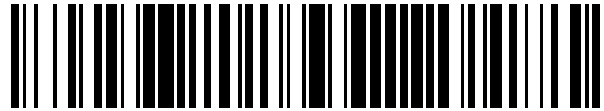


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 540 957**

51 Int. Cl.:

**A61M 1/36**

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **16.03.2012 E 12757046 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **06.05.2015 EP 2686033**

54 Título: **Implante arteriovenoso para hemodiálisis con paredes posterior y lateral resistentes a la perforación**

30 Prioridad:

**16.03.2011 US 201161453211 P**

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

**15.07.2015**

73 Titular/es:

**DUKE UNIVERSITY (100.0%)  
230 North Building Research Drive Box 90083  
Durham, NC 27708-0083, US**

72 Inventor/es:

**GAGE, SHAWN M. y  
LAWSON, JEFFREY H.**

74 Agente/Representante:

**VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro**

**ES 2 540 957 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

Implante arteriovenoso para hemodiálisis con paredes posterior y lateral resistentes a la perforación

5 **Solicitudes realiccionadas**

Esta solicitud reivindica prioridad de la solicitud de patente estadounidense provisional No. 61/453.211, presentada el 16 de marzo de 2011.

10 **Campo de la invención**

Esta invención se refiere a implantes y, más particularmente, a implantes arteriovenosos para diálisis.

15 **Antecedentes**

15 El tratamiento de diálisis de individuos que padecen insuficiencia renal requiere que se extraiga sangre y se someta a un ciclo a través de una máquina de diálisis que realiza la función de los riñones que padecen insuficiencia. Este proceso, denominado hemodiálisis, debe repetirse a un intervalo regular (*e.g.*, tres veces por semana) y, por lo tanto, requiere perforaciones repetidas usando agujas de diálisis. Se requieren agujas de calibre relativamente grande para  
20 promover los elevados caudales requeridos durante la diálisis. La frecuente perforación de acceso arteriovenoso autógeno así como acceso arteriovenoso protésico con agujas de gran diámetro interno puede causar traumatismo, degeneración del conducto, formación de hematomas, formación de pseudoaneurisma, pérdida de permeabilidad, o incluso hemorragia y exanguinación.

25 Una técnica habitual para proporcionar acceso vascular para hemodiálisis, por lo tanto, es conectar un implante o derivación protésica entre una arteria y una vena en, por ejemplo, la extremidad superior o inferior. Ocasionalmente, la complejidad del paciente también puede justificar la colocación de un acceso en el tórax o la pared abdominal. Los implantes arteriovenosos (IAV) convencionales están contruidos a menudo de un material polimérico tal como politetrafluoroetileno expandido (ePTFE) o polieteruretano.

30 Un modo de fallo significativo de los IAV está relacionado con una canulación traumática con la aguja de diálisis. Esto puede producirse a medida que la aguja atraviesa la pared anterior del IAV y a continuación continúa a través de la pared posterior (o una pared lateral) del implante. Este tipo de traumatismo causa un defecto en la pared lateral y/o posterior del implante y a menudo da como resultado la formación de hematomas que puede causar finalmente  
35 trombosis del implante (*i.e.*, la formación de un coágulo de sangre dentro del implante, obstruyendo el flujo de sangre a su través) mediante compresión externa del implante y fallo definitivo del implante.

Además, las repetidas perforaciones del material del implante (tal como ePTFE) promueve el efecto de sacabocado  
40 "coring" y la degeneración del material del implante que a menudo causa la rotura del implante, formación de pseudoaneurismas, y trombosis del implante. Además, los implantes de ePTFE generalmente no son autosellantes cuando son perforados y habitualmente requieren implantación tres, cuatro o más semanas antes de la perforación para permitir incorporación del implante (una capa de tejido fibrótico que se fija a la superficie externa del implante). La capa de tejido fibrótico puede impedir la fuga de sangre a través de la pared del implante en el momento de la retirada de las agujas de diálisis y, si es canulado antes de este momento, podría causar formación de hematomas  
45 entre el implante y el tejido circundante. Este hematoma podría causar acontecimientos adversos tales como oclusión del implante, falta de incorporación del implante y mayor probabilidad de infección. Sin embargo, a menudo hay muy poco tejido subcutáneo entre la superficie de la piel y la cara anterior del implante, y los problemas mencionados anteriormente pueden producirse incluso después de esperar a la incorporación de tejido.

50 Los documentos US2007/123811 y US2004/193106 desvelan, cada uno, un dispositivo implantable para cateterizar pacientes. La Patente de Estados Unidos Nº 6.146.414 de Gelman describe implantes tubulares que tienen regiones expandidas y protecciones en secciones posteriores de las regiones expandidas. Las protecciones tienen rigidez añadida con respecto al tubo para indicar de este modo al operador cuándo golpea la punta de la aguja una protección durante la canulación. Las protecciones están incorporadas en el implante tubular o se añaden como un  
55 componente independiente durante el montaje, añadiendo de este modo complejidad al proceso de fabricación. La patente de Gelman describe que las protecciones pueden ser rígidas o semirrígidas pero solamente describe implantes rectos (*i.e.*, implantes sin curvatura). Protecciones sustancialmente rígidas requerirían que los implantes descritos en la patente de Gelman se mantuvieran en una configuración generalmente recta, y dicha configuración puede ser difícil o imposible de usar en muchas zonas de implantación de IAV, tales como antebrazos y partes  
60 superiores de brazos. Las protecciones semirrígidas pueden permitir cierta flexión del implante para adaptarse a la colocación en éstas zonas, pero reducirían o eliminarían la capacidad de la protección de impedir la penetración de la aguja a través de la protección o avisarían al operador de que se impide la penetración. Además, la flexión de implantes que emplean protecciones semirrígidas podría debilitar el implante y/o alterar las características de flujo de la sangre que fluye a su través. Finalmente, la patente de Gelman no reconoce la necesidad de un implante  
65 autosellante o una sección del mismo.

Los implantes de acceso vascular autosellantes se han descrito en, por ejemplo, las Patentes de Estados Unidos N° 5.192.310 de Herweck et al., 7.452.374 de Hain et al., y 7.780.622 de Fitzpatrick et al. Sin embargo, ninguna de estas patentes considera el problema de agujas de diálisis perforando paredes laterales o paredes anteriores durante la canulación. La Patente de Estados Unidos N° 6.261.257 de Uflacker et al., describe implantes con cámaras con orificios rectas que incluyen tabiques autosellantes. El problema de perforar paredes laterales o paredes anteriores durante la canulación tampoco está contemplado en la patente de Uflacker. Incluso aunque las cámaras rectas estaban construidas de un material rígido para proporcionar de forma ostensible resistencia a la perforación, dicha configuración no sería adecuada para implantación en las extremidades superiores o inferiores, tal como se ha descrito anteriormente.

Por lo tanto, existe una necesidad de implantes arteriovenosos configurados para ser implantados en un sujeto (e.g., en una extremidad superior o inferior de un sujeto) con paredes posteriores y paredes laterales resistentes a la perforación. Existe también una necesidad de que dichos implantes arteriovenosos incluyan orificios autosellantes en las superficies interiores del implante. Dichos diseños pueden ayudar a impedir canulaciones traumáticas y/o degeneración del implante para causar mayores tasas de permeabilidad para implantes arteriovenosos, reducir el riesgo de hemorragia o infección para pacientes de hemodiálisis, y reducir los costes sanitarios relacionados con el acceso vascular global.

### Sumario

Para superar los problemas identificados anteriormente, la presente invención proporciona un implante de diálisis arteriovenoso de acuerdo con la reivindicación 1. Realizaciones de la invención se refieren a un implante de acceso de diálisis arteriovenoso configurado para ser implantado en un sujeto. El implante arteriovenoso (IAV) incluye al menos un conducto flexible que tiene primera y segunda secciones terminales, en el que la primera sección terminal está configurada para conectarse a una arteria del sujeto y la segunda sección terminal está configurada para conectarse a una vena del sujeto, de modo que la sangre fluya a través del al menos un conducto desde la primera sección terminal hasta la segunda sección terminal. El IAV incluye al menos una cámara de canulación situada entre la primera sección terminal y la segunda sección terminal del al menos un conducto. La al menos una cámara incluye: una carcasa alargada que tiene una entrada en un primer extremo de la misma y una salida en un segundo extremo opuesto de la misma, una pared posterior, un par de paredes laterales y una sección anterior abierta que define un orificio de canulación; un material autosellante que se extiende a través del orificio de canulación; y un pasaje longitudinal definido por la carcasa y el material autosellante que se extiende desde la entrada a la salida de la carcasa. La carcasa de la al menos una cámara está formada por un material sustancialmente rígido de modo que, cuando se inserta una aguja de diálisis a través del material autosellante y el orificio de canulación, se impide o se evita que la aguja se extienda a través de las paredes posteriores o laterales de la carcasa.

De acuerdo con algunas realizaciones, la al menos una cámara comprende una pluralidad de cámaras. De acuerdo con algunas realizaciones, el al menos un conducto se extiende a través del pasaje longitudinal de la cámara o cámaras.

De acuerdo con otras realizaciones, el al menos un conducto comprende primer y segundo conductos flexibles. Cada conducto tiene un primer y un segundo extremo. El primer extremo del primer conducto está configurado para conectarse a la arteria del sujeto y el segundo extremo del primer conducto está conectado a la entrada de la cámara; el primer extremo del segundo conducto está configurado para conectarse a la vena del sujeto y el segundo extremo del segundo conducto está conectado a la salida de la cámara.

De acuerdo con algunas realizaciones, la al menos una cámara de canulación comprende primera y segunda cámaras de canulación y el al menos un conducto comprende primer, segundo y tercer conductos flexibles, con cada conducto teniendo un primer y un segundo extremo. El primer extremo del primer conducto está configurado para conectarse a la arteria del sujeto y el segundo extremo del primer conducto está conectado a la entrada de la primera cámara; el primer extremo del segundo conducto está configurado para conectarse a la vena del sujeto y el segundo extremo del segundo conducto está conectado a la salida de la segunda cámara; y el primer extremo del tercer conducto está conectado a la salida de la primera cámara y el segundo extremo del tercer conducto está conectado a la entrada de la segunda cámara.

De acuerdo con algunas realizaciones, al menos una de las primera y segunda cámaras es curva, de modo que el pasaje longitudinal tenga un ángulo de arco. El ángulo de arco puede estar entre aproximadamente 5 y aproximadamente 45 grados para adaptarse a la colocación en la parte superior de un brazo del sujeto. El ángulo de arco puede estar entre aproximadamente 5 grados y aproximadamente 60 grados para adaptarse a la colocación en un antebrazo o extremidad inferior del sujeto.

El material autosellante puede estar formado por un material estirable tal como silicona o poliuretano. El conducto o conductos pueden estar formados por un material polimérico biocompatible tal como ePTFE. La carcasa o carcasas de la cámara pueden estar formadas por un material biocompatible tal como titanio o un polímero rígido. Cada material de carcasa de la cámara puede proporcionar respuesta táctil y/o audible a un operador de que la aguja de diálisis ha contactado con una sección interior de la pared posterior o una de las paredes laterales.

**Breve descripción de las figuras**

La **figura 1** es una ilustración esquemática de un implante arteriovenoso (IAV) de acuerdo con algunas realizaciones.

La **figura 2** es una vista en despiece ordenado del IAV de **la figura 1** de acuerdo con algunas realizaciones.

La **figura 3** es una vista lateral de una cámara de canulación del IAV de **la figura 1** de acuerdo con algunas realizaciones.

La **figura 4** es una vista de sección transversal de una cámara de canulación del IAV de la **figura 1** de acuerdo con algunas realizaciones.

La **figura 5** es una vista superior de una cámara de canulación curva para uso con el IAV de la **figura 1** de acuerdo con algunas realizaciones.

La **figura 6** es una ilustración esquemática del IAV de la **figura 1** implantado en una extremidad superior (antebrazo) de un sujeto de acuerdo con algunas realizaciones.

La **figura 7** es una vista superior del IAV de **la figura 1** con un elemento que comprende material autosellante que se extiende a través de cada una de las cámaras de canulación de acuerdo con algunas realizaciones.

Las **figuras 8A-8C** ilustran vistas de sección transversal de una de las cámaras de canulación de **la figura 7** de acuerdo con diversas realizaciones.

La **figura 9A** es una vista inferior de una cámara de canulación para uso con el IAV de la **figura 1** de acuerdo con algunas realizaciones.

La **figura 9B** es una vista de sección transversal de la cámara de canulación de **la figura 9A** de acuerdo con algunas realizaciones.

La **figura 10A** es una vista desde el extremo de una cámara de canulación para uso con el IAV de **la figura 1** de acuerdo con algunas realizaciones.

La **figura 10B** es una vista de sección transversal de la cámara de canulación de **la figura 10A** de acuerdo con algunas realizaciones.

La **figura 11** es una ilustración esquemática de un IAV de acuerdo con algunas realizaciones más.

Las **figuras 12 y 13** ilustran vistas de sección transversal de cámaras de canulación del IAV de **la figura 11** de acuerdo con algunas realizaciones.

Las **figuras 14 y 15** ilustran vistas de sección transversal de cámaras de canulación del IAV de **la figura 11** de acuerdo con algunas realizaciones más.

La **figura 16** es una ilustración esquemática de un IAV de acuerdo con algunas realizaciones más.

La **figura 17** es una ilustración esquemática de un IAV de acuerdo con algunas realizaciones más.

**Descripción detallada**

La presente invención se describirá a continuación más completamente con referencia a los dibujos adjuntos, en los que se muestran realizaciones de la invención. Sin embargo, esta invención no debe considerarse limitada a las realizaciones descritas en el presente documento. En su lugar, estas realizaciones se proporcionan de modo que esta divulgación sea exhaustiva y completa, y transmita completamente el alcance de la invención a los expertos en la materia. En los dibujos, números similares se refieren a elementos similares en todos ellos. Los grosores y las dimensiones de algunos componentes pueden exagerarse en aras de la claridad.

Tal como se usan en el presente documento, las expresiones “que comprende” o “comprende”, “que tiene” o “tiene”, y “que incluye” o “incluye” son abiertas, e incluyen uno o más características, números enteros, elementos, etapas, componentes o funciones indicadas pero no excluyen la presencia o adición de uno o más características, números enteros, elementos, etapas, componentes, funciones o grupos de los mismos adicionales. Tal como se usa en el presente documento, el término “y/o” incluye todas y cada una de las combinaciones de uno o más de los artículos enumerados asociados.

Tal como se usa en el presente documento, la abreviatura común “e.g.”, que se deriva de la fase en latín “exempli gratia”, puede usarse para presentar o especificar un ejemplo o ejemplos generales de un artículo mencionado anteriormente, y no pretende ser limitante a dicho artículo. Si se usa en el presente documento, la abreviatura común “i.e.”, que se deriva de la fase en latín “id est”, puede usarse para especificar un artículo particular de una enumeración más general.

La terminología usada en el presente documento es para los fines de describir realizaciones particulares solamente y no pretende ser limitante de la invención. Tal como se usa en el presente documento, las formas en singular “un” “uno” y “el/la” pretenden incluir las formas en plural también, a menos que el contexto indique claramente lo contrario.

Funciones o construcciones bien conocidas pueden no haberse descrito por brevedad y/o claridad.

A menos que se definen de otro modo, todos los términos (incluyendo términos técnicos y científicos) usados en el presente documento tienen el mismo significado que el entendido habitualmente por un experto en la materia a la que pertenece esta invención. Se entenderá, además, que debe interpretarse que términos, tales como los definidos en diccionarios usados habitualmente, tienen un significado que es coherente con su significado en el contexto de la

técnica relevante y no serán interpretados en un sentido idealizado o demasiado formal a menos que se definan de esta forma expresamente en el presente documento.

5 Además, los términos relativos espacialmente, tales como “debajo”, “bajo”, “inferior”, “sobre”, “superior” “hacia abajo” “hacia arriba”, “hacia dentro”, “hacia fuera” y similares, pueden usarse en el presente documento para facilitar la descripción para describir la relación de un elemento o característica con otro u otros elementos o características tal como se ilustra en los dibujos. Se entenderá que los términos relativos espacialmente pretenden abarcar diferentes orientaciones del dispositivo en uso o funcionamiento además de la orientación representada en las figuras. Por ejemplo, si al dispositivo en las figuras se le da la vuelta, los elementos descritos como “debajo de” o “bajo” otros elementos o características estarían entonces orientados “encima de” los otros elementos o características. Por lo tanto, el término ejemplar “debajo” puede abarcar una orientación tanto de encima como de debajo. El dispositivo puede estar orientado de otro modo (girado 90 grados o en otras orientaciones) y los descriptores relativos espacialmente usados en el presente documento pueden interpretarse en consecuencia.

15 Se entenderá que, cuando se indica que un elemento está “acoplado” o “conectado” a otro elemento, éste puede estar directamente acoplado o conectado al otro elemento o también pueden estar presentes elementos intermedios. En contraste, cuando se indica que un elemento está “directamente acoplado” o “directamente conectado” a otro elemento, no hay elementos intermedios presentes.

20 Se observa que uno o más aspectos o características cualesquiera descritas con respecto a una realización pueden incorporarse en una realización diferente aunque no se hayan descrito específicamente en relación con ésta. Es decir, todas las realizaciones y/o características de cualquier realización pueden combinarse de cualquier manera y/o combinación. El solicitante se reserva el derecho a cambiar cualquier reivindicación presentada originalmente o presentar cualquier nueva reivindicación en consecuencia, incluyendo el derecho de ser capaz de enmendar cualquier reivindicación presentada originalmente para que dependa de y/o incorpore cualquier característica de cualquier otra reivindicación aunque no fuera reivindicada originalmente de esa manera. Estos y otros objetivos y/o aspectos de la presente invención se explican en detalle en la memoria descriptiva descrita a continuación.

30 Volviendo ahora a las figuras, un implante arteriovenoso (IAV) **10** de acuerdo con algunas realizaciones se ilustra en **las figuras 1-4**. El IAV **10** está configurado para ser implantado en un sujeto. El IAV **10** incluye un primer conducto flexible **12** que tiene un primer extremo **14** configurado para conectarse a una arteria **16** del sujeto y un segundo extremo **18**. El IAV **10** también incluye un segundo conducto flexible **22** que tiene un primer extremo **24** configurado para conectarse a una vena **26** del sujeto y un segundo extremo **28**. A este respecto, la sangre fluye desde el primer extremo **14** del primer conducto **12** hasta el primer extremo **24** del segundo conducto **22**. Se observa que el implante **10** podría usarse como un implante arterial-arterial (por ejemplo, la vena **26** podría ser, en su lugar, una arteria).

40 Una primera cámara de canulación **30** tiene una carcasa **30h** que incluye una entrada **32** conectada al segundo extremo **18** del primer conducto **12** y una salida **34**. La carcasa de la cámara **30h** tiene una sección anterior abierta que incluye una abertura que define un orificio de canulación **30p**. El orificio de canulación **30p** está configurado para recibir una aguja de diálisis **N (figuras 3 y 4)** a su través.

45 Análogamente, una segunda cámara de canulación **40** tiene una carcasa **40h** que incluye una entrada **42** y una salida **44** conectada al segundo extremo **28** del segundo conducto **22**. La carcasa de la cámara **40h** tiene también una sección anterior abierta que incluye una abertura que define un orificio de canulación **40p**. El orificio de canulación **40p** está configurado para recibir una aguja de diálisis **N (figuras 3 y 4)** a su través.

50 Un tercer conducto flexible **52** conecta la primera cámara **30** y la segunda cámara **40**. Tal como se ilustra, el tercer conducto **52** incluye un primer extremo **54** conectado a la salida **34** de la carcasa de la primera cámara **30h** y un segundo extremo **56** conectado a la entrada **42** de la carcasa de la segunda cámara **40h**.

Los conductos **12, 22, 52** pueden estar formados por un material biocompatible inerte tal como ePTFE, poliuretano, Dacron, o similares. Los conductos también pueden estar formados por otros materiales biológicos, tales como vasos animales o humanos, o un conducto de tejido manipulado biológicamente.

55 Uno o más de los conductos **12, 22, 52** pueden ser antitorsión o resistentes a la torsión. Por ejemplo, uno o más de los conductos pueden estar corrugados y/o incluir material arrosariado en al menos una sección de su periferia externa. Tal como se ilustra en **la figura 1**, el material arrosariado **58** está incluido en la periferia externa del tercer conducto **52**. Dicho material arrosariado puede estar en forma de ePTFE enrollado alrededor de la superficie externa en una configuración en espiral o helicoidal, por ejemplo. En algunas realizaciones, el tercer conducto **52** es antitorsión (o más resistente a la torsión que uno o ambos de los otros conductos **12, 22**) para justificar la posible flexión incrementada en esta sección del implante.

60 Con referencia a **las figuras 3 y 4**, cada carcasa de la cámara **30h, 40h** incluye un par de paredes laterales opuestas **60** y una pared posterior **70**. Tal como se ilustra, las paredes laterales **60** se extienden hacia abajo desde el orificio de canulación **30p** hasta la pared posterior **70**.

5 En algunas realizaciones, la carcasa de la primera y la segunda cámara **30h, 40h** están formadas por un material biocompatible sustancialmente rígido (e.g., titanio o un polímero o material compuesto sustancialmente rígido) de modo que, cuando una aguja de diálisis se inserta a través del orificio de canulación **30p, 40p** de una cámara respectiva, se impide o se impide sustancialmente que la aguja se extienda a través de la pared posterior **70** o una de las paredes laterales **60** de la carcasa de la cámara. En algunas realizaciones más, las carcasas de la primera y la segunda cámara **30h, 40h** están formadas por un material biocompatible semirrígido (e.g., un compuesto resistente a la perforación) de modo que, cuando se inserta una aguja de diálisis a través del orificio de canulación **30p, 40p** de una cámara respectiva, se impide que la aguja se extienda a través de la pared posterior **70** o una de las paredes laterales **60** de la carcasa de la cámara. En cualquier caso, el material de carcasa de la cámara puede proporcionar respuesta táctil y/o audible a un operador de que la aguja de diálisis ha contactado con una sección interior de la pared posterior o una de las paredes laterales.

15 Un material autosellante (e.g., aunque sin limitarse a, silicona) puede extenderse a través de, yacer debajo de y/o extenderse sobre las aberturas que definen los orificios de canulación **30p, 40p**. En la realización mostrada en **la figura 2**, el material autosellante **80** se extiende a través de la sección anterior abierta de las carcasas **30h, 40h**. En algunas realizaciones, el material autosellante **80** se adhiere a las carcasas **30h, 40h** mediante un adhesivo de calidad médica (no mostrado). Pasajes longitudinales encerrados **36, 46 (figura 1)** están definidos por las carcasas **30h, 40h** y el material autosellante **80**. Los pasajes longitudinales se extienden desde la entrada hasta la salida de la carcasa de la cámara. Por ejemplo, con referencia a la cámara **30**, el pasaje longitudinal **36** se extiende desde la entrada **32** hasta la salida **36** de la carcasa de la cámara **30h**. En la realización ilustrada, los pasajes longitudinales **36, 46** definen trayectorias de flujo de fluido longitudinales u orificios en los que la sangre puede fluir a su través. Se apreciará a partir de la descripción a continuación que, en otras realizaciones, los conductos pueden extenderse a través de los pasajes longitudinales **36, 46**.

25 Las carcasas de las cámaras **30h, 40h** y/o el material autosellante **80** pueden estar conformados y configurados de modo que los pasajes longitudinales **36, 46** tengan una sección transversal circular o sustancialmente circular. En aquellas realizaciones en las que el fluido fluye a través de los pasajes **36, 46**, esta configuración puede minimizar la alteración del flujo laminar a su través. Análogamente, en aquellas realizaciones en las que los conductos se extienden a través de los pasajes **36, 46**, esta configuración puede permitir a los conductos conservar su sección transversal o forma circular o sustancialmente circular para impedir alteraciones del flujo a su través.

35 El material autosellante **80** está hecho de un material estirable que es adecuado para perforaciones repetidas. La aguja **N (figuras 3 y 4)** se inserta a través de los orificios de canulación **30p, 40p** y el material autosellante **80**. El material autosellante **80** es capaz entonces de autosellarse después de la retirada de la aguja **N**. La aguja **N** puede tener un extremo biselado para crear una perforación más "similar a una rendija" en el material autosellante **80**, que puede ser más fácil de "cicatrizarse" o sellar. En diversas realizaciones el material autosellante **80** puede tener un grosor de entre aproximadamente 1 mm y aproximadamente 10 mm y entre aproximadamente 1 mm y aproximadamente 5 mm.

40 Los orificios de canulación **30p, 40p** tienen una longitud que abarca una sección principal de la longitud de las carcasas de las cámaras **30h, 40h**. Esto proporciona un área incrementada a través de la cual un facultativo puede realizar las repetidas canulaciones necesarias durante la hemodiálisis (i.e., permite al facultativo "hacer girar" la zona de perforación de la aguja de forma más eficaz y con menos traumatismo para los orificios autosellantes y el implante en general). Con referencia a **la figura 3**, en diversas realizaciones, las carcasas de las cámaras **30h, 40h** pueden tener una longitud **L1** de entre aproximadamente 8 cm y aproximadamente 20 cm y entre aproximadamente 10 cm y aproximadamente 15 cm. En algunas realizaciones, la longitud **L1** de las carcasas de las cámaras es de aproximadamente 10 cm o aproximadamente 12 cm. La longitud **L1** puede ser inclusiva de secciones terminales **30e, 40e**, que se describen en más detalle a continuación. En diversas realizaciones, los orificios de canulación **30p, 40p** pueden tener una longitud **L2** de entre aproximadamente 6 cm y aproximadamente 18 cm, entre aproximadamente 8 cm y aproximadamente 13 cm y entre aproximadamente 6 cm y aproximadamente 10 cm.

55 Además, los orificios de canulación **30p, 40p** pueden tener una anchura transversal a la longitud **L2** que se selecciona para ser lo suficientemente grande para facilitar la canulación (i.e., dirección de la aguja). Los orificios **30p, 40p** también pueden tener una anchura que se selecciona de modo que los orificios (o, dicho de otro modo, las aberturas en la cara/superficie anterior de las carcasas de las cámaras) no se extiendan demasiado lejos a lo largo del perímetro de las carcasas de las cámaras **30h, 40h**. Con referencia a **la figura 2**, en diversas realizaciones, los orificios **30p, 40p** tienen una anchura **W1** de entre aproximadamente 6 mm y aproximadamente 12 mm y aproximadamente 8 mm y aproximadamente 10 mm.

60 Tal como se muestra en **las figuras 2 y 3**, las carcasas de las cámaras **30h, 40h** pueden incluir una sección central sustancialmente cilíndrica **30c, 40c** y secciones terminales opuestas **30e, 40e** (puede pensarse que las cámaras **30, 40** son en forma de "torpedo"). Esta configuración puede ayudar a perforar un túnel a través de tejido subcutáneo cuando el implante está siendo implantado. Las secciones terminales **30e, 40e** pueden estar dimensionadas y configuradas para recibir a los conductos **12, 22, 52**. Tal como se ilustra, las secciones terminales **30e, 40e** tienen una superficie externa con púas (i.e., una superficie externa con una pluralidad de secciones externas elevadas). Los extremos de los conductos **12, 22, 52** pueden encajar de forma ceñida sobre las secciones terminales **30e, 40e**

de las carcasas de las cámaras.

Aún con referencia a **las figuras 2 y 3**, las carcasas de las cámaras **30h, 40h** tienen un diámetro externo y/o grosor reducido en sus secciones terminales **30e, 40e**. El diámetro interno de las secciones terminales **30e, 40e** y el centro **30c, 40c** de las cámaras **30, 40** pueden ser iguales o sustancialmente iguales para minimizar la alteración del flujo a su través.

En algunas realizaciones, las secciones centrales de las cámaras **30c, 40c** pueden tener un diámetro interno entre aproximadamente 6 mm y aproximadamente 8 mm, un diámetro externo de entre aproximadamente 10 mm y aproximadamente 12 mm, y un grosor de pared de entre aproximadamente 1 mm y aproximadamente 3 mm. Las secciones terminales de las cámaras **30e, 40e** pueden tener un diámetro interno entre aproximadamente 5 mm y aproximadamente 8 mm, y un diámetro externo de entre aproximadamente 6 mm y aproximadamente 10 mm. Los conductos flexibles **12, 22, 52** pueden tener un diámetro interno entre aproximadamente 6 mm y aproximadamente 8 mm y un diámetro externo de entre aproximadamente 7 mm y aproximadamente 9 mm.

En algunas realizaciones, el diámetro interno de las secciones terminales **30e, 40e** y las secciones centrales **30c, 40c** son iguales o sustancialmente iguales para promover el flujo de fluido laminar. Las secciones centrales **30c, 40c** pueden tener un diámetro externo mayor que las secciones terminales **30e, 40e** (por ejemplo, las secciones centrales pueden tener un diámetro externo de aproximadamente 10 mm y las secciones terminales pueden tener un diámetro externo de aproximadamente 8 mm para adaptarse a un conducto o tubo de 8 mm de diámetro interno). Por lo tanto, en estas realizaciones, las secciones centrales **30c, 40c** tienen un grosor de material mayor que las secciones terminales **30e, 40e**. Se observa que el grosor relativo incrementado del material en la sección central **30c, 40c** puede proporcionar resistencia a la perforación añadida durante la canulación.

Las carcasas de las cámaras **30h, 40h** pueden tener generalmente una configuración escalonada con resaltes que separan las secciones terminales **30e, 40e** y la sección central **30c, 40c** (**figura 2**) o al menos una sección de la sección central **30c, 40c** y/o las secciones terminales **30e, 40e** pueden ser ahusadas (**figura 3**).

Se observa que pueden emplearse conectores para conectar los conductos **12, 22, 52** y las entradas/salidas de las carcasas de las cámaras **30h, 40h**. Por ejemplo, las secciones terminales **30e, 40e** pueden estar excluidas. Las carcasas de las cámaras **30h, 40h** y/o los conductos **12, 22, 52** pueden incluir un conector o estar dimensionadas y configuradas para encajar entre sí (*e.g.*, ajuste por presión). Las cámaras y los conductos pueden estar conectados de tal manera que se minimice cualquier diferencia relativa en el área y la forma del flujo (*e.g.*, mantener una trayectoria de flujo constante a través del implante).

En algunas realizaciones, el implante **10** puede tener una longitud total (extendida) de entre aproximadamente 30 cm y aproximadamente 80 cm. Los conductos **12, 22, 52** pueden tener, cada uno, una longitud de entre aproximadamente 5 cm y aproximadamente 15 cm. Los extremos de los conductos **12, 22** pueden recortarse y/o conformarse para fabricar una anastomosis. Los extremos de los conductos **12, 22** también pueden tener una configuración encapuchada para presentar opciones adicionales para creación de anastomosis.

En algunas realizaciones, el implante es versátil para ser implantado en configuraciones diferentes o particulares en el cuerpo de un sujeto dependiendo de la ubicación de implantación seleccionada basada en la anatomía vascular adecuada. A este respecto, las cámaras **30, 40** (o carcasas de las cámaras **30h, 40h**) pueden ser curvas en un grado variable para adecuarse a la implantación en diversas ubicaciones en todo el cuerpo. Tal como se ha descrito anteriormente, las carcasas de las cámaras **30h, 40h** pueden estar formadas por un material que tiene cierta rigidez para ser resistente a la perforación o a prueba de perforación con respecto a una aguja de diálisis de canulación durante un procedimiento de hemodiálisis típico. Esta rigidez puede no permitir al facultativo doblar adecuadamente las cámaras durante la implantación en ciertas ubicaciones del cuerpo (*e.g.*, la parte superior y la parte inferior del brazo). Como resultado, las cámaras/carcasas resistentes a la perforación que son sustancialmente rectas o no son curvas en el grado adecuado no pueden usarse en ciertas aplicaciones. Además, cámaras que no son apropiadamente curvas para una aplicación particular pueden dar como resultado una flexión o torsión incrementada de los conductos **12, 22, 52** y que pueden ejercer una tensión añadida sobre los conductos y/o producir una trayectoria de flujo más restrictiva o tortuosa.

Por lo tanto, con referencia a la **figura 5**, las cámaras de canulación pueden estar provistas como curvas a grados variables. La cámara **30** se muestra con el pasaje longitudinal **36** extendiéndose desde la entrada **32** hasta la salida **34**. Un ángulo de curva **A1** (también denominado en el presente documento como un ángulo de arco **A1**) se define mediante el ángulo entre el pasaje **36** en o que se extiende desde la entrada **32** y el eje **A3**. El eje **A3** es paralelo a un eje longitudinal que estaría definido por una cámara "recta". Análogamente, un ángulo de curva **A2** (también denominado en el presente documento como un ángulo de arco **A2**) es definido por el ángulo entre el pasaje **36** en o que se extiende desde la salida **34** y el eje **A3**. La cámara **30** puede ser generalmente simétrica; es decir, los ángulos **A1** y **A2** pueden ser iguales. Para los fines de la presente solicitud, una cámara/carcasa de la que generalmente se dice que tiene un "ángulo de arco" o un "ángulo de curva" o que es "curva" hasta cierto valor (*e.g.*, número de grados) es una cámara/carcasa que tiene ángulos iguales o sustancialmente iguales **A1** y **A2**.

Las cámaras pueden ser curvas entre aproximadamente 0 grados y aproximadamente 60 grados. En otras palabras, cada uno de los ángulos de arco o de curva **A1** y **A2** pueden ser de entre aproximadamente 0 grados y aproximadamente 60 grados. La cámara curva crea un pasaje longitudinal o trayectoria de flujo curva a su través. En algunas realizaciones, las cámaras son suave y/o uniformemente curvas. Tal como se ilustra, las cámaras curvas pueden estar configuradas de modo que el área superficial del orificio de canulación **30p** de la cara/superficie anterior de la carcasa conserva su área de canulación "diana" ventajosamente grande.

En diversas realizaciones, las cámaras son curvas entre aproximadamente 10 y aproximadamente 45 grados, entre aproximadamente 15 y aproximadamente 45 grados, entre aproximadamente 10 y aproximadamente 40 grados, y entre aproximadamente 10 y aproximadamente 30 grados para estar configuradas para ser implantadas en el brazo de un sujeto. Las dos cámaras **30**, **40** pueden tener la misma o diferentes curvaturas en diversas realizaciones.

En algunas realizaciones, una o ambas cámaras son curvas entre aproximadamente 0 y aproximadamente 45 grados, entre aproximadamente 5 y aproximadamente 45 grados, entre aproximadamente 0 y aproximadamente 25 grados, entre aproximadamente 5 y aproximadamente 20 grados, entre aproximadamente 10 y 20 grados, y entre aproximadamente 5 y 15 grados para estar configuradas para ser implantadas en la parte superior de un brazo de un sujeto (e.g., formar parte de un implante en bucle de la parte superior del brazo). En diversas realizaciones, una o ambas cámaras son curvas entre aproximadamente 5 y aproximadamente 60 grados, entre aproximadamente 10 y aproximadamente 50 grados, entre aproximadamente 20 y aproximadamente 45 grados, entre aproximadamente 20 y 40 grados, y entre aproximadamente 25 y 35 grados para estar configuradas para ser implantadas en un antebrazo de un sujeto (e.g., formar parte de un implante en bucle del antebrazo) o en una extremidad inferior de un sujeto.

En diversas realizaciones, una o ambas cámaras son curvas al menos aproximadamente 1, al menos aproximadamente 2, al menos aproximadamente 3, al menos aproximadamente 4, al menos aproximadamente 5, al menos aproximadamente 6, al menos aproximadamente 7, al menos aproximadamente 8, al menos aproximadamente 9, y al menos aproximadamente 10 grados para facilitar la colocación en una extremidad superior o inferior. En algunas realizaciones, una o ambas cámaras tienen una cantidad visible de curvatura. Se observa que algunas zonas de implantación más grandes, tales como el abdomen y el tórax, puede requerir una menor cantidad de o incluso ninguna curvatura de la cámara.

La **figura 6** ilustra el IAV **10** implantado en la extremidad superior de un sujeto. Por ejemplo, en la realización ilustrada, la cámara **30** puede estar conectada mediante el conducto **12** a la arteria cubital y la cámara **40** puede estar conectada mediante el conducto **22** a la vena braquial, aunque se contemplan diversas configuraciones múltiples. Puede verse que las cámaras **30**, **40** pueden ser ventajosamente curvas en dichas zonas de implantación para adaptarse a las cámaras a prueba de perforación o resistentes a la perforación y/o para reducir la flexión o la torsión de los conductos. Además, al menos el conducto **52** puede ser anti-torsión o resistente a la torsión, tal como se ha descrito en más detalle anteriormente.

Con referencia de nuevo a la **figura 4**, una fina capa de revestimiento externa **150** puede rodear y extenderse a lo largo de toda la longitud o sustancialmente toda la longitud del implante. En algunas realizaciones, el revestimiento externo **150** puede extenderse a lo largo de toda la longitud de las cámaras **30**, **40** y el conducto **52** y al menos una sección de la longitud de los conductos **12**, **22**. El revestimiento **150** puede estar formado de material biocompatible (por ejemplo, ePTFE) y puede ayudar a la incorporación de tejido, hemostasia y estabilidad del dispositivo, así como a reducir la probabilidad de infección. El revestimiento puede ayudar a mantener al material autosellante **80** (o capas autosellantes **90**, **110** mostradas en las figuras **7** y **8**) en su lugar.

Tal como se ilustra en la **figura 11**, las cámaras **30**, **40** y/o la capa de revestimiento **150** puede incluir inscripciones **152** en o adyacentes a los orificios de canulación **30p**, **40p** para ayudar a garantizar que los orificios **30p**, **40p** están orientados en una dirección hacia arriba durante y después de la perforación de un túnel. Por ejemplo, las inscripciones **152** pueden situarse en el revestimiento **150** por encima de y/o adyacentes a los orificios **30p**, **40p** y pueden rezar "LADO DEL ORIFICIO ARRIBA" o similares. Además, los conductos **12**, **22**, **52** y/o el revestimiento **150** pueden incluir inscripciones para ayudar a garantizar que los conductos no se retuerzan durante y después de la perforación del túnel. Por ejemplo, las inscripciones **152** pueden comprender una o más líneas en los conductos y/o en el revestimiento **150** que discurren a lo largo de los conductos. La o las líneas pueden discurrir además por encima o sustancialmente por encima del centro del orificio, o pueden indicar simplemente el perfil de la zona de canulación de los orificios de canulación **30p**, **40p** para ayudar a garantizar que los orificios están orientados hacia arriba.

Volviendo a la **figura 4**, las carcasas de las cámaras **30h**, **40h** pueden incluir repisas **82** que se extienden en la dirección de los pasajes longitudinales **36**, **46** (**figura 1**), y el material autosellante **80** puede estar al menos parcialmente soportado por las repisas **82**.

En otras realizaciones, y tal como se ilustra en la **figura 7**, un elemento **90** que comprende una capa de material autosellante puede rodear al menos una sección del perímetro exterior de las carcasas de las cámaras **30h**, **40h**. El elemento **90** puede extenderse a lo largo de toda la longitud o a lo largo de al menos una sección principal de la longitud de las carcasas de las cámaras **30h**, **40h**. Los elementos **90** están dimensionados de modo que material



autosellante cubra o se extienda a través de la sección anterior abierta de la carcasa de la cámara **30h**, **40h** y toda la longitud y anchura de los orificios **30p**, **40p**.

5 Tal como se ejemplifica en las figuras **8A-8C**, el material autosellante puede estar situado con respecto a la carcasa de la cámara de canulación de diversas maneras. Las figuras **8A-8C** ilustran una sección transversal de la cámara **30**. En la figura **8A**, una capa de material autosellante rodea al menos una sección del perímetro exterior de la carcasa de la cámara **30h**. La capa de material autosellante puede asumir la forma del elemento **90**, similar a la mostrada en la figura **7**. A este respecto, el material autosellante descansa sobre el orificio de canulación **30p**.

10 Con referencia a la figura **8B**, el material autosellante puede ser tal como se ha descrito anteriormente con respecto a la figura **8A**, pero también puede incluir una sección relativamente más gruesa **92** que se extiende al interior del orificio de canulación **30p**. Esta configuración puede permitir que un pasaje longitudinal o trayectoria de flujo que tiene una sección transversal a circular o sustancialmente circular para minimizar la alteración del flujo laminar a su través.

15 En algunas realizaciones, no es necesario que el elemento **90** rodee a todo el perímetro exterior de la cámara **90**; por ejemplo, el elemento puede extenderse hasta puntos intermedios adyacentes a las paredes laterales y/o la pared posterior de la carcasa de la cámara **30h** (por ejemplo, véase los puntos **A** en las figuras **8A-8C**). A este respecto, el elemento **90** puede encajar de forma elástica alrededor de una sección o una sección principal del perímetro exterior de la carcasa de la cámara **30h**; esto puede permitir que el elemento **90** encaje en y se retire más fácilmente de la cámara (por ejemplo, para sustitución del elemento **90**).

20 Una capa de material autosellante también puede estar formada sobre la carcasa de la cámara **30h**. Con referencia a la figura **8C**, la cámara **30** puede estar situada sobre una plantilla, fijación de soporte, varilla, mandril o similares (mostrado en **100** y denominados en el presente documento como mandril). Puede aplicarse una capa de material autosellante **110**. Por ejemplo, la carcasa de la cámara **30h** y el mandril **100** puede encajarse en un molde y puede bombearse caucho de silicona líquida (u otro material autosellante) a su interior o el molde puede sumergirse en un baño de líquido. También pueden emplearse otros métodos de fabricación conocidos para los expertos en la materia para aplicar la capa de material autosellante **110**.

25 El mandril **100** puede estar dimensionado y configurado para definir el pasaje longitudinal **36** (figura **1**) a través de la cámara **30**. En algunas realizaciones, el mandril puede ser de sección transversal circular o sustancialmente circular para definir una trayectoria de flujo conformada de forma similar para minimizar la alteración del flujo laminar. Por lo tanto, la capa **110** de material autosellante puede incluir una sección relativamente más gruesa **112** que se extiende al interior del orificio de canulación **30p**.

30 Se observa que un mandril o similares puede usarse en relación con la realización mostrada en la figura **4**. Es decir, el mandril puede encajar por debajo de las repisas **82** y puede estar dimensionado y configurado para permitir que una sección **80'** del material autosellante **80** se extienda al interior del orificio de canulación **30p**. Esto puede permitir la definición de una trayectoria de flujo de sección transversal circular o sustancialmente circular.

35 En algunas realizaciones, las cámaras/carcasas de las cámaras pueden tener una sección inferior cuadrada o plana. Por ejemplo, tal como se ilustra en las figuras **9A** y **9B**, la carcasa de la cámara **30h** puede tener una sección inferior plana o cuadrada **30b** adyacente a la pared posterior **70** para ayudar a impedir que la cámara se enrolle o se retuerza a medida que está perforando un túnel a través del tejido. A este respecto, la sección inferior cuadrada o plana **30b** puede ayudar a mantener los orificios de canulación **30p** en una configuración orientada hacia arriba tanto durante como después de la perforación del túnel.

40 En otras realizaciones, las cámaras/carcasas de las cámaras también pueden tener una forma en cúpula o generalmente triangular cuando se ve desde el extremo o sección transversal. Por ejemplo, tal como se ilustra en las figuras **10A** y **10B**, al menos una sección de las paredes laterales **60** de la carcasa de la cámara **30h** pueden extenderse hacia el interior desde las secciones inferiores **30b**, **40b** hacia la sección anterior abierta de la carcasa de la cámara **30h** adyacente al orificio **30p**.

45 Un IAV **200** de acuerdo con otras realizaciones se ilustra en las figuras **11-13**. El IAV **200** puede incluir cualquiera de las características descritas anteriormente con referencia al IAV **10**. La diferencia primaria en la realización mostrada en las figuras **11-13** es una reducción del número de componentes que contactan con el fluido (e.g., sangre). Es decir, en las realizaciones descritas anteriormente, el fluido puede contactar con una pluralidad de componentes, incluyendo los conductos **12**, **22**, **52**, las carcasas de las cámaras **30h**, **40h** y/o el material autosellante **80** asociado con las carcasas **30h**, **40h**. En la realización mostrada en las figuras **10-12**, uno o más de los conductos pueden extenderse a través de las cámaras **30**, **40** para reducir de este modo el número de componentes que contactan con el fluido.

50 El IAV **200** incluye al menos un conducto **202** que tiene primera y segunda secciones terminales **12'**, **22'**. La primera sección terminal **12'** está configurada para conectarse a una arteria de un sujeto en un primer extremo **14'** y la segunda sección terminal está configurada para conectarse a una vena del sujeto en un primer extremo **24'**. A este

respecto, la sangre fluye a través del conducto **202** desde la primera sección terminal **12'** hasta la segunda sección terminal **22'**. Aunque no se muestra, al menos una sección del conducto **202** puede ser antitorsión o resistente a la torsión. Por ejemplo, al menos una sección de una sección media **52'** del conducto **202** que descansa entre las cámaras **30, 40** puede estar arrosariada, tal como se ha descrito anteriormente.

Tal como se ilustra, un par de cámaras de canulación **30, 40** están situadas entre las primera y segunda secciones terminales **12', 22'** del conducto **202**. Las cámaras **30, 40** son tal como se ha descrito anteriormente. Con referencia a la figura **12**, la cámara **40** incluye una carcasa alargada **40h** que tiene una entrada **42** y una salida **44**, un par de paredes laterales **60**, una pared posterior **70**, y una sección anterior abierta que incluye una abertura que define el orificio de canulación **40p**. El material autosellante **80** se extiende a través de la sección anterior abierta de la carcasa **40h** (i.e., a través del orificio **40p**). Un pasaje longitudinal **46** es definido por la carcasa **40h** y el material autosellante **80**. El al menos un conducto **202** se extiende a través del pasaje **46** y, por lo tanto, define un pasaje para el fluido longitudinal **46'** a través del al menos un conducto **202**. El material autosellante **80** y el conducto **202** pueden adherirse mediante un adhesivo de calidad médica **206**. Esta configuración puede impedir que los dos componentes se separen a medida que una aguja es insertada a su través. El adhesivo de calidad médica **206** también puede adherir el conducto **202** a la carcasa de la cámara **40h**.

La cámara **30** puede tener una configuración similar o idéntica. Se muestra la sección del IAV **200** que incluye la cámara **30** incluyendo el revestimiento externo **150**, aunque se entenderá que el revestimiento externo **150** se extenderá normalmente sobre al menos una sección del IAV **200** incluyendo la cámara **40**.

En las figuras **14** y **15** se muestran vistas de sección transversal de la cámara alternativas. Aunque el conducto **202** se muestra extendiéndose a través de las carcasas de las cámaras **30h, 40h**, se apreciará que estos diseños de cámara pueden usarse con el IAV **10** descrito anteriormente. Las carcasas de las cámaras **30h, 40h** mostradas en las figuras **14** y **15** están alargadas a lo largo de una sección central o inferior de la carcasa, y puede ayudar de este modo a mantener los orificios de canulación en una configuración orientada hacia arriba tanto durante como después de la perforación de un túnel en gran medida de la misma manera que las configuraciones ilustradas en las figuras **9** y **10**.

Un IAV **300** de acuerdo con otras realizaciones se ilustra en la figura **16**. La diferencia primaria en esta realización es que el IAV **300** incluye solamente una cámara de canulación **30'**. El IAV **300** puede incluir un conducto **202** que se extiende a través de la carcasa de la cámara **30'** en gran medida de la misma manera tal como se ha descrito anteriormente en relación con el IAV **200**. Como alternativa, el IAV **300** puede incluir primer y segundo conductos **12,22** en gran medida de la misma manera tal como se ha descrito anteriormente en relación con el IAV **10**. Es decir, el primer conducto **12** conecta una arteria y la entrada de la cámara **32** y el segundo conducto **22** conecta la salida de la cámara **34** y una vena.

La cámara **30'** puede tener una longitud mayor que las longitudes descritas anteriormente para las cámaras **30, 40** para proporcionar una área superficial incrementada para el orificio de canulación **30'p**. En diversas realizaciones, la longitud **L3** puede estar entre aproximadamente 10 cm y aproximadamente 20 cm y entre aproximadamente 10 cm y aproximadamente 15 cm. La cámara **30'** puede tener una curvatura incrementada debido a la falta de una segunda cámara curva y/o y una sección media del conducto. De acuerdo con diversas realizaciones, la cámara **30'** puede tener un ángulo de arco o de curva (véase la figura **5**) de entre aproximadamente 5 y aproximadamente 90 grados, entre aproximadamente 15 y aproximadamente 90 grados, entre aproximadamente 30 y aproximadamente 80 grados, y mayor de aproximadamente 40 grados para adaptarse a la colocación en, por ejemplo, un la parte superior de un brazo de un sujeto. Los conductos **12, 14** (o secciones equivalentes del conducto **202**) pueden tener una longitud **L4** de entre aproximadamente 10 cm y aproximadamente 20 cm y también pueden recortarse para adecuarse a una aplicación particular. En una sección de al menos uno de los conductos **12, 14** (o secciones equivalentes del conducto **202**) puede ser a prueba de torsión o resistente a la torsión. Tal como se ilustra, el material arrosariado **58** está enrollado alrededor de una longitud **L5** del conducto **22** adyacente a la cámara **30'**.

Un IAV **400** de acuerdo con otras realizaciones se muestra en la figura **17**. La diferencia primaria en esta realización es que el IAV **400** incluye tres o más cámaras de canulación **30''**. Tal como se ilustra, el IAV **400** incluye 11 cámaras **30''**; sin embargo, se apreciará que pueden emplearse menos o más cámaras. Cada cámara **30''** puede incluir todas las características descritas anteriormente en relación con las cámaras **30, 40** y **30'**. Es decir, cada cámara **30''** incluye una carcasa **30''h** que tiene una entrada, una salida y una sección anterior abierta que define un orificio de canulación **30''p** con material autosellante que se extiende a través de o adyacente al orificio de canulación. Por lo tanto, cada cámara **30''** tiene un pasaje longitudinal a su través tal como se ha descrito anteriormente.

Cada cámara **30''** tendrá generalmente una longitud **L6** más corta que tal como se ha descrito anteriormente en las otras realizaciones. La longitud **L6** puede estar entre aproximadamente 1 cm y aproximadamente 7 cm, entre aproximadamente 1 cm y aproximadamente 5 cm, y aproximadamente 3 cm en diversas realizaciones.

El IAV **400** puede incluir un conducto **202** que se extiende a través del pasaje longitudinal cada cámara **30''** en gran medida de la misma manera tal como se ha descrito anteriormente en relación con el IAV **200**. Las cámaras **30''** generalmente estará separadas más cercanas entre sí que en las realizaciones descritas anteriormente. La longitud

**L7** de la separación puede estar entre aproximadamente 0,25 cm y aproximadamente 5 cm, entre aproximadamente 0,25 cm y aproximadamente 2 cm, y entre aproximadamente 0,5 cm y aproximadamente 1 cm en diversas realizaciones.

5 El IAV **400** puede proporcionar flexibilidad cuando está siendo implantado en un sujeto. Es decir, el IAV **400** puede doblarse o manipularse de otro modo para adaptarse a una zona de implantación particular. Además, la pluralidad de cámaras tienen un área superficial global de material autosellante generalmente grande, conservando de este modo las ventajas descritas anteriormente.

10 Lo anterior es ilustrativo de la presente invención y no debe interpretarse como limitante de la misma. Aunque se han descrito realizaciones ejemplares de esta invención, los expertos en la materia apreciarán fácilmente que muchas modificaciones son posibles en las realizaciones ejemplares sin alejarse materialmente de las novedosas técnicas y ventajas de esta invención. Por consiguiente, se pretende que todas dichas modificaciones estén incluidas dentro del alcance de esta invención.

15

**REIVINDICACIONES**

1. Un implante de acceso de diálisis arteriovenoso (10) configurado para implantarlo en un sujeto, que comprende:

5 al menos un conducto flexible que tiene primera y una segunda secciones terminales (12, 22), en donde la primera sección terminal (12) está configurada para conectarse a una arteria (16) del sujeto y la segunda sección terminal (22) está configurada para conectarse a una vena (26) del sujeto de modo que la sangre fluya a través del al menos un conducto desde la primera sección terminal (12) hasta la segunda sección terminal (22); y  
10 al menos una cámara de canulación (30, 40) situada entre la primera sección terminal (12) y la segunda sección terminal (22) del al menos un conducto, comprendiendo la cámara:

una carcasa alargada (30h, 40h) que tiene una entrada (32, 42) en un primer extremo de la misma y una salida (34, 44) en un segundo extremo opuesto de la misma, una pared posterior (70), un par de paredes laterales (60), y una sección anterior abierta que define un orificio de canulación (30p, 40p), en donde el  
15 orificio de canulación (30p, 40p) tiene una longitud que abarca al menos una sección principal de una longitud de la carcasa (30h, 40h);  
un material autosellante (80) que se extiende a través del orificio de canulación (30p, 40p); y  
un pasaje longitudinal (36, 46) definido por la carcasa (30h, 40h) y el material autosellante (80) que se  
20 extiende desde la entrada (32, 42) hasta la salida (34, 44) de la carcasa (30h, 40h);

**caracterizado por que** la pared posterior (70) y las paredes laterales (60) de la carcasa (30h, 40h) de la al menos una cámara (30, 40) están formadas por un material sustancialmente rígido de modo que, cuando una  
aguja de diálisis (N) es insertada a través del material autosellante (80) y el orificio de canulación (30p, 40p), se  
impide o se evita que la aguja (N) se extienda a través de la pared posterior (70) o de las paredes laterales (60)  
25 de la carcasa (30h, 40h).

2. Un implante de acceso de diálisis arteriovenoso de acuerdo con la reivindicación 1, en el que:

la al menos una cámara de canulación (30, 40) comprende primera y segunda cámaras de canulación (30, 40);  
30 el al menos un conducto (12, 22) comprende una sección media (52) entre las primera y segunda secciones terminales; y  
la primera cámara (30) está situada entre la primera sección terminal (12) y la sección media (52) del al menos un conducto;  
la segunda cámara (40) está situada entre la sección media (52) y la segunda sección terminal (22) del al menos  
35 un conducto.

3. Un implante de acceso de diálisis arteriovenoso de acuerdo con la reivindicación 2, en el que el al menos un conducto se extiende a través del pasaje longitudinal (36, 46) de cada cámara (30, 40).

40 4. Un implante de diálisis arteriovenoso de acuerdo con la reivindicación 2 o la reivindicación 3, en el que las primera y segunda cámaras (30, 40) y al menos una sección del al menos un conducto están cubiertas por un revestimiento formado por un material biocompatible.

45 5. Un implante de acceso de diálisis arteriovenoso de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 2 - 4, en el que al menos una de las primera y segunda cámaras (30, 40) es curva, de modo que el pasaje longitudinal (36, 46) tiene un ángulo de arco.

50 6. Un implante de acceso de diálisis arteriovenoso de acuerdo con la reivindicación 5, en el que el ángulo de arco está entre aproximadamente 10 y aproximadamente 30 grados para adaptarse a la colocación en un brazo del sujeto.

7. Un implante de diálisis arteriovenoso de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 2 - 6, en el que el material autosellante (80) comprende silicona.

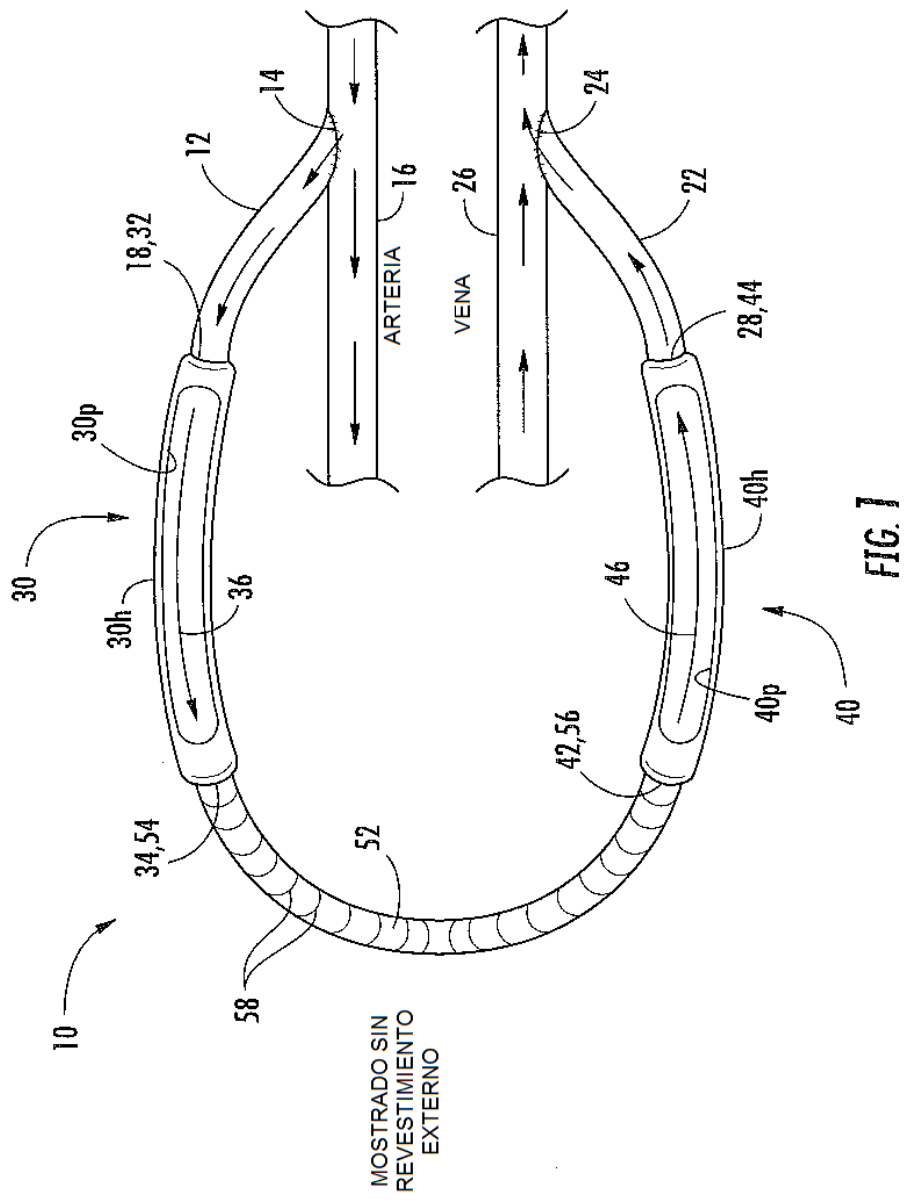
55 8. Un implante de diálisis arteriovenoso de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 2 - 7, en el que cada carcasa de la cámara (30h, 40h) está formada por uno de un material polimérico y titanio.

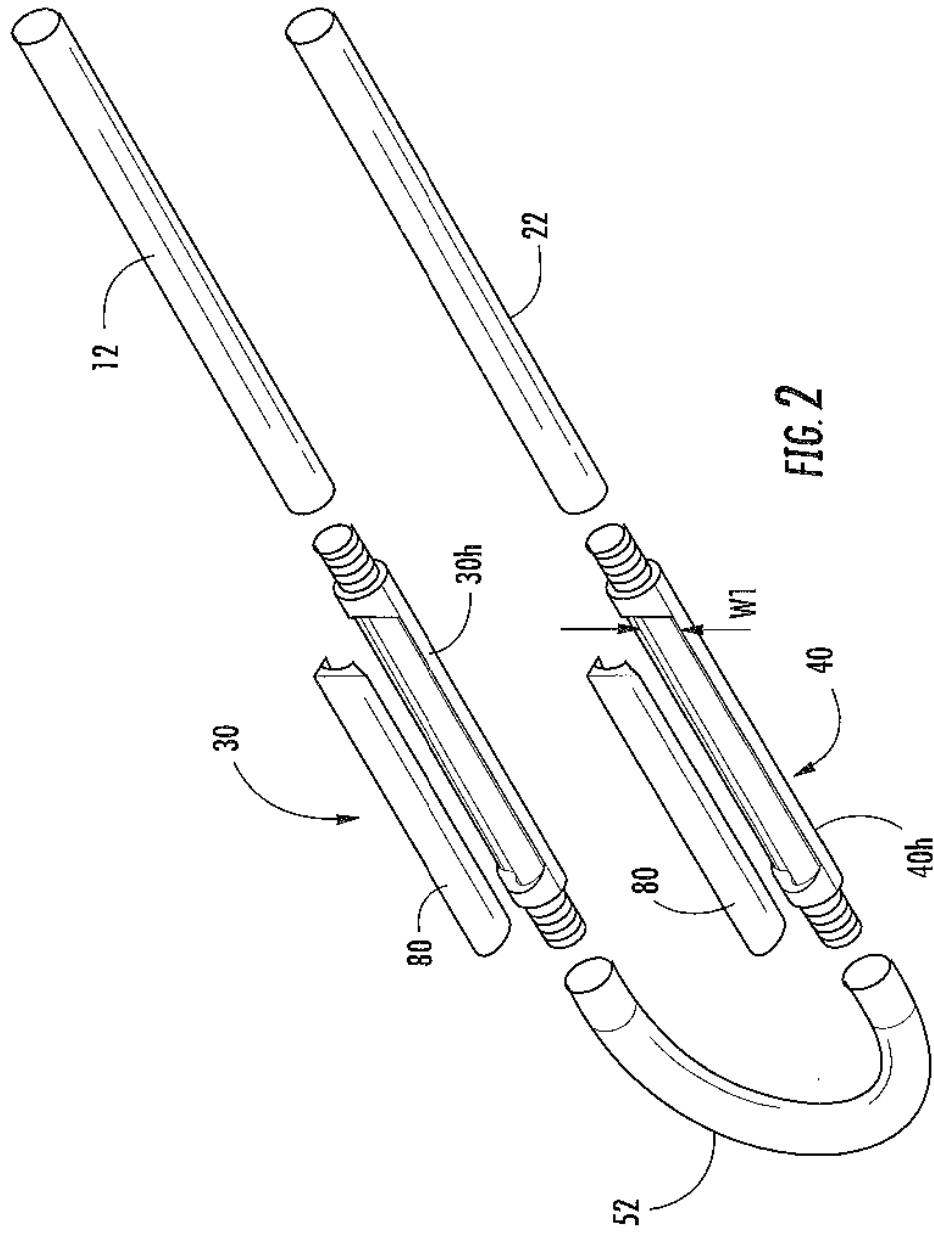
60 9. Un implante de diálisis arteriovenoso de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 2 - 8, en el que cada material de carcasa de la cámara proporciona respuesta táctil y/o audible a un operador de que la aguja de diálisis (N) ha entrado en contacto con una sección interior de la pared posterior o una de las paredes laterales.

10. Un implante de diálisis arteriovenoso de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 2 - 9, en el que una sección inferior de cada cámara (30, 40) es cuadrada o plana para impedir una mala colocación y/o un retorcimiento del implante.

65

11. Un implante de diálisis arteriovenoso de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 2 - 10, en el que al menos una sección principal de una longitud de la sección media (52) del conducto incluye material arrosariado (58).
- 5 12. Un implante de diálisis arteriovenoso de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 2 - 11, en el que una sección del conducto que se extiende desde la primera cámara (30) hasta la primera sección terminal (12) incluye material arrosariado (58) y/o una sección del conducto que se extiende desde la segunda cámara (40) hasta la segunda sección terminal (22) incluye material arrosariado (58).
- 10 13. Un implante de diálisis arteriovenoso de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 2 - 12, en el que el material autosellante (80) de cada cámara (30, 40) está incluido como un elemento que comprende una capa de material autosellante que rodea a un perímetro exterior de la carcasa de la cámara (30h, 40h).
- 15 14. Un implante de diálisis arteriovenoso de acuerdo con la reivindicación 13, en el que el elemento se extiende a lo largo de toda la longitud de la carcasa de la cámara (30h, 40h).
- 15 15. Un implante de diálisis arteriovenoso de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 2 - 14, en el que cada cámara (30, 40) tiene una sección transversal generalmente triangular.





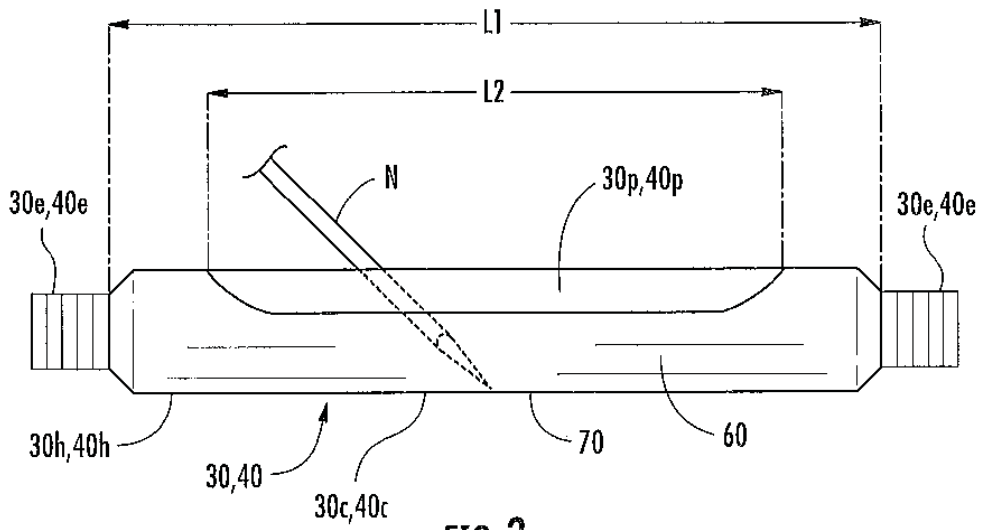


FIG. 3

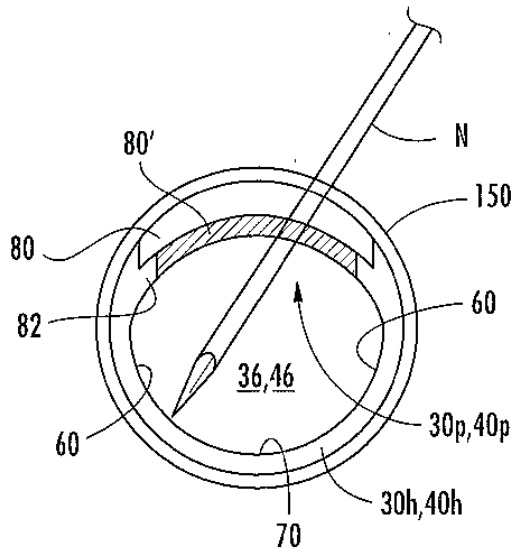


FIG. 4



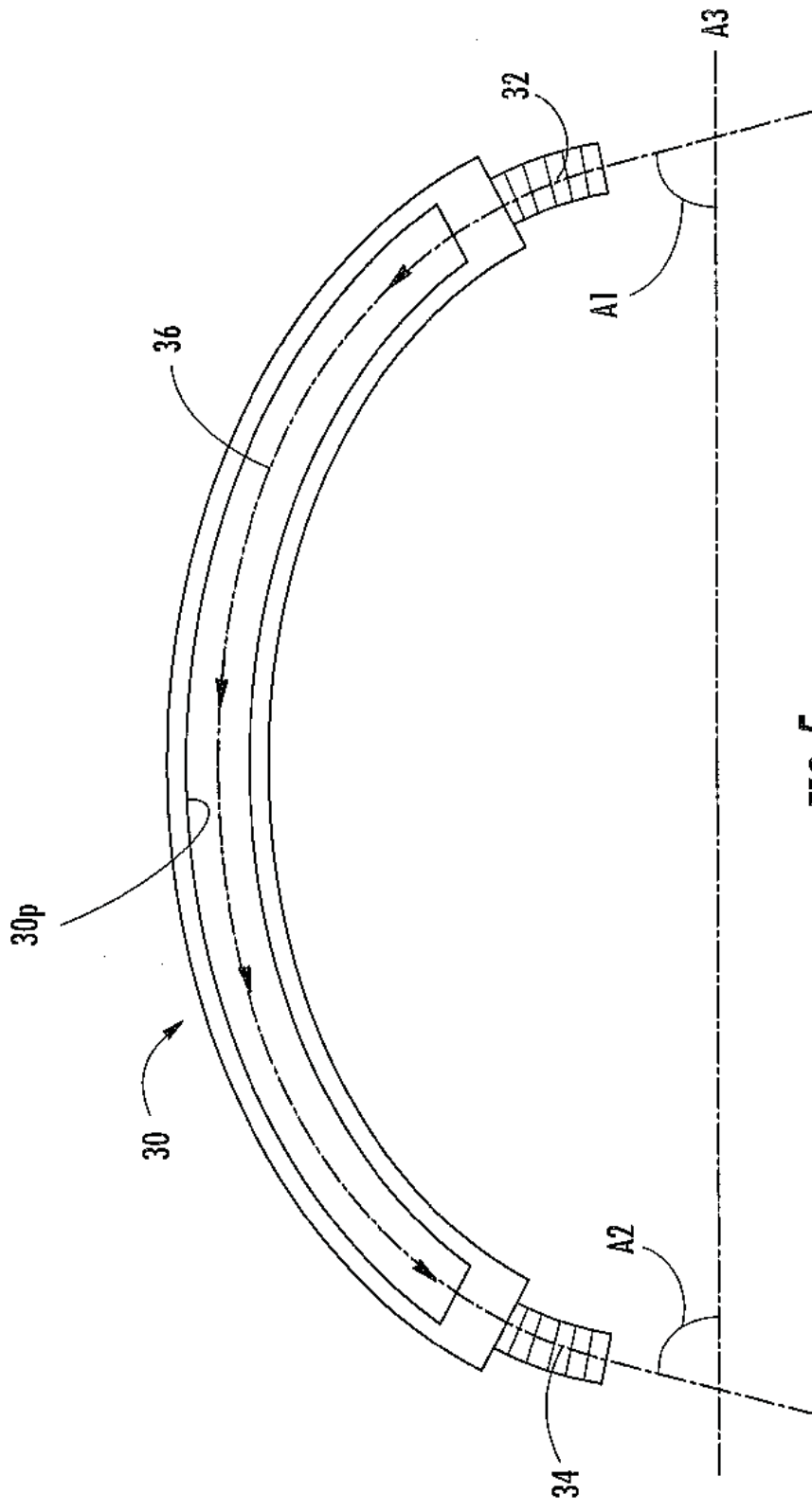
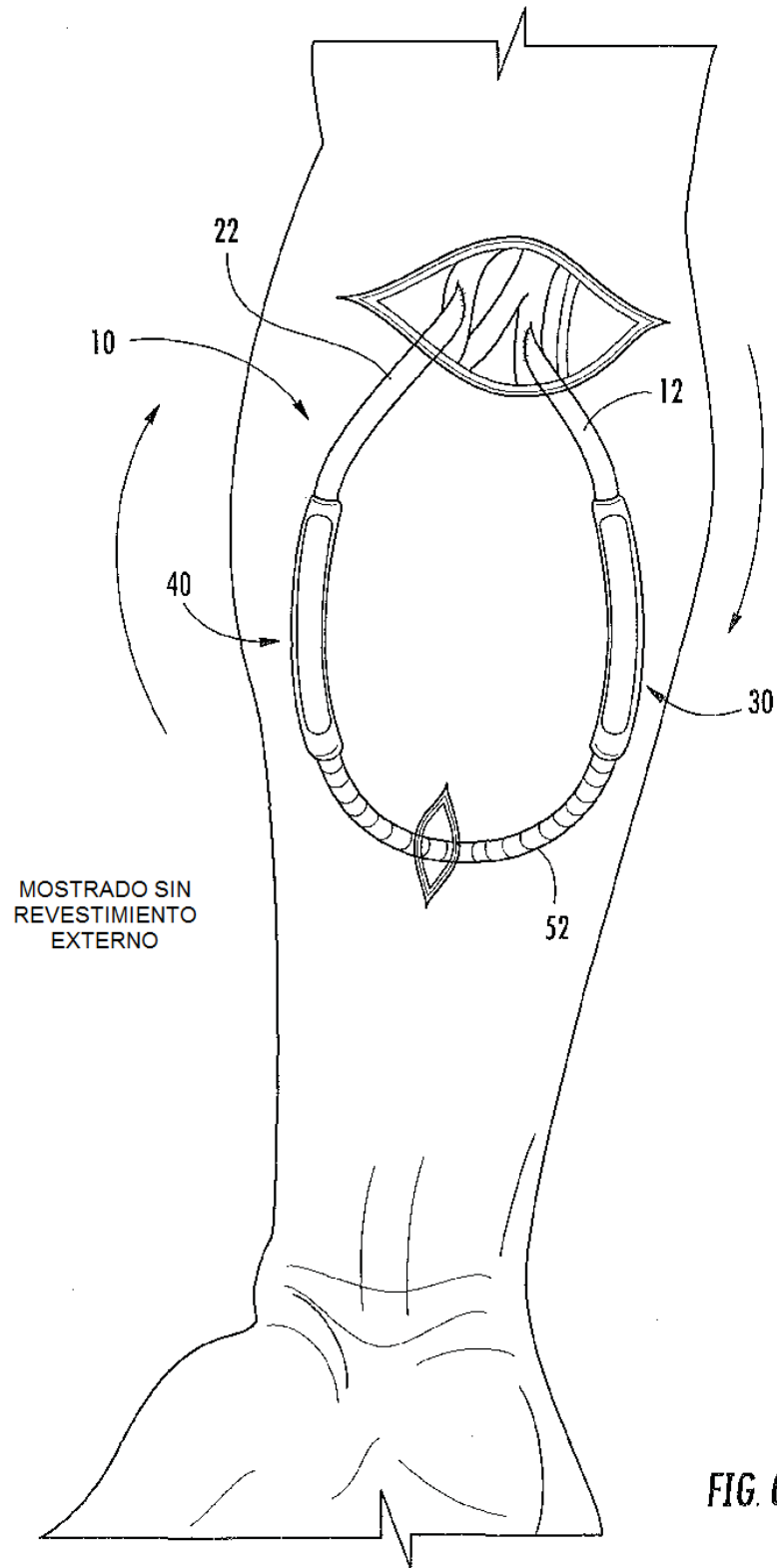


FIG. 5



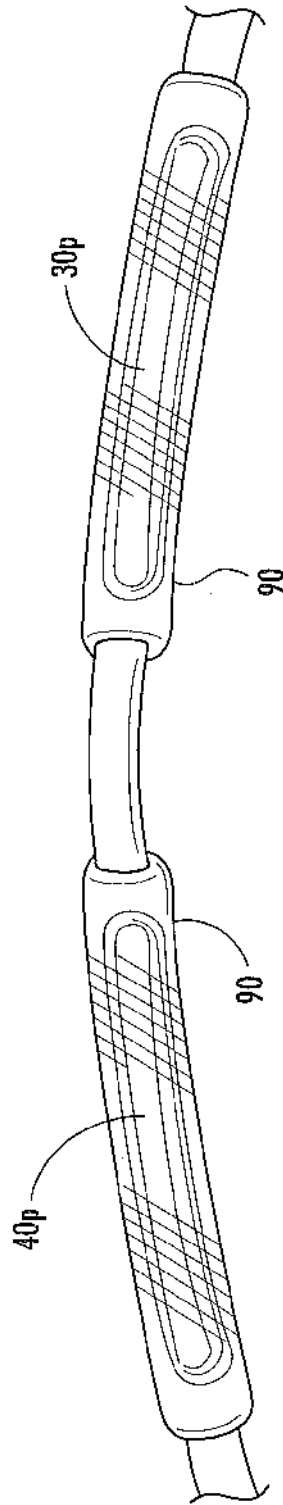
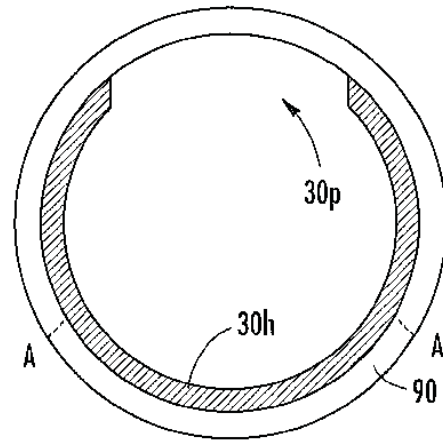
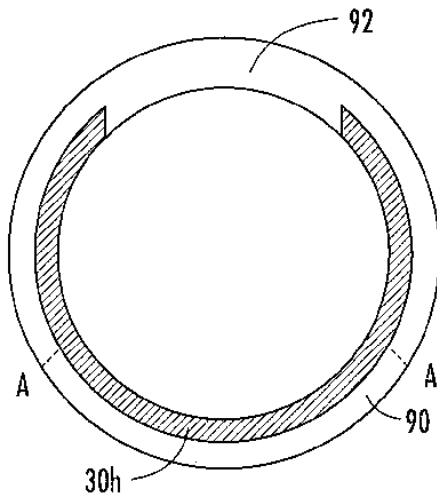


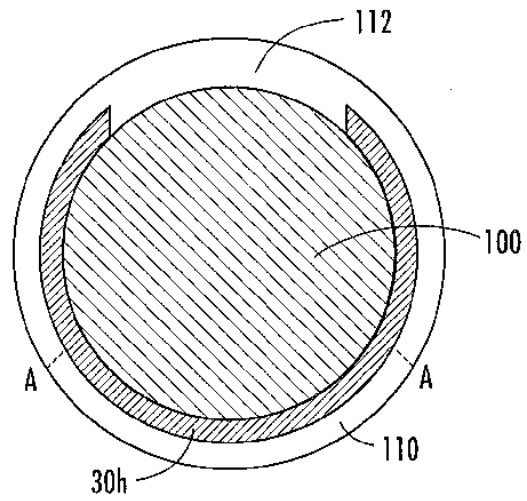
FIG. 7



**FIG. 8A**



**FIG. 8B**



**FIG. 8C**

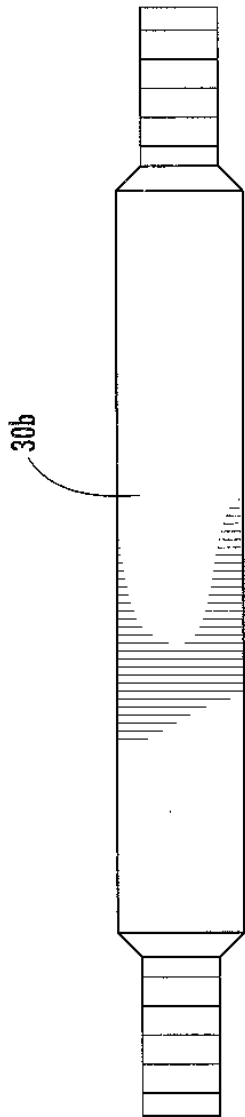


FIG. 9A

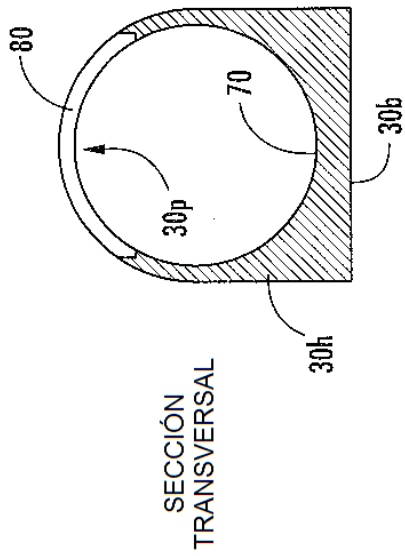
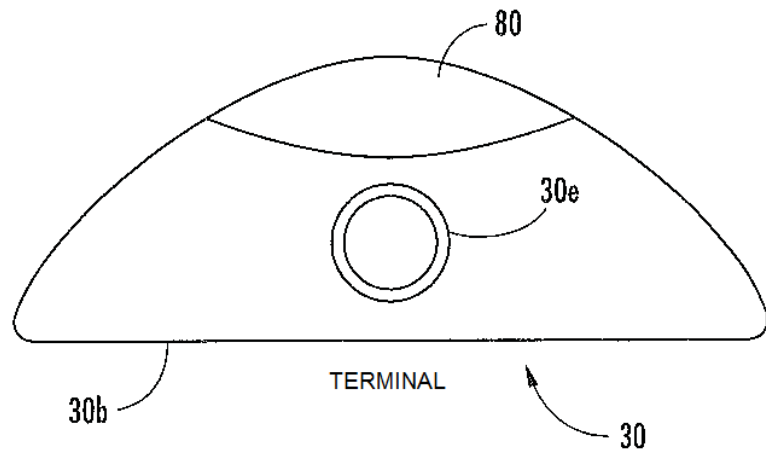
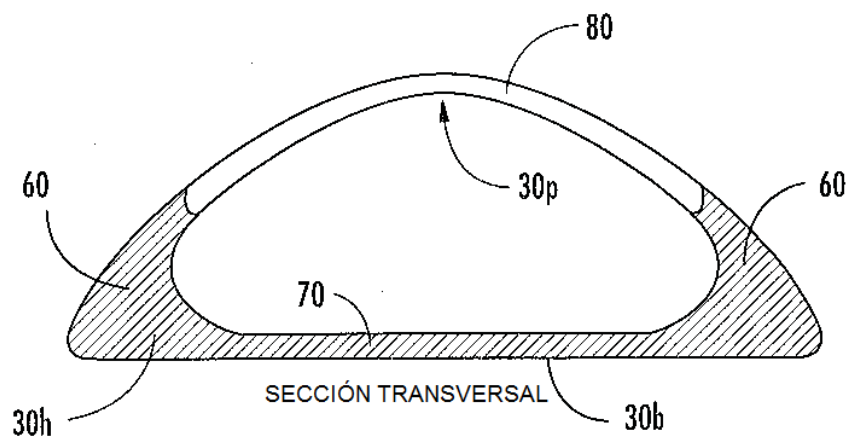


FIG. 9B



**FIG. 10A**



**FIG. 10B**

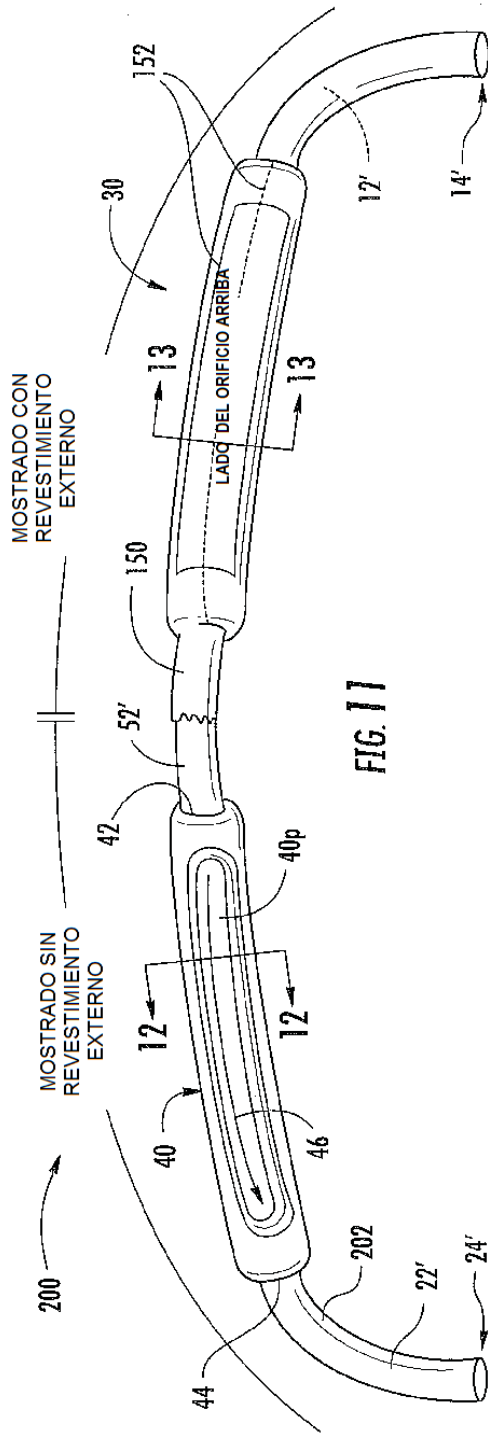


FIG. 11

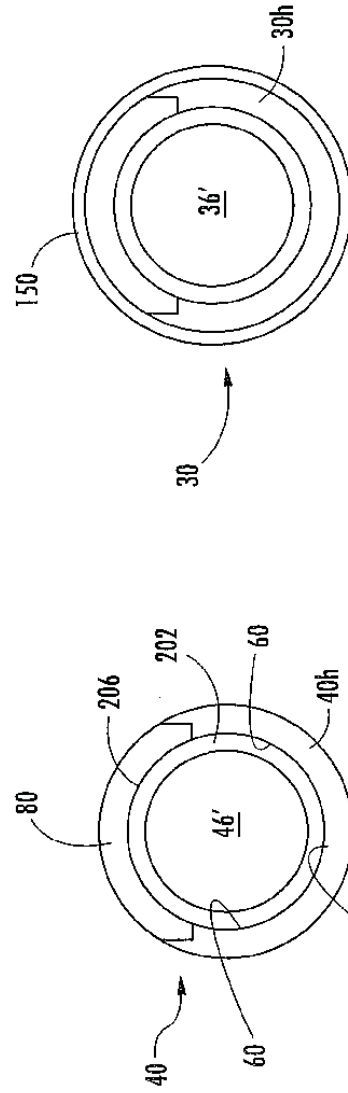


FIG. 12

FIG. 13

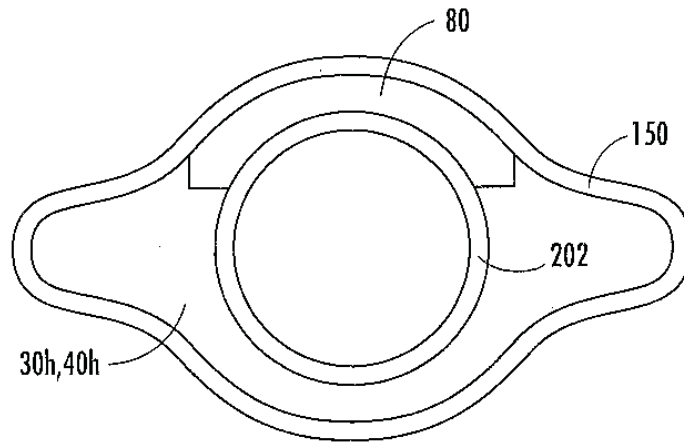


FIG. 14

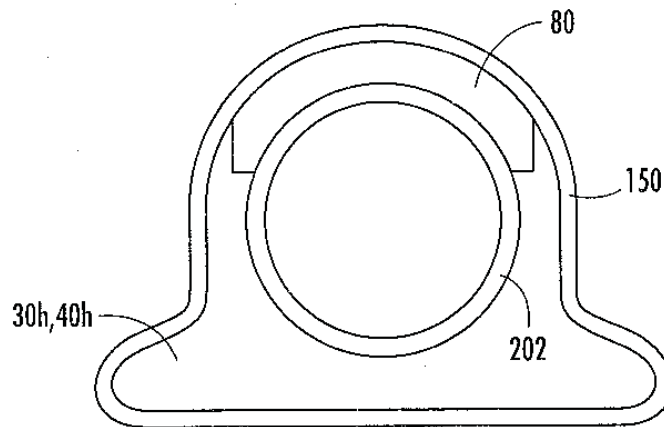


FIG. 15



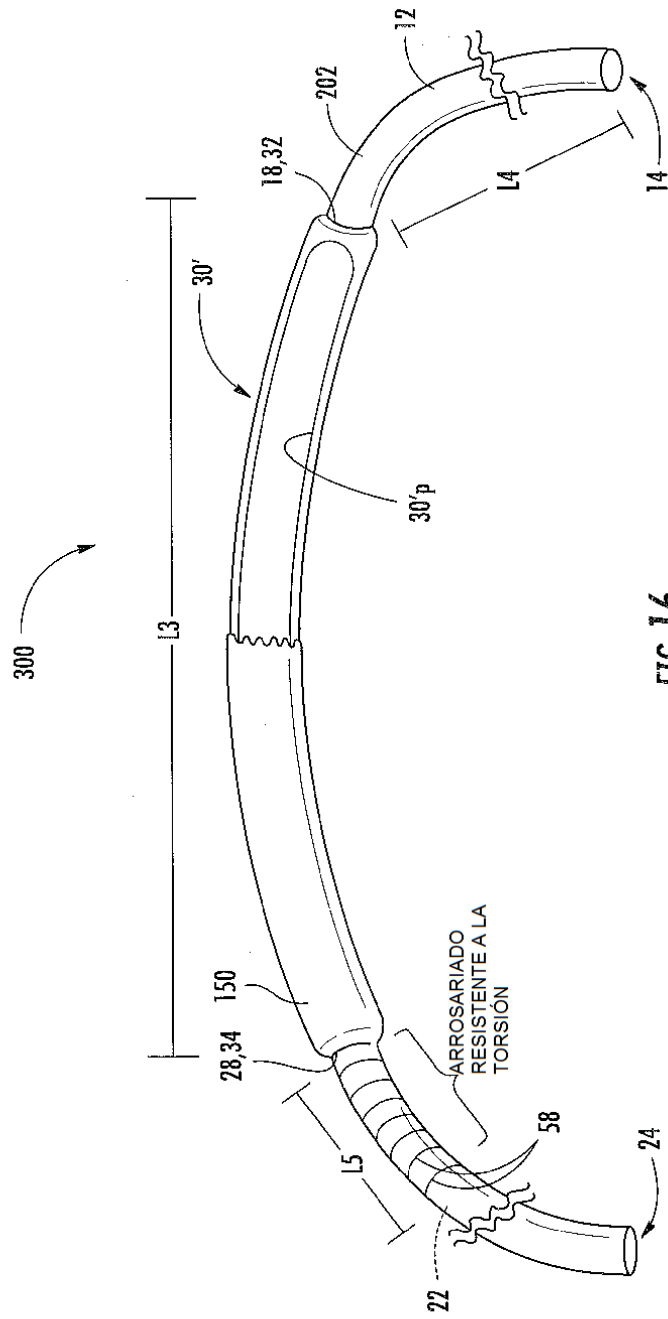


FIG. 16

