cavernoso y el terminal ACI fue de $5 \pm 0,6$ mm y $3,6 \pm 0,4$ mm, respectivamente. El estrechamiento medio
 20 de la ACI fue de $0,04 \pm 0,02$ mm/1 mm. Para la ACM, el diámetro en la ACM y los orígenes M2 midieron $3,1 \pm 0,4$ y $2,4 \pm 0,4$ mm respectivamente.

La Figura 2 proporciona ejemplos no limitantes de las mediciones del diámetro en longitudes respectivas adoptadas desde la ACI cavernosa proximal hacia el

terminal ACI que también ejemplifica la naturaleza de estrechamiento del vaso. El estudio Rai confirmó que la ACI se estrecha desde su segmento cavernoso proximal hacia el terminal ACI que el implante 10 se configura para tratar.

Pasando a la Figura 3, se proporciona un gráfico que muestra el porcentaje de porosidad de un implante trenzado ilustrativo 10 de esta descripción en comparación con el diámetro del vaso que se investigaron para esta descripción. Como puede observarse, el implante trenzado 10 de esta descripción tuvo un tamaño y porosidad de poro relativamente consistentes en un rango de diámetro de vaso de 1 mm. Durante esta descripción, cuando se refiere a un rango de diámetro de vaso, se pretende que este término signifique un rango de diámetros según la medición entre dos lugares separados en el vaso que se trata por el implante trenzado 10. Por ejemplo, un médico que usa visualización de radiografías podría medir el diámetro del vaso de la ACI cavernosa proximal como 4,2 mm mientras que el diámetro del vaso hacia el terminal ACI podría ser 3,2. En este sentido, el rango del diámetro del vaso en este ejemplo sería de 1 mm. Los implantes 10 de la presente descripción están diseñados para adaptar tal estrechamiento de los vasos a través de estos rangos de diámetro del vaso ilustrativos a la vez que mantienen una porosidad objetivo sustancialmente consistente. Esto es especialmente ventajoso ya que implica que se necesitan menos implantes para adaptar vasos que se estrechan más que los dispositivos convencionales (p. ej., los rangos de diámetro del vaso de aproximadamente 0,25 mm) o tortuosidad típicamente vista en la neurovasculatura.

Con esto, la Figura 3 representa un vaso ilustrativo que tiene un rango de diámetro de vaso de 1 mm entre 3,5 mm y 4,5 mm. En este ejemplo, el implante trenzado 10 de esta descripción mantuvo aproximadamente un 70 % de porosidad. Específicamente, a un

diámetro de 3,5 mm, la porosidad del trenzado fue aproximadamente 69 %. A un diámetro de 4,0 mm, la porosidad del trenzado fue aproximadamente 69 %. A un diámetro de 4,5 mm, la porosidad del trenzado fue aproximadamente 67 %.

Pasando a la Figura 4, se proporciona un gráfico que resume una comparación realizada en virtud de lo cual la porosidad en comparación con el diámetro del vaso se muestra para un implante ilustrativo 10 de la presente descripción en comparación con el dispositivo de embolización Pipeline™ (DEP) fabricado por Medtronic en un rango de diámetro de vaso de 1 mm. Específicamente, el implante trenzado 10 y el dispositivo DEP se compararon entre un rango de diámetro de vaso de 3,5 mm a 4,5 mm. Como puede observarse, el implante trenzado 10 de esta descripción tuvo un tamaño de poro y porosidad relativamente consistentes en un rango de diámetro de vaso de 1 mm a aproximadamente 70 % en el mismo rango mostrado anteriormente en la Figura 3. Por el contrario, el dispositivo DEP en un diámetro del vaso de 3,5 mm demostró una porosidad del 80 %, en un diámetro del vaso de 4 mm demostró una porosidad de 70 %, y en un diámetro del vaso de 4,5 mm demostró una porosidad menor que 50 %. Dicho de otra manera, la porosidad del dispositivo DEP disminuyó apreciablemente a medida que el diámetro del vaso se incrementó en el rango de 1 mm, mientras que el implante trenzado ilustrativo 10 de la presente descripción demostró una porosidad sustancialmente consistente en el rango de diámetro de 1 mm.

La Figura 4 también muestra la porosidad de cada dispositivo mientras cambia y se amplía al mismo tiempo y que es de manera característica la misma. En ciertos ejemplos, el implante trenzado (10) se diseña de manera que el diámetro de vaso indicado coincide con el pico de la curva de porosidad y el área de la meseta que lo

rodea (que se desvía de la porosidad objetivo muy poco). Por ejemplo, en la Figura 3, el implante trenzado 10 mostrado se indica para un rango de diámetro de arteria de 3,5 mm a 4,5 mm. Este dispositivo permanece muy cerca de la porosidad objetivo de 70 % durante su rango de expansión, que tiene un ancho de 1,0 mm.

5 Cuando el dispositivo se comprime, por ejemplo, es denso de tal manera que su porosidad es muy baja (véase, p. ej., en la parte inferior izquierda de la Figura 3). A medida que el dispositivo se expande, la porosidad aumenta ya que los poros del implante trenzado 10 se abren. En un cierto punto, la porosidad alcanza su máximo, que es cuando el ángulo de trenzado está a 90 grados dado que cada poro puede ser
10 un cuadrado, y lo más grande posible, como se muestra en la flecha central de la Figura 3. Una mayor expansión del diámetro más allá de este pico entonces reduce el tamaño de cada poro y, por lo tanto, la porosidad. Cuando el implante trenzado 10 alcanza un diámetro máximo en su límite de expansión, entonces el implante trenzado 10 es nuevamente muy denso y la porosidad es proporcionalmente baja (véase, p. ej.,
15 la parte inferior derecha de la Figura 3).

En contraste, otros dispositivos conocidos podrían diseñarse de manera diferente, de manera que el área de meseta de la curva de porosidad no sea de un ancho de 1,0 mm, o podrían ser indicados para diámetros de arteria que no coinciden con el área de meseta. En estos enfoques anteriores, el rango de diámetros que
20 coinciden con la porosidad objetivo será estrecho ya que fuera de la meseta, pequeños cambios en el diámetro de la arteria resultan en desviaciones grandes de la porosidad objetivo. En consecuencia, otros dispositivos conocidos serían incapaces de poder tratar un rango más amplio de diámetros de vasos.

Pasando a la Figura 5, se proporciona un gráfico que resume la porosidad en comparación con el diámetro del vaso para un implante trenzado ilustrativo 10 de esta descripción. Específicamente, la Figura 5 muestra seis implantes trenzados separados (10) que tienen, cada uno, aproximadamente un rango de 1 mm en el diámetro del vaso, y se desplazan entre sí por aproximadamente la mitad de ese intervalo (0,5 mm). La leyenda muestra el rango de diámetros del vaso del régimen mínimo al máximo y la correspondiente etiqueta para el implante trenzado aplicable (10). Por ejemplo, un primer implante trenzado (10) se configura para un rango de diámetro de vaso entre 2,0 mm y 3,0 mm con una etiqueta de 2,5 mm. El primer implante trenzado (10) tiene 48 alambres con una densidad de poro (mm^2) de 18. Un segundo implante trenzado (10) se configura para un rango de diámetro de vaso entre 2,5 mm y 3,5 mm con una etiqueta de 3 mm. El segundo implante trenzado (10) tiene 64 alambres con una densidad de poro (mm^2) de 23. Un tercer implante trenzado (10) se configura para un rango de diámetro de vaso entre 3,0 mm y 4,0 mm con una etiqueta de 3,5 mm. El tercer implante trenzado (10) tiene 64 alambres con una densidad de poro (mm^2) de 18. Un cuarto implante trenzado (10) se configura para un rango de diámetro de vaso entre 3,5 mm y 4,5 mm con una etiqueta de 4,0 mm. El cuarto implante trenzado (10) tiene 72 alambres con una densidad de poro (mm^2) de 19. Un quinto implante trenzado (10) se configura para un rango de diámetro de vaso entre 4,0 mm y 5,0 mm con una etiqueta de 4,5 mm. El quinto implante trenzado (10) tiene 96 alambres con una densidad de poro (mm^2) de 21. Un sexto implante trenzado (10) se configura para un rango de diámetro de vaso entre 4,5 mm y 5,5 mm con una etiqueta de 5 mm. El sexto implante trenzado (10) tiene 96 alambres con una densidad de poro (mm^2) de 21.

En relación con la Figura 6, se proporciona un gráfico que resume una comparación realizada por medio de la cual se muestra la porosidad en comparación con el diámetro del vaso para el conjunto de implantes ilustrativos (10) de esta descripción en comparación con un conjunto de dispositivos DEP en los diferentes rangos de diámetro del vaso, que incluyen de 2 mm a 6 mm. Específicamente, en el primer implante trenzado 10 indicado como configurado para usarse en un diámetro del vaso de 2 mm a 3 mm, se observó que el implante trenzado 10 proporciona aproximadamente 70 % de porosidad, mientras que un dispositivo DEP comparable solo fue capaz de mantener aproximadamente 70 % de porosidad en un diámetro del vaso de 2,5 mm a 2,75 mm (es decir, solo un rango de diámetro de vaso de 0,25 mm). Otro dispositivo DEP en el rango de diámetro pertinente era necesario para dicho dispositivo DEP solo para completar la separación de 2,75 mm a 3,0 mm de rango de diámetro de vaso, como se muestra. El primer implante trenzado (10) se fabricó con 48 hebras de alambre y el dispositivo DEP se fabricó de manera similar a partir de 48 hebras de alambre. Para el rango de 2,0 mm a 2,5 mm, también se necesitarán dos dispositivos DEP más, ya que el dispositivo DEP solo demostró un rango de 0,25 mm capaz de mantener una porosidad del 70 % durante el uso.

La Figura 6 también describe un segundo implante trenzado (10) indicado como configurado para usarse en un diámetro del vaso de 2,5 mm a 3,5 mm, se observó que el implante trenzado (10) proporcionó aproximadamente el 70 % de porosidad, mientras que un dispositivo DEP comparable solo fue capaz de mantener aproximadamente el 70 % de porosidad en un diámetro del vaso de 3,0 mm a 3,25 mm (es decir, solo un rango de diámetro de vaso de 0,25 mm). El segundo implante trenzado (10) en este ejemplo fue

fabricado a partir de 64 hebras de alambre mientras que el dispositivo DEP fue fabricado a partir de 48 hebras de alambre. En otras palabras, en un diámetro del vaso de 3 mm, el segundo implante trenzado (10) usó aproximadamente 21,3 hebras/mm de diámetro del vaso mientras que el dispositivo DEP usó 16 hebras/mm de diámetro del vaso. Como resultado de usar menos hebras por diámetro, el dispositivo DEP tiene una curva de porosidad contra diámetro que tiene una sección de meseta más estrecha que el segundo implante trenzado (10). Además, otro dispositivo DEP en el rango de diámetro pertinente fue necesario para dicho dispositivo DEP solo para completar la separación de 3,25 mm a 3,50 mm del rango de diámetro de vaso, como se muestra. Además, como se muestra con respecto al rango de 2,5 mm a 3,0 mm y el primer implante trenzado (10), también serían necesarios dos dispositivos DEP más, ya que el dispositivo DEP solo demostró un rango de 0,25 mm capaz de mantener 70 % de porosidad durante el uso.

La Figura 6 también describe un tercer implante trenzado (10) indicado como configurado para usarse en un diámetro del vaso de 3,0 mm a 4,0 mm, se observó que el implante trenzado (10) proporcionó aproximadamente 70 % de porosidad, mientras que un dispositivo PED comparativo solo pudo mantener aproximadamente 70 % de porosidad en un diámetro del vaso de 3,5 mm a 3,75 mm (es decir solo un rango de diámetro de vaso de 0,25 mm). El tercer implante trenzado (10) en este ejemplo fue fabricado a partir de 64 hebras de alambre mientras que el dispositivo DEP fue fabricado a partir de 48 hebras de alambre. En otras palabras, en un diámetro del vaso de 3,5 mm, el tercer implante trenzado (10) usó aproximadamente 18,3 hebras/mm de diámetro del vaso mientras que el dispositivo DEP usó 13,7 hebras/mm de diámetro del vaso. Como resultado de usar menos hebras por diámetro, el dispositivo DEP tiene una

curva de porosidad contra diámetro que tiene una sección de meseta más estrecha que el tercer implante trenzado (10). Además, otro dispositivo DEP en el rango de diámetro pertinente fue necesario para dicho dispositivo DEP solo para completar la separación del rango de diámetro de 3,75 mm a 4,00 mm, como se muestra.

5 La Figura 6 también describe un cuarto implante trenzado (10) indicado como configurado para usarse en un diámetro del vaso de 3,5 mm a 4,5 mm, se observó que un implante trenzado (10) proporcionó aproximadamente 70 % de porosidad, mientras que un dispositivo DEP comparable solo fue capaz de mantener aproximadamente 70 % de porosidad en un diámetro del vaso de 4,0 mm a 4,25 mm (es decir, solo un
10 rango de diámetro de vaso de 0,25 mm). El cuarto implante trenzado (10) en este ejemplo fue fabricado a partir de 72 hebras de alambre mientras que el dispositivo DEP fue fabricado a partir de 48 hebras de alambre. En otras palabras, en un diámetro del vaso de 4 mm, el cuarto implante trenzado (10) usó aproximadamente 18 hebras/mm de diámetro del vaso mientras que el dispositivo DEP usó 12 hebras/mm de diámetro
15 del vaso. Como resultado de usar menos hebras por diámetro, el dispositivo DEP tiene una curva de porosidad vs diámetro que tiene una sección de meseta más estrecha que el cuarto implante trenzado (10). Además, otro dispositivo DEP en el rango de diámetro pertinente fue necesario para dicho dispositivo DEP solo para completar la separación de 4,25 mm a 4,50 mm del rango de diámetro de vaso, como se muestra.

20 La Figura 6 también describe un quinto implante trenzado (10) indicado como configurado para usarse en un diámetro del vaso de 4,0 mm a 5,0 mm, se observó que el implante trenzado (10) proporcionó aproximadamente el 70 % de porosidad, mientras que el dispositivo DEP comparable solo fue capaz de mantener aproximadamente el

70 % de porosidad en un diámetro del vaso de 4,5 mm a 4,75 mm (es decir, solo un rango de diámetro de vaso de 0,25 mm). El quinto implante trenzado (10) en este ejemplo fabricado a partir de 96 hebras de alambre mientras que el dispositivo DEP fue fabricado a partir de 48 hebras de alambre. En otras palabras, en un diámetro del vaso de 4,5, el quinto implante trenzado (10) usó aproximadamente 21,3 hebras/mm de diámetro del vaso mientras que el dispositivo DEP usó 10,7 hebras/mm de diámetro del vaso. Como resultado de usar menos hebras por diámetro, el dispositivo DEP tiene una curva de porosidad contra diámetro que tiene una sección de meseta más estrecha que el quinto implante trenzado (10). Además, otro dispositivo DEP en rango de diámetro pertinente fue necesario para dicho dispositivo DEP solo para completar la separación de 4,75 mm a 5,00 mm del rango de diámetro de vaso, como se muestra.

La Figura 6 también describe un sexto implante trenzado (10) indicado como configurado para usarse en un diámetro de 4,5 mm a 5,5 mm de, se observó que un implante trenzado (10) proporcionó aproximadamente el 70 % de porosidad, mientras que el dispositivo DEP comparable solo fue capaz de mantener aproximadamente el 70 % de porosidad en un del vaso de 5,0 mm a 5,25 mm (es decir, solo un rango de diámetro de 0,25 mm). El sexto implante trenzado (10) en este ejemplo fue fabricado a partir de 96 hebras de alambre mientras que el dispositivo DEP fue fabricado a partir de 48 hebras de alambre. En otras palabras, en un diámetro del vaso de 5,0 mm, el sexto implante trenzado (10) usó aproximadamente 19,2 hebras/mm de diámetro del vaso mientras que el dispositivo DEP usó 9,6 hebras/mm de diámetro del vaso. Como resultado del uso de un menor número de hebras por diámetro, el dispositivo tiene una curva de porosidad contra diámetro que tiene una sección de meseta más estrecha que

el sexto implante trenzado (10). Además, otro dispositivo DEP en el rango de diámetro pertinente fue necesario para dicho dispositivo DEP solo para completar la separación de 5,25 mm a 5,50 mm de diámetro del vaso, como se muestra.

Como se observa en la Figura 6, para cada rango del vaso de 1 mm indicado
5 cubierto por uno de los implantes trenzados (10), cuatro dispositivos DEP separados serían necesarios por el médico para una cobertura similar en los vasos correspondientes, pero es muy posiblemente peligroso habida cuenta de la naturaleza de los vasos sanguíneos afectados por eventos hemorrágicos y tendencias a estrecharse considerablemente. Por ejemplo, si un vaso se fuera a estrechar más que 0,25 mm,
10 entonces ningún dispositivo DEP actual podría tratar adecuadamente el vaso afectado de manera de mantener una porosidad objetivo sustancialmente consistente de 70 %.

En la Figura 7, un diagrama de flujo ilustra un método de ejemplo 700 y las etapas correspondientes. La etapa 710 incluye determinar un diámetro de vaso asociado con un vaso que tiene el aneurisma. La etapa 720 incluye seleccionar uno de una pluralidad de
15 implantes trenzados (10) para tratar el vaso, en donde cada implante trenzado (10) comprende una porosidad sustancialmente consistente en un rango de diámetro de vaso de más de 1 mm, cada implante trenzado (10) se configura para proporcionar una porosidad sustancialmente consistente en rangos de diámetro de 1 mm diferentes. La etapa 730 incluye tratar el vaso con una de la pluralidad de implantes trenzados (10).

20 En la Figura 8, un diagrama de flujo ilustra un método de ejemplo 800 y las etapas correspondientes. La etapa 810 incluye determinar un diámetro de vaso asociado con un vaso que contiene el aneurisma. La etapa 820 incluye seleccionar uno de una pluralidad de implantes trenzados (10) para tratar el vaso, en donde cada implante trenzado (10)

comprende una porosidad sustancialmente consistente en un rango de diámetro de vaso de al menos 0,5 mm, cada implante trenzado (10) se configura para proporcionar una porosidad sustancialmente consistente en los rangos de diámetro de 0,5 mm diferentes. La etapa 830 incluye tratar el vaso con uno de la pluralidad de implantes trenzados (10).

5 Los implantes trenzados (10) de esta descripción son particularmente ventajosos ya que un médico puede beneficiarse de un rango de diámetro indicado más amplio ya que puede permitirse algún margen de error para las inexactitudes o errores de medición (p. ej., una arteria que se mide en una radiografía u otros medios de visualización y parece tener 3,3 mm cuando realmente tiene 3,5 mm). Los médicos
10 también pueden beneficiarse ya que un rango de diámetros de indicación más amplio puede mantener la porosidad más cerca de la porosidad objetivo en los vasos estrechos, que es común. El implante (10) de esta descripción es ventajoso, además, ya que el rango anatómico de los diámetros de la arteria puede tratarse con menos dispositivos, simplificando el proceso de selección del dispositivo y ahorrando espacio
15 de almacenamiento para el inventario que deben mantener a mano.

En ciertos ejemplos, se describe un conjunto o familia de implantes (10), cada uno con un rango de diámetro indicado de un ancho de 1,0 mm, que se disponen de tal manera que cubren el rango anatómico con una superposición de 0,5 mm, como se muestra en las Figuras 5-6. Se observa que los rangos que se ilustran y describen
20 remiten un rango de diámetro de vaso de hasta 1 mm para un implante trenzado correspondiente (10). Sin embargo, se contempla que el implante trenzado (10) puede adaptarse para más de 1 mm del rango de diámetro de vaso. Los implantes trenzados (10) de la presente descripción son particularmente ventajosos ya que para cualquier

diámetro de arteria, existen dos opciones diferentes de un dispositivo que pueden seleccionarse. Por ejemplo, una arteria con un diámetro de 3,25 mm puede estar en un lugar de tratamiento deseado en la vasculatura. Si la arteria se estrecha hacia abajo a medida que se aleja del lugar de tratamiento (es decir, se vuelve más pequeña), entonces el médico puede seleccionar el implante más pequeño del conjunto o familia de implantes, por ejemplo, seleccionando un implante incluido a 2,5 mm, en lugar de 3,5 mm. En este sentido, el segmento de la arteria se expone a la porosidad objetivo en una longitud mayor. Por el contrario, si la arteria se estrecha hacia arriba a medida que se mueve lejos del lugar de tratamiento (es decir, se torna más grande), entonces el médico puede seleccionar el implante más grande del conjunto o familia, por ejemplo, seleccionando un implante incluido de 3,0 mm a 4,0 mm. En este sentido, similar al ejemplo anterior, el segmento de la arteria se expone a la porosidad objetivo en una longitud mayor.

Las ventajas en la presente descripción resultan de proporcionar un implante con una amplia zona de meseta de la curva de porosidad característica para que el implante o la familia o conjunto de implantes sea capaz de tratar los diámetros de la arteria dentro de la meseta de un rango indicado de un ancho aproximado de 1,0 mm, y superponiendo los rangos de diámetro indicados para que el médico tenga opciones para poder elegir mejor dependiendo de la anatomía que se le presente.

En ciertos ejemplos, cada uno de los filamentos lado a lado de los implantes trenzados de esta descripción incluyen un monofilamento de material radiopaco. En una construcción, el portador que tiene la hebra múltiple es prácticamente el mismo que los portadores para las hebras únicas. Cada uno de los filamentos lado a lado de la hebra

múltiple es un monofilamento de material radiopaco. Preferentemente, el diámetro de cada filamento lado a lado es sustancialmente el mismo que el diámetro de las hebras individuales. Formar el cuerpo incluye establecer un primer patrón de espaciado, tal como un patrón abierto trenzado o un patrón de tejido abierto, y un primer grosor de pared, y cada hebra múltiple se une al primer patrón de espaciado sin una desviación sustancial desde ese patrón y sin modificar sustancialmente el primer grosor de pared.

En ciertas técnicas, al menos un portador de hebras múltiples se usa para cada docena de portadores de hebra única. Algunas máquinas tienen al menos 42 portadores, tales como 48 portadores, y al menos 6 de los portadores, tales como 8 portadores, se cargan con las hebras múltiples de material radiopaco. Esto aún resulta en un trenzado de 48 portadores pero que tiene el doble del número de hebras radiopacas como cuando los 8 portadores se cargan con hebras únicas de material radiopaco.

Los implantes trenzados de esta descripción, que incluyen desviadores de flujo, pueden diseñarse para un porcentaje específico del área de cobertura por área de arteria o inversamente, el porcentaje del área abierta que queda por área de arteria, conocido en esta descripción como “porosidad”, después de que se hayan suministrado y expandido en su lugar en el sitio de tratamiento. La porosidad diseñada puede ajustarse mediante los parámetros de trenzado, tales como la cantidad de alambres, el diámetro de trenzado y el ángulo de trenzado que puede ser alternativamente medido como PPI o separación. Una vez que se identifica la porosidad objetivo en base a estos factores, el diseño de trenzado puede ajustarse de manera que alcance la porosidad objetivo cuando se expande al diámetro de arteria indicado.

Los implantes trenzados de esta descripción, que incluyen desviadores de flujo, pueden tener muchas variantes dentro de un conjunto o familia que alcanzan la porosidad objetivo a diferentes diámetros de arteria. Por lo tanto, el grupo o familia de dispositivos entre sí permiten al médico tratar cualquier diámetro de arteria dentro del
5 rango anatómico (1,5 mm a 6 mm es típico para lo neurovascular).

Las descripciones contenidas en la presente descripción son ejemplos que ilustran las diversas modalidades y no pretenden limitar el alcance de la invención. Como se describe en la presente descripción, la invención contempla muchas variaciones y modificaciones de un sistema, dispositivo o método que puede usarse. Las variaciones
10 pueden incluir, entre otras, geometrías alternativas de elementos y componentes descritos en la presente descripción, el uso de numerosos materiales para cada componente o elemento (p. ej., materiales radiopacos, metales con memoria de forma; etc.). Estas modificaciones resultarán evidentes para los expertos en la técnica a los que atañe esta invención, y se pretende que estén dentro del alcance de las reivindicaciones que siguen.

15 Las configuraciones específicas, elección de los materiales y las dimensiones y la forma de varios elementos pueden variar de acuerdo con especificaciones de diseño particulares o restricciones que requieren que un sistema o método construido de acuerdo con los principios de la tecnología descrita. Tales cambios se pretenden abarcar dentro del alcance de la tecnología descrita. Por lo tanto, se considera que las modalidades que se
20 describen en la presente, son ilustrativas y no restrictivas en todos los aspectos. Por ello será evidente a partir de lo anterior que, si bien las formas particulares de la descripción se han ilustrado y descrito, pueden realizarse varias modificaciones sin desviarse del espíritu

y alcance de la descripción y todas las modificaciones que estén dentro del significado e intervalo de equivalentes de este, se pretenden abarcar en la presente descripción.