

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 763 448**

51 Int. Cl.:

A61B 5/153 (2006.01)

A61B 5/15 (2006.01)

A61B 5/154 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **26.08.2015 PCT/US2015/046863**

87 Fecha y número de publicación internacional: **03.03.2016 WO16033143**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **26.08.2015 E 15835634 (5)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **09.10.2019 EP 3185772**

54 Título: **Aparato para flebotomía a través de un catéter intravenoso periférico**

30 Prioridad:

26.08.2014 US 201414468826

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

28.05.2020

73 Titular/es:

**VELANO VASCULAR, INC. (100.0%)
221 Pine St. No.200
San Francisco, CA 94104, US**

72 Inventor/es:

**DEVGON, PITAMBER;
BRIGANTI, RICHARD THOMAS;
CASSIDY, KENNETH TODD;
LEVINE, MARC-ALAN y
MARTEL, MARK**

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 763 448 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

Aparato para flebotomía a través de un catéter intravenoso periférico

Antecedentes

5 Los ejemplos descritos en la presente memoria se refieren generalmente a dispositivos médicos. Más concretamente, los ejemplos descritos en la presente memoria se relacionan con sistemas y métodos para la flebotomía a través de un catéter intravenoso.

10 El paciente hospitalizado típico se encuentra con una aguja cada vez que un médico ordena una prueba de laboratorio. El procedimiento estándar para la extracción de sangre implica utilizar una aguja de metal ("aguja de mariposa") para «puncionar» las venas de los pacientes en sus brazos o manos. La extracción de sangre es un proceso manual, intensivo en mano de obra, con el paciente promedio que requiere horas de trabajo especializado directo durante una estadía típica en el hospital. Esta punción con aguja no sólo es dolorosa y una fuente importante de insatisfacción del paciente, sino que las enfermeras o el personal especializado en extracción de sangre (flebotomistas) a menudo tienen dificultad para encontrar la vena en aproximadamente el 10 al 15% de los pacientes, lo que da como resultado múltiples y dolorosos intentos de "punción". Esto da como resultado costes significativamente más altos de material y mano de obra (las agujas y tubos se deben desechar después de cada intento) e incrementa el dolor y los moratones del paciente.

15 El proceso actual de extracción de sangre es ineficaz, con una duración media de 7-10 minutos, y de más de 21 minutos para el 10% de los pacientes. Este 10% de los pacientes son referidos como Dificil Acceso Intra-Venoso o más comúnmente como pacientes de «punción dura». Si las venas superficiales no son fácilmente visibles, la sangre puede ser forzada dentro de la vena masajeando el brazo desde la muñeca hasta el codo, dando golpecitos en el sitio con los dedos índice y medio, aplicando un paño húmedo y caliente en el sitio durante 5 minutos, o bajando la extremidad sobre la cabecera de la cama para permitir que las venas se llenen. Cada uno de estos métodos requiere mucho tiempo y, por lo tanto, es costoso.

20 Los catéteres periféricos intravenosos (PIV) se insertan en la mayoría de los pacientes mientras están hospitalizados y se utilizan para infundir líquidos y medicamentos. Sin embargo, no están diseñados para extracciones de sangre. Las tasas de fallo para la aspiración alcanzan entre el 20 y el 50% cuando las vías intravenosas periféricas se dejan insertadas durante más de un día. La sangre extraída desde las vías intravenosas periféricas a menudo se hemoliza (por ejemplo, se define como la ruptura de los glóbulos rojos y la liberación de su contenido en el líquido circundante), lo que da como resultado una muestra descartada y la necesidad de repetir la extracción de sangre.

25 Existen varias barreras mecánicas que pueden contribuir a las deficiencias de la extracción de sangre desde una vía intravenosa periférica. En primer lugar, la mayoría de los catéteres se forman a partir de un polímero biorreactivo blando, el uso de este material ha conducido a un posible estrechamiento o colapso del catéter a medida que se aplica la presión negativa para la aspiración o el catéter se retuerce durante la inserción o manipulación, lo que evita el flujo. Además, con tiempos de permanencia más prolongados se produce un aumento de los residuos (por ejemplo, coágulos de fibrina/plaquetas) que se acumulan en la punta del catéter y en el interior del lumen. Esto explica la relación entre la tasa de fallos y el tiempo de permanencia. Una tercera barrera significativa se atribuye a un efecto de "ventosa", en donde la presión negativa creada por la aspiración a través del catéter y la posible trayectoria curva de una vena dan como resultado que la punta del catéter se adhiera a la pared de la vena. A medida que la presión negativa aumenta, la vena puede romperse, lo que da como resultado "soplar la vena", una preocupación importante para los flebotomistas durante la aspiración a través de una vía intravenosa periférica.

30 Por lo tanto, existe una necesidad de un sistema y un método mejorados para la flebotomía a través de un catéter intravenoso periférico.

El documento US2012/277627 describe los sistemas y métodos para la flebotomía a través de un catéter intravenoso periférico.

Resumen

35 En la presente memoria, se describen los sistemas y métodos para la flebotomía a través de un catéter intravenoso periférico. En algunos ejemplos, un aparato incluye un catéter que tiene una parte de extremo proximal y una parte de extremo distal y que define un lumen a través del mismo, un introductor que tiene un primer elemento y un segundo elemento, un mecanismo de cierre acoplado a un extremo distal del primer elemento, y un actuador acoplado al catéter. Al menos una parte del segundo elemento se puede mover dispuesta en el primer elemento entre una posición proximal y una posición distal con respecto al mismo. El segundo elemento incluye un guía que tiene una parte de extremo distal que se dispone en una posición distal con respecto al primer elemento cuando el segundo elemento se encuentra en la posición distal. El mecanismo de cierre se configura para acoplar el introductor a una vía intravenosa periférica. Al menos una parte del actuador se dispone en el segundo elemento y se configura para moverse de una primera configuración hacia una segunda configuración para mover el segundo elemento desde su posición proximal hasta su posición distal. El actuador se configura para moverse en relación con el segundo elemento que se va a colocar en la segunda configuración cuando el segundo elemento se encuentra en su posición distal. El catéter se

dispone dentro del introductor cuando el actuador se encuentra en la primera configuración y se dispone dentro y se extiende más allá de un extremo de la vía intravenosa periférica cuando en el actuador se encuentra en la segunda configuración.

Breve descripción de los dibujos

La idea inventiva se ilustra mejor con las figuras 47 a 68.

- 5 Las FIG. 1 y 2 son ilustraciones esquemáticas de un aparato en una primera configuración y una segunda configuración, respectivamente.
- La FIG. 3 es una ilustración esquemática detallada de un aparato en una segunda configuración.
- La FIG. 4 es una ilustración esquemática detallada de un aparato en una segunda configuración.
- 10 Las FIG. 5 y 6 son vistas laterales en sección transversal de un aparato en una primera configuración y en una segunda configuración, respectivamente.
- La FIG. 6A es una vista ampliada de una parte del aparato de la FIG. 6, indicada por la región X.
- Las FIG. 7 y 8 son vistas laterales en sección transversal de un aparato y un adaptador en una primera configuración y una segunda configuración, respectivamente.
- La FIG. 9 es una vista en perspectiva de un aparato en una primera configuración.
- 15 La FIG. 10 es una vista en perspectiva estallada del aparato ilustrado en la FIG. 9.
- La FIG. 11 es una vista en perspectiva en sección transversal del aparato ilustrada en la FIG. 9.
- La FIG. 12 es una vista en perspectiva del aparato ilustrado en la FIG. 9, en una segunda configuración.
- La FIG. 13 es una vista en perspectiva en sección transversal del aparato ilustrado en la FIG. 9, en la segunda configuración.
- 20 La FIG. 13A es una vista ampliada de una parte del aparato de la FIG. 13, indicada por la región Y.
- La FIG. 14 es una vista en perspectiva en sección transversal del aparato ilustrado en la FIG. 9, en una tercera configuración.
- Las FIG. 15 y 16 son una vista lateral de un aparato en una primera configuración y una segunda configuración, respectivamente.
- 25 La FIG. 17 es una vista en perspectiva del aparato ilustrado en la FIG. 15, en la segunda configuración.
- La FIG. 18 es una vista lateral en perspectiva estallada del aparato de la FIG. 15 y un adaptador.
- La FIG. 19 es una vista lateral del aparato y del adaptador ilustrados en la FIG. 18, en una primera configuración.
- La FIG. 20 es una vista lateral del aparato y del adaptador ilustrados en la FIG. 18, en una segunda configuración.
- La FIG. 21 es una vista en perspectiva del aparato ilustrado en la FIG. 18, en la segunda configuración.
- 30 La FIG. 22 es una vista ampliada de una parte del aparato de la FIG. 18, indicada por la región Z en la FIG. 21.
- Las FIG. 23 y 24 son ilustraciones esquemáticas de un aparato en una primera configuración y una segunda configuración.
- Las FIG. 25 y 26 son ilustraciones esquemáticas de un aparato en una primera configuración y una segunda configuración.
- 35 Las FIG. 27 y 28 son ilustraciones esquemáticas de un aparato en una primera configuración y una segunda configuración.
- Las FIG. 29-37 son vistas laterales de varias configuraciones de catéter incluidas en un aparato.
- Las FIG. 38-43 son varias vistas de adaptadores de dos puertos.
- Las FIG. 44 y 45 son vistas de adaptadores de un solo puerto.
- 40 La FIG. 46 es un diagrama de flujo que ilustra un método de flebotomía a través de una vía intravenosa periférica.

La FIG. 47 es una vista en perspectiva de un dispositivo de transferencia de fluidos.

La FIG. 48 es una vista en perspectiva estallada del dispositivo de transferencia de fluidos de la FIG. 47.

La FIG. 49 es una vista en perspectiva de un primer elemento introductor incluido en el dispositivo de transferencia de fluidos de la FIG. 47.

5 La FIG. 50 es una vista en sección transversal del primer elemento introductor tomada a lo largo de la línea 50-50 en la FIG. 49.

La FIG. 51 es una vista en sección transversal del primer elemento introductor tomada a lo largo de la línea 51-51 en la FIG. 50.

10 La FIG. 52 es una vista en sección transversal del primer elemento introductor tomada a lo largo de la línea 52-52 en la FIG. 50.

La FIG. 53 es una vista en perspectiva de un segundo elemento introductor incluido en el dispositivo de transferencia de fluidos de la FIG. 47.

La FIG. 54 es una vista en sección transversal del segundo elemento introductor tomada a lo largo de la línea 54-54 en la FIG. 53.

15 La FIG. 55 es una vista en sección transversal del primer elemento introductor tomada a lo largo de la línea 50-50 en la FIG. 49, y del segundo elemento introductor tomada a lo largo de la línea 54-54 en la FIG. 53.

La FIG. 56 es una vista en perspectiva de un actuador incluido en el dispositivo de transferencia de fluidos de la FIG. 47.

La FIG. 57 es una vista en sección transversal del actuador tomada a lo largo de la línea 57-57 en la FIG. 56.

20 La FIG. 58 es una vista posterior del dispositivo de transferencia de fluidos de la FIG. 47.

La FIG. 59 es una vista en sección transversal del dispositivo de transferencia de fluidos tomada a lo largo de la línea 59-59 en la FIG. 58, en una primera configuración.

La FIG. 60 es una vista ampliada de una parte del dispositivo de transferencia de fluidos de la FIG. 59 indicada por la región A₁.

25 La FIG. 61 es una vista ampliada de una parte del dispositivo de transferencia de fluidos de la FIG. 59 indicada por la región A₂.

La FIG. 62 es una vista ampliada de una parte del dispositivo de transferencia de fluidos de la FIG. 59 indicada por la región A₃.

30 La FIG. 63 es una vista en sección transversal del dispositivo de transferencia de fluidos tomada a lo largo de la línea 59-59 en la FIG. 58, en una segunda configuración.

La FIG. 64 es una vista ampliada de una parte del dispositivo de transferencia de fluidos de la FIG. 63 indicada por la región A₄.

La FIG. 65 es una vista en sección transversal del dispositivo de transferencia de fluidos tomada a lo largo de la línea 59-59 en la FIG. 58, en una tercera configuración.

35 La FIG. 66 es una vista ampliada de una parte del dispositivo de transferencia de fluidos de la FIG. 65 indicada por la región A₅.

Las FIG. 67 y 68 son vistas en sección transversal del dispositivo de transferencia de fluidos de la FIG. 47 tomadas a lo largo de la línea 67-67, en la tercera configuración y en la cuarta configuración, respectivamente.

La FIG. 69 es una vista superior de un primer elemento de un introductor.

40 La FIG. 70 es una vista posterior del primer elemento de la FIG. 69.

La FIG. 71 es una vista en sección transversal del primer elemento tomada a lo largo de la línea 71-71 en la FIG. 70.

La FIG. 72 es una vista ampliada de una parte del primer elemento identificado en FIG. 71 por la región A₆.

La FIG. 73 es una vista superior de un actuador.

La FIG. 74 es una vista posterior del actuador de la FIG. 73.

La FIG. 75 es una vista en sección transversal del actuador tomada a lo largo de la línea 75-75 en la FIG. 74.

La FIG. 76 es una vista ampliada de una parte del actuador identificada en la FIG. 75 por la región A₇.

La FIG. 77 es un diagrama de flujo que ilustra un método de flebotomía a través de una vía intravenosa periférica.

Las FIG. 78 y 79 son ilustraciones esquemáticas de una parte de extremo distal de un catéter.

Descripción detallada

5 Si bien la siguiente descripción describe con referencia a las figuras una serie de ejemplos comparativos, el alcance de la protección se define en las reivindicaciones.

En la presente memoria, se describen los sistemas y métodos para la flebotomía a través de un catéter intravenoso periférico. En algunos ejemplos, un aparato incluye un catéter que tiene una parte de extremo proximal y una parte de extremo distal y que define un lumen a través del mismo, un introductor que tiene un primer elemento y un segundo elemento, un mecanismo de cierre acoplado a un extremo distal del primer elemento, y un actuador acoplado al catéter. Al menos una parte del segundo elemento se puede mover dispuesta en el primer elemento entre una posición proximal y una posición distal con respecto al mismo. El segundo elemento incluye un guía que tiene una parte de extremo distal que se dispone en una posición distal con respecto al primer elemento cuando el segundo elemento se encuentra en la posición distal. El mecanismo de cierre se configura para acoplar el introductor a una vía intravenosa periférica. Al menos una parte del actuador se dispone en el segundo elemento y se configura para moverse de una primera configuración hacia una segunda configuración para mover el segundo elemento desde su posición proximal hasta su posición distal. El actuador se configura para moverse en relación con el segundo elemento que se va a colocar en la segunda configuración cuando el segundo elemento se encuentra en su posición distal. El catéter se dispone dentro del introductor cuando el actuador se encuentra en la primera configuración y se dispone dentro y se extiende más allá de un extremo de la vía intravenosa periférica cuando en el actuador se encuentra en la segunda configuración.

En algunos ejemplos, un aparato incluye un catéter, un primer introductor, un segundo introductor y un actuador. El catéter tiene una parte de extremo proximal y una parte de extremo distal y define un lumen a través de ellas. El primer introductor tiene una parte de extremo proximal, una parte de extremo distal y una superficie interna que define un canal. La parte de extremo distal del primer introductor se configura para ser acoplada a una vía intravenosa periférica. El segundo introductor tiene una parte de extremo proximal y una parte de extremo distal. La parte de extremo distal del segundo introductor incluye un elemento de guiado. Al menos una parte del segundo introductor se dispone con capacidad para moverse en el primer introductor de tal manera que un saliente que se extiende desde una superficie externa del segundo introductor se dispone en el canal. El segundo introductor tiene un rango de movimiento con respecto al primer introductor definido al menos en parte por el canal. El actuador se acopla al catéter y se dispone al menos parcialmente en el segundo introductor. El actuador se configura para mover el segundo introductor a través de al menos una parte del rango de movimiento para avanzar una parte de extremo distal del elemento de guiado a través de la vía intravenosa periférica. El actuador se configura para moverse desde una primera posición con respecto al segundo introductor, en la que el catéter se dispone en el elemento de guiado, hasta una segunda posición con respecto al segundo introductor, en la que la parte de extremo distal del catéter se extiende más allá de un extremo distal del elemento de guiado.

En algunos ejemplos, un método incluye el acoplamiento de un dispositivo de transferencia de fluidos a una vía intravenosa periférica. El dispositivo de transferencia de fluidos incluye un introductor que tiene un primer elemento y un segundo elemento. El segundo elemento incluye un elemento de guiado y se dispone con capacidad para moverse en el primer elemento. El dispositivo de transferencia de fluidos incluye un actuador dispuesto con capacidad para moverse en el segundo elemento y un catéter acoplado al actuador. Se ejerce una primera fuerza sobre el actuador. La primera fuerza es suficiente para mover el segundo elemento con respecto al primer elemento desde una primera posición, en la cual el elemento de guiado se dispone en el primer elemento, hasta una segunda posición, en la cual una parte de extremo distal del elemento de guiado se inserta a través de un puerto de la vía intravenosa periférica. Se ejerce una segunda fuerza sobre el actuador. La segunda fuerza es suficiente para mover el actuador con respecto al segundo elemento cuando el segundo elemento se encuentra en la segunda posición para hacer avanzar el catéter desde una primera posición, en la que el catéter se dispone en el introductor, hasta una segunda posición, en la que una parte de extremo distal del catéter se extiende más allá de un extremo de la vía intravenosa periférica. Se acopla un depósito de fluido al dispositivo de transferencia de fluidos de manera que el depósito de fluido se acople de forma fluida al catéter. El catéter se retira de la vía intravenosa periférica después de que se transfiera un volumen de líquido corporal al depósito de fluido de tal manera que el catéter se dispone dentro del introductor.

En algunos ejemplos, un aparato incluye una cánula o catéter, un introductor, un mecanismo de cierre y un actuador. El catéter incluye un extremo proximal y un extremo distal y define un lumen. El introductor incluye un extremo proximal y un extremo distal y define un lumen configurado para recibir al menos una parte del catéter. El mecanismo de cierre se acopla al extremo distal del introductor y se configura para acoplar el introductor a una vía intravenosa periférica. El actuador se acopla de forma operativa al catéter y se configura para mover el catéter entre una primera configuración, en la cual el catéter se encuentra, en esencia, dentro del introductor, y una segunda configuración, en

la cual el catéter se encuentra, en esencia, fuera del introductor. El catéter se extiende más allá de un extremo de la vía intravenosa periférica cuando se encuentra en la segunda configuración.

En algunos ejemplos, un método incluye el acoplamiento de un introductor a una vía intravenosa periférica (por ejemplo, un dispositivo de cierre de solución salina, un dispositivo de cierre de heparina o similar), teniendo el introductor un extremo proximal y un extremo distal. El método además incluye hacer avanzar un catéter desde una primera posición dentro del introductor y fuera de la vía intravenosa periférica hasta una segunda posición, en esencia, fuera del introductor y dentro de la vía intravenosa periférica. En algunos ejemplos, el catéter tiene una longitud mayor que la longitud de la vía intravenosa periférica, mientras que en otros ejemplos, el catéter, en la segunda posición, es más corto que la vía intravenosa periférica. El método incluye acoplar un contenedor al extremo proximal del introductor de tal manera que el contenedor se acople de forma fluida al catéter. El método incluye además retirar el catéter desde la segunda posición hasta la primera posición.

En algunos ejemplos, un catéter tiene un extremo proximal y un extremo distal y define un lumen a través de los mismos. Un introductor tiene un extremo proximal y un extremo distal y define un lumen a través de los mismos. El introductor se configura para recibir el catéter dentro del mismo. Se acopla un adaptador al introductor. El adaptador tiene un extremo distal configurado para acoplarse a una vía intravenosa periférica. El adaptador define un primer lumen y un segundo lumen. El primer lumen tiene un primer diámetro y se configura para recibir el catéter a través del mismo. El segundo lumen es ortogonal al primer lumen. Un actuador se acopla de forma operativa al catéter y se configura para mover el catéter entre una primera configuración y una segunda configuración. El catéter se extiende más allá del extremo distal del adaptador en la segunda configuración.

Según se utilizan en la presente memoria, los términos "catéter" y "cánula" se utilizan indistintamente para describir un elemento configurado para definir una vía de paso para mover un fluido corporal desde una primera ubicación hasta una segunda ubicación (por ejemplo, una vía de paso de fluido para mover un fluido corporal fuera del cuerpo). Aunque las cánulas se pueden configurar para recibir un trocar, un cable de guiado o un introductor para suministrar la cánula a un volumen dentro del cuerpo de un paciente, las cánulas a las que se hace referencia en la presente memoria no necesitan incluir o recibir un trocar, cable de guiado o introductor.

Según se utilizan en esta memoria descriptiva, los términos "adaptador en Y" y "adaptador en T" se utilizan para referirse a un conjunto de extensión intravenoso de doble puerto. De esta manera, los términos "adaptador en Y" y "adaptador en T" generalmente describen una forma general del conjunto de extensión intravenoso de doble puerto. Por ejemplo, según se utiliza en la presente memoria, un adaptador en Y tiene, en esencia, forma de "Y" incluyendo un único puerto en un primer extremo y dos puertos de forma angular dispuestos en un segundo extremo. Además, los términos "adaptador en Y" y "adaptador en T" se incluyen sólo a modo de ejemplo y no como limitación. Por ejemplo, un aparato puede incluir un juego de extensión intravenoso de un único puerto (por ejemplo, un adaptador de un único puerto) o un juego de extensión intravenoso de varios puertos (por ejemplo, un adaptador con más de dos puertos).

Según se utiliza en esta memoria descriptiva, las palabras "proximal" y "distal" se refieren a la dirección más cercana y más alejada, respectivamente, de un usuario que pondría el dispositivo en contacto con un paciente. Por lo tanto, por ejemplo, el extremo de un dispositivo que toca por primera vez el cuerpo del paciente sería el extremo distal, mientras que el extremo opuesto del dispositivo (por ejemplo, el extremo del dispositivo que se manipula por el usuario) sería el extremo proximal del dispositivo.

Según se utiliza en la presente memoria, el término "rigidez" se refiere a la resistencia de un objeto a la desviación, deformación y/o desplazamiento por una fuerza aplicada. La rigidez se puede caracterizar en términos de la cantidad de fuerza aplicada al objeto y la distancia resultante a través de la cual una primera parte del objeto se desvía, deforma y/o desplaza con respecto a una segunda parte del objeto. Al caracterizar la rigidez de un objeto, la distancia desviada se puede medir como la desviación de una parte del objeto diferente desde la parte del objeto a la que se aplica directamente la fuerza. Dicho de otra manera, en algunos objetos, el punto de desviación es distinto del punto donde se aplica la fuerza.

La rigidez es una propiedad extensiva del objeto que se describe, y por lo tanto depende del material del que está formado el objeto, así como de determinadas características físicas del objeto (por ejemplo, la forma y las condiciones de contorno). Por ejemplo, la rigidez de un objeto se puede aumentar o reducir de forma selectiva incluyendo en el objeto un material que tenga un módulo de elasticidad, módulo de flexión y/o dureza deseados. El módulo de elasticidad es una propiedad intensiva (es decir, es intrínseca a) del material constituyente y describe la tendencia de un objeto a deformarse elásticamente (es decir, no permanentemente) en respuesta a una fuerza aplicada. Un material que tenga un alto módulo de elasticidad no se desviará tanto como un material que tenga un bajo módulo de elasticidad en presencia de un esfuerzo aplicado de la misma manera. Por lo tanto, la rigidez del objeto se puede aumentar, por ejemplo, introduciendo en el objeto y/o construyendo el objeto de un material que tenga un alto módulo de elasticidad.

Del mismo modo, la dureza de un material es una propiedad intensiva del material constituyente y describe la medida de como de resistente es el material a diversos tipos de cambios de forma permanentes cuando se aplica una fuerza. Para describir la dureza y el efecto posterior sobre la rigidez de un catéter, generalmente se utiliza la escala de la dureza Shore. Existen varias escalas para durómetros con dos comúnmente utilizadas para describir plásticos,

polímeros, elastómeros y/o cauchos, a saber, tipo A y tipo D, donde el tipo A se utiliza generalmente para materiales más blandos y el tipo D se utiliza generalmente para materiales más duros. La dureza Shore de un material se indica con un número entre 0 y 100, con números más altos que indican un material más duro, seguido por el tipo de escala. Por ejemplo, un primer material se puede medir que tiene una dureza Shore de 40 Shore A y un segundo material se puede medir que tiene una dureza Shore de 60 Shore D. Por lo tanto, según la escala de la dureza Shore, el segundo material es más duro y, por tanto, más rígido que el primer material.

Las FIG. 1 y 2 son ilustraciones esquemáticas de un aparato 1000 para flebotomía a través de una vía intravenosa periférica o catéter en una primera configuración y una segunda configuración, respectivamente. El aparato 1000 incluye un introductor 1100, una cánula o catéter 1200, un mecanismo de cierre 1131 y un actuador 1500. El introductor 1100 incluye una vaina 1110 que tiene un extremo proximal 1120 y un extremo distal 1130 y que define un lumen 1113. El catéter/cánula 1200 se dispone con capacidad para moverse dentro de la vaina 1110 entre el extremo proximal 1120 y el extremo distal 1130.

El extremo proximal 1120 incluye un puerto 1121, de tal manera que el catéter/cánula 1200 se puede mover desde la primera configuración retraída (FIG. 1) hasta la segunda configuración extendida (FIG. 2). Del mismo modo, el puerto 1121 en el extremo proximal 1120 del introductor 1100 se configura de tal manera que el catéter 1200 se pueda mover a través del puerto 1121 desde la primera configuración hasta la segunda configuración. El puerto 1121 puede ser cualquier puerto adecuado tal como, por ejemplo, una abertura en el extremo proximal 1120 del introductor 1100. Además, el puerto 1121 puede incluir cualquier elemento de sellado adecuado, tal como una junta tórica o una junta. En algunos desarrollos, el puerto 1121 puede ser un puerto autosellante y se puede lubricar utilizando cualquier lubricación adecuada para ayudar en el movimiento y/o el sellado del catéter 1200 en el mismo.

El extremo distal 1130 del introductor 1100 incluye un mecanismo de cierre 1131 configurado para acoplar de forma fluida una vía intravenosa periférica 1300 al introductor 1100 y colocar el catéter 1200 en comunicación fluida con la vía intravenosa periférica 1300. El mecanismo de cierre 1131 puede ser cualquier mecanismo de cierre adecuado que cree un sello hermético a los fluidos. En algunos ejemplos, el mecanismo de cierre puede ser un Luer Lok™ o una configuración similar. En algunos ejemplos, la vía intravenosa periférica 1300 se encuentra en una configuración sellada hasta que el mecanismo de cierre 1131 se acopla a la línea intravenosa 1300. Una vez que el mecanismo de cierre 1131 se acopla a la vía intravenosa 1300, se puede abrir el sello para facilitar el acceso al catéter 1200. En algunos ejemplos, el mecanismo de cierre puede incluir un mecanismo de prevención de reflujo, tal como una válvula unidireccional o similar. De esta manera, el mecanismo de cierre 1131 se puede configurar para permitir que el catéter 1200 pase a través del mecanismo de cierre 1131, pero evita, en esencia, el flujo de fluido, fuera del catéter 1200, a través del mecanismo de cierre 1131.

El catéter 1200 define un lumen 1201 entre un extremo proximal 1220 y un extremo distal 1230 y puede tener cualquier diámetro y rigidez adecuados. En algunos ejemplos, el catéter 1200 puede estar entre calibre 16 y calibre 26 y tener una dureza Shore de aproximadamente 20 Shore A a 50 Shore D. En algunos ejemplos, el catéter 1200 tiene una dureza Shore de aproximadamente 20 Shore A a 95 Shore D. En algunos ejemplos, el catéter 1200 tiene una dureza Shore de aproximadamente 70 Shore D a 85 Shore D. De esta manera, el catéter 1200 puede ser de cualquier diámetro adecuado para ser insertado a través de la vía intravenosa periférica 1300 y puede ser lo suficientemente rígido para ser avanzado a través de la vía intravenosa periférica 1300.

El actuador 1500 se acopla de forma operativa al catéter 1200 a través de una hendidura o ranura 1111 en el introductor 1100. El actuador 1500 se configura para mover el catéter 1200 desde la primera configuración hasta la segunda configuración de tal manera que el extremo distal 1230 del catéter 1200 esté, en esencia, fuera del introductor 1100, según se muestra en la FIG. 2. En algunos ejemplos, la longitud del extremo distal 1230 del catéter 1200 es mayor que la longitud de la vía intravenosa periférica 1300. De esta manera, el extremo distal 1230 del catéter 1200 se extiende más allá del extremo distal de la línea intravenosa 1300.

En algunos ejemplos, el catéter 1200 se puede mover a una tercera configuración en la cual el catéter 1200 se retrae de vuelta al introductor 1100. La tercera configuración puede ser, en esencia, similar a la primera configuración (FIG. 1) en la que el catéter 1200 se coloca en el introductor 1100, por lo tanto, el usuario no entra en contacto con fluidos corporales. Aunque en la primera configuración y en la tercera configuración, el aparato 1000 se puede desconectar o conectar a una vía intravenosa periférica 1300. Dicho de otra manera, el aparato 1000 se puede encontrar en la primera configuración antes de ser acoplado a la vía intravenosa periférica 1300, a continuación puede permanecer en la primera configuración durante un período de tiempo después de ser acoplado a la vía intravenosa periférica 1300. Del mismo modo, el aparato 1000 se puede mover a la tercera configuración, desconectarse de la vía intravenosa periférica 1300 y a continuación puede permanecer en la tercera configuración.

La FIG. 3 es una ilustración esquemática detallada de un aparato 2000 de acuerdo con un ejemplo en una segunda configuración. En algunos ejemplos, el aparato 2000 es, en esencia, similar al aparato 1000 descrito anteriormente en referencia a las FIG. 1 y 2. Por lo tanto, en la presente memoria no se describen en detalle algunos aspectos del aparato 2000. El aparato 2000 incluye un introductor 2100 y un catéter 2200. El catéter 2200 incluye un extremo proximal 2220 y un extremo distal 2230. El extremo distal 2230 del catéter 2200 incluye un conjunto de aberturas 2231 de tal manera que cuando en la segunda configuración (por ejemplo, cuando el extremo distal 2230 del catéter 2200 está en la vena y fuera de la línea intravenosa) las aberturas 2231 actúan para transportar un fluido corporal (por

ejemplo, sangre) hasta un volumen fuera del catéter 2200. El conjunto de aberturas 2231 puede tener cualquier disposición en la circunferencia del catéter 2200 y puede incluir el extremo del catéter 2200. Del mismo modo, el catéter 2200 que tiene el extremo distal 2230 puede definir una abertura en la superficie de la punta. Cada abertura 2231 puede ser de cualquier forma o tamaño adecuado y no son necesariamente similares a cualquier otra abertura incluida en el conjunto de aberturas 2231. En algunos ejemplos, el catéter 2200 define una única abertura. Por ejemplo, el catéter 2200 define una única abertura 2231 en la superficie distal.

El extremo proximal 2220 del catéter 2200 se acopla de forma fluida a un mecanismo de cierre 2221, según se muestra en la FIG. 3. El mecanismo de cierre 2221 puede ser cualquier mecanismo de cierre adecuado, tal como un Luer Lok™ o similar. Una aguja 2222 se acopla de forma fluida al mecanismo de cierre 2221 y al menos se dispone parcialmente dentro de una vaina 2223. La vaina 2223 puede ser de cualquier material con una flexibilidad y/o compresibilidad adecuadas, de tal manera que la aguja 2222 se pueda extender a través de la vaina 2223 cuando se acopla con un contenedor convencional de fluido para flebotomía (por ejemplo, un Vacutainer®). El mecanismo de cierre 2221 se configura para acoplarse a cualquier sistema de contención de fluidos adecuado, tal como un contenedor Vacutainer® (no mostrado en la FIG. 3) y para colocar la aguja 2222 en comunicación fluida con el sistema de contención de fluidos. La vaina 2223 se configura para comprimirse cuando el mecanismo de cierre 2221 se acopla al sistema de contención de fluidos. Esta disposición facilita el paso de los fluidos corporales a través del conjunto de aberturas 2231 del catéter 2200, según se muestra en la FIG. 3 mediante la flecha AA, a través del catéter 2200, y saliendo del catéter 2200 a través de la aguja 2222, según se muestra en la FIG 3 por la flecha BB.

La FIG. 4 es una ilustración esquemática de un aparato 3000 para flebotomía a través de un catéter intravenoso periférico en una segunda configuración de acuerdo con un ejemplo. El aparato 3000 incluye un introductor 3100 y un catéter 3200. El introductor 3100 incluye una vaina 3110 que define un lumen 3113 entre un extremo proximal 3120 y un extremo distal 3130 y configurado para alojar, al menos parcialmente, el catéter 3200. El extremo distal 3130 del introductor 3100 incluye un mecanismo de cierre 3131 configurado para acoplar de forma fluida el introductor 3100 a una vía intravenosa periférica 3300 y colocar el catéter 3200 en comunicación fluida con la vía intravenosa periférica 3300, cuando el catéter 3200 se encuentra en la segunda configuración. El mecanismo de cierre 3131 puede ser cualquier mecanismo de cierre adecuado que cree un sello hermético a los fluidos. En algunos ejemplos, el mecanismo de cierre 3131 puede ser un Luer Lok™ o una configuración similar. La vaina 3110, que tiene una determinada rigidez, se configura de tal manera que al aplicar una fuerza en el extremo proximal 3120 (según indica la flecha CC de la FIG. 4), la vaina 3110 se comprime a lo largo de un eje AAA.

La compresión de la vaina 3110 es de tal manera que el catéter 3200 se avanza hasta la segunda configuración. Dicho de otra manera, como la vaina 3110 del introductor 3100 está comprimida, el catéter 3200 se mueve desde una primera configuración donde en el catéter 3200 se dispone dentro del introductor 3100 (según se describió anteriormente con respecto a la FIG. 1) hasta una segunda configuración en donde el extremo distal 3230 está, en esencia, fuera del introductor 3100, según se muestra en la FIG. 4. Además, la rigidez de la vaina 3110 es una propiedad extensiva y como tal puede tener un conjunto de propiedades (es decir, material, espesor, forma y/o similares) para permitir que la vaina 3110 se comprima a lo largo del eje AAA con la cantidad deseada de fuerza aplicada en el extremo proximal 3120 del introductor 3100. El conjunto de propiedades permite que la vaina 3110 se deforme elásticamente (es decir, de forma no permanente) de tal manera que cuando la fuerza ya no se aplica al extremo proximal 3120 del introductor 3100, el aparato 3000 vuelve a la primera configuración. En la segunda configuración, el extremo distal 3230 del catéter 3200 se extiende más allá del extremo distal de la vía intravenosa periférica 3300. Esta disposición facilita el transporte de un fluido corporal a un volumen fuera del catéter 3200 y cuando esté completo, el aparato 3000 se puede colocar en una tercera configuración, en esencia, similar a la primera configuración.

Las FIG. 5 y 6 son vistas laterales de un aparato 4000 en una primera configuración y una segunda configuración, respectivamente. El aparato 4000 incluye un introductor 4100 y un catéter 4200. El introductor 4100 incluye una vaina 4110 que define un lumen 4113 entre un extremo proximal 4120 y un extremo distal 4130 y se configura para alojar, al menos parcialmente, el catéter 4200. Aunque se muestra en la FIG. 5 como cilíndrico, el introductor 4100 puede tener cualquier forma adecuada. Además, el lumen 4113, definido por las paredes interiores de la vaina 4110, no tiene necesariamente la misma forma que las paredes exteriores de la vaina 4110. Dicho de otra manera, las paredes interiores y exteriores de la vaina 4110 pueden tener una forma de la sección transversal diferente. El extremo proximal 4120 del introductor 4100 está acoplado a un mecanismo de cierre 4122. El mecanismo de cierre 4122 puede ser cualquier mecanismo de cierre adecuado, tal como un Luer Lok™ o similar. Durante la utilización, el mecanismo de cierre 4122 se configura para acoplarse a un sistema de contención de fluidos adecuado, tal como un contenedor Vacutainer® (no mostrado en la FIG. 5) para colocar el catéter 4200 en comunicación fluida con el sistema de contención de fluidos.

El extremo distal 4130 del introductor 4100 incluye un mecanismo de cierre 4131 configurado para acoplar de forma fluida el introductor 4100 a una vía intravenosa periférica (no mostrada en la FIG. 5). De esta manera, el mecanismo de cierre 4131 se puede configurar para colocar de forma selectiva el catéter 4200 en comunicación fluida con la vía intravenosa periférica. El mecanismo de cierre 4131 puede ser cualquier mecanismo de cierre adecuado que cree un sello hermético a los fluidos. En algunos ejemplos, el mecanismo de cierre 4131 está en una configuración sellada hasta que el mecanismo de cierre 4131 se acopla a la vía intravenosa. Una vez que el mecanismo de cierre 4131 se acopla a la vía intravenosa, se puede abrir el sello para facilitar el acceso del catéter 4200. Además, mientras está en la configuración de desbloqueo, el mecanismo de cierre 4131 del extremo distal 4130 y el mecanismo de cierre 4122

del extremo proximal 4120 crean un alojamiento aislado de forma fluida para el catéter 4200 en el mismo. Dicho de manera similar, antes de que el mecanismo de cierre del extremo proximal 4122 y el mecanismo de cierre del extremo distal 4131 se desbloqueen y antes de que el catéter 4200 se encuentre en la segunda configuración, se esteriliza el catéter 4200. Además, el catéter 4200, cuando se encuentra en la segunda configuración y ha entrado en contacto con el fluido corporal deseado, se puede mover a una tercera configuración (por ejemplo, en esencia, similar a la primera configuración) aislando de ese modo el extremo distal 4230 utilizado.

La vaina 4110 tiene una rigidez determinada de tal manera que cuando se aplica una fuerza (según lo indicado por la flecha DD en la FIG. 6) al extremo proximal 4120, la vaina 4110 se comprime a lo largo de un eje BBB. La compresión de la vaina 4110 es de tal manera que el catéter 4200 avanza a la segunda configuración. Dicho de otra manera, cuando la vaina 4110 del introductor 4100 se comprime, el catéter 4200 se mueve desde la primera configuración en donde el catéter 4200 se dispone dentro del introductor 4100 hasta la segunda configuración en donde el extremo distal 4230 se encuentra, en esencia, fuera del introductor 4100 (por ejemplo, la vaina 4110 se retrae). Las propiedades de la vaina 4110 pueden ser cualquier conjunto de propiedades discutidas en la presente memoria, de tal manera que la aplicación de una cantidad deseada de fuerza al extremo proximal 4120 permite que la vaina se comprima a lo largo del eje

BBB. En la segunda configuración, el extremo distal 4230 del catéter 4200 se extiende más allá del extremo distal de la vía intravenosa periférica y facilita el transporte de un fluido corporal hasta un volumen fuera del catéter 4200.

El catéter 4200 incluye un extremo distal 4230 y una parte cónica 4203. La parte cónica es de tal manera que el diámetro del catéter 4200 se reduce en una ubicación determinado, según se muestra en la FIG. 5. El ángulo cónico Θ puede ser cualquier ángulo adecuado para que se permita que el catéter 4200 avance completamente hasta la segunda configuración (FIG. 6). Además, el ángulo cónico Θ es de tal manera que se consigue un flujo laminar (es decir, un flujo suave en capas). En algunos ejemplos, el catéter 4200 puede incluir un cable de refuerzo 4202, según se muestra en la FIG. 6A, y se puede configurar para enrollarse alrededor de las paredes del catéter 4200, dotando al catéter 4200 con la rigidez deseada. Además, el cable de refuerzo 4202, al estar enrollado alrededor del catéter 4200, puede proporcionar la flexibilidad para avanzar a través de un conjunto de paredes que definen un lumen (es decir, venas, arterias, vía intravenosa periférica, y/o similares) sin dobleces ni torsiones. Además, el cable de refuerzo 4202 puede dotar al catéter 4200 con suficiente rigidez para facilitar su avance a través del lumen.

El extremo distal 4230 del catéter 4200 incluye un conjunto de aberturas 4231 de tal manera que cuando se encuentra en la segunda configuración (por ejemplo, cuando el extremo distal 4230 del catéter 4200 se encuentra en la vena y fuera de la línea intravenosa) las aberturas 4231 actúan para transportar un fluido corporal (es decir, sangre) hasta un volumen fuera del catéter 4200. El conjunto de aberturas 4231 puede ser de cualquier disposición en la circunferencia del catéter 4200 y puede incluir el extremo del catéter 4200. Del mismo modo, el catéter 4200 que tiene el extremo distal 4230 puede estar, en esencia, abierto en la superficie de la punta. Aunque las FIG. 6 y 6A muestran el extremo distal 4230 del catéter 4200 como, en esencia, plano, el extremo distal 4230 puede tener cualquier forma adecuada (por ejemplo, cónica o esférica) y puede tener cualquier grado adecuado de bordes redondeados. Cada abertura 4231 puede ser de cualquier forma o tamaño adecuado y no son necesariamente similares a cualquier otra abertura 4231 incluida en el conjunto de aberturas 4231. La disposición del conjunto de aberturas 4231 se configura para introducir un flujo laminar a través del catéter 4200 hasta un volumen, en esencia, fuera del catéter 4200 y evitar por lo tanto la hemólisis.

En algunos ejemplos, un sistema de extracción de sangre consta de dos elementos: (1) el conjunto de extracción de sangre del introductor/catéter descrito anteriormente; y (2) un adaptador en Y que se configura para conectarse a un catéter intravenoso periférico estándar de 16g o 22g. El adaptador en Y incluye un puerto dedicado para el dispositivo de extracción de sangre y otro puerto estándar para medicina convencional e infusión de fluidos.

Por ejemplo, la FIG. 7 incluye una vista en sección transversal de un adaptador en Y 5400 y un aparato 5000 en una primera configuración. El aparato 5000 incluye un introductor 5100 y un catéter 5200. El introductor 5100 incluye una vaina 5110 que define un lumen 5113 entre un extremo proximal 5120 y un extremo distal 5130 y configurado para alojar, al menos parcialmente, el catéter 5200. El catéter 5200 incluye un extremo proximal 5220 y un extremo distal 5230. El aparato 5000 puede ser, en esencia, similar al aparato 4000 descrito anteriormente con referencia a los FIG. 5 y 6. Por lo tanto, algunos aspectos del aparato 5000 no se describen con más detalle en la presente memoria.

En algunos ejemplos, el adaptador en Y 5400 se configura para ser acoplado entre el introductor 5100 y la línea intravenosa 5440. El adaptador en Y incluye un extremo distal 5410 y define un primer puerto 5420 y un segundo puerto 5430. El primer puerto 5420 del adaptador en Y 5400 define un primer lumen 5422 con un primer diámetro D_1 . El primer puerto 5420 se configura de tal manera que el primer puerto 5420 es, en esencia, similar en tamaño, forma, configuración y funcionalidad a un adaptador en Y convencional. Además, el primer puerto 5420 se configura de tal manera que el flujo de un fluido corporal no puede salir del primer puerto 5420. Más específicamente, el primer lumen 5422 definido por las paredes del primer puerto 5420 puede ser de tal manera que el lumen 5422 restringa el reflujo de un fluido corporal (es decir, la sangre). En algunos ejemplos, el reflujo se puede impedir utilizando una válvula, un tapón de rosca, un tapón de vuelta, un puerto y/o similares.

El segundo puerto 5430 del adaptador en Y 5400 define un segundo lumen 5432 con un segundo diámetro D_2 . Según se muestra en la FIG. 7, el segundo diámetro D_2 se puede configurar para que sea mayor que el primer diámetro D_1 . En otros ejemplos, el segundo diámetro D_2 puede ser similar o menor que el primer diámetro D_1 . Más concretamente, el diámetro D_2 del segundo puerto 5430 es lo suficientemente grande como para aceptar hasta, por ejemplo, un catéter de calibre 18. El adaptador en Y 5400 puede ser de cualquier material adecuado y/o ser de un material similar al de un adaptador en Y convencional.

El primer lumen 5422 definido por el primer puerto 5420 y el segundo lumen 5432 definido por el segundo puerto 5430 convergen a un lumen común 5401 antes del extremo distal 5410 del adaptador en Y 5400, según se muestra en la FIG. 7. El segundo puerto 5430 se configura de tal manera que el segundo lumen 5432 es, en esencia, coaxial con el lumen común 5401. Además, el lumen común 5401 puede tener un diámetro, en esencia, similar al diámetro D_2 del segundo puerto 5430.

El segundo puerto 5430 se acopla de forma fluida a un mecanismo de cierre 5431 configurado para acoplar el adaptador en Y al introductor 5100. El mecanismo de cierre 5431 puede ser un Luer Lok™ o similar. En algunos ejemplos, el adaptador en Y 5400 se encuentra en una configuración sellada hasta que se acopla al mecanismo de cierre 5131 en el extremo distal 5130 del introductor 5100. Una vez que el mecanismo de cierre 5431 se acopla al introductor 5100, el sello se puede abrir para facilitar el acceso para que el catéter 5200 avance hasta una segunda configuración, según se muestra en la FIG. 8 (obsérvese que el introductor 5100 no se muestra acoplado al adaptador en Y en la FIG. 8).

En algunos ejemplos, el extremo distal 5410 del adaptador en Y 5400 se acopla a una vía intravenosa periférica 5440 tal como, por ejemplo, una vía intravenosa periférica convencional. En algunos ejemplos, el adaptador en Y 5400 se forma de forma monolítica con la vía intravenosa periférica 5440. En algunos ejemplos, el extremo distal 5410 del adaptador en Y 5400 se puede acoplar a una vía intravenosa periférica utilizando cualquier mecanismo de cierre adecuado. Del mismo modo, el segundo puerto 5420 del mecanismo de cierre 5431 configurado para acoplar el adaptador en Y 5400 al introductor 5100 se puede formar de forma monolítica con el introductor 5100. Dicho de otra manera, en algunos ejemplos, no se requiere un introductor separado, sino que una parte del adaptador en Y puede servir como introductor.

Cuando en la segunda configuración según se muestra en la FIG. 8, el extremo distal 5230 del catéter 5200 avanza, en esencia, más allá de la vía intravenosa periférica 5440. El extremo distal 5230 del catéter 5200 incluye un conjunto de aberturas 5231 de tal manera que cuando en la segunda configuración (es decir, cuando el extremo distal 5230 del catéter 5200 se encuentra en la vena y fuera de la línea intravenosa) las aberturas 5231 actúan para transportar un fluido corporal (es decir, sangre) hasta un volumen fuera del catéter 5200. El conjunto de aberturas 5231 puede ser de cualquier disposición en la circunferencia del catéter 5200 y puede incluir el extremo del catéter 5200. Del mismo modo, el catéter 5200 que tiene el extremo distal 5230 puede estar, en esencia, abierto en la superficie de la punta. Cada abertura 5231 puede ser de cualquier forma o tamaño adecuado y no son necesariamente similares a cualquier otra apertura incluida en el conjunto de aberturas. El catéter 5200, en la segunda configuración y habiendo transportado el fluido corporal deseado, se puede colocar en una tercera configuración (por ejemplo, en esencia, similar a la primera configuración mostrada en la FIG. 7), aislando de este modo el extremo distal 5230 utilizado.

Aunque el introductor 5100 (FIG. 7 y 8) se describe como que está configurado para ser comprimido, en esencia, para hacer avanzar el catéter 5200, en otros ejemplos, un aparato puede incluir un actuador configurado para mover el catéter con respecto al introductor. Por ejemplo, las FIG. 9-14 ilustran un aparato 6000 utilizado para flebotomía a través de una vía intravenosa periférica. El aparato 6000 incluye un introductor 6100, una cánula 6200 y un adaptador 6400. El aparato 6000 puede tener cualquier forma, tamaño o configuración adecuada y se configura para acoplarse, por ejemplo, a una vía intravenosa periférica (PIV) 6300.

El introductor 6100 incluye un extremo proximal 6120 y un extremo distal 6130. Según se muestra en las FIG. 9-14, el introductor 6100 es un tubo, en esencia, cilíndrico configurado para recibir la cánula 6200. Del mismo modo, el introductor 6100 incluye una pared o conjunto de paredes que definen un lumen 6113 (FIG. 11) configurado para recibir de forma selectiva la cánula 6200. El introductor 6100 y la cánula 6200 se pueden formar a partir de cualquier material adecuado que tenga una dureza determinada. En algunos ejemplos, la cánula 6200 puede tener una dureza entre 20 Shore A y 50 Shore D. En otros ejemplos, la cánula 6200 puede tener una dureza Shore de aproximadamente 20 Shore A hasta 95 Shore D. En otros ejemplos, la cánula 6200 puede tener una dureza Shore de aproximadamente 70 Shore D hasta 85 Shore D.

El extremo proximal 6120 del introductor 6100 se configura para acoplarse a un tapón de extremo 6140. De esta manera, el tapón de extremo 6140 se puede configurar para que cierre y/o selle, en esencia, el extremo proximal 6120 del introductor 6100. En algunos ejemplos, el tapón de extremo 6140 se configura para formar un sello, en esencia, hermético a los fluidos con el introductor 6100. Del mismo modo, en algunos ejemplos, el tapón de extremo 6140 y el extremo proximal 6120 del introductor 6100 definen un sello, en esencia, hermético a los fluidos. En algunos ejemplos, el usuario puede agarrar el tapón de extremo 6140 a medida que avanza la cánula 6200.

El extremo distal 6130 del introductor 6100 se acopla a un mecanismo de cierre 6131. El mecanismo de cierre 6131 se configura para acoplar física y de forma fluida una parte del aparato 6000 a la vía intravenosa periférica 6300

existente. En algunos ejemplos, el mecanismo de cierre 6131 se puede configurar para que se acople directamente a la vía intravenosa periférica 6300 existente. En otros ejemplos, el mecanismo de cierre 6131 se puede acoplar al adaptador 6400 y/o a cualquier otra estructura intermedia adecuada, tal como, por ejemplo, una válvula o tapón conocido.

5 El extremo distal 6130 del introductor 6100 se puede acoplar al mecanismo de cierre 6131 de cualquier manera adecuada. Por ejemplo, el extremo distal 6130 se puede colocar dentro de una parte del mecanismo de cierre 6131 de tal manera que una superficie externa del introductor 6100 defina un ajuste por fricción con la superficie interna de la parte del mecanismo de cierre 6131. En otros ejemplos, el extremo distal 6130 del introductor 6100 se puede acoplar al mecanismo de cierre 6131 por medio de un adhesivo. En otros ejemplos, el mecanismo de cierre 6131 se puede formar de forma monolítica con el extremo distal 6130 del introductor 6100. Por ejemplo, el mecanismo de cierre 6131 se puede formar a partir de un material similar al del introductor 6100. En otros ejemplos, el introductor 6100 se puede formar a partir de un primer material y el mecanismo de cierre 6131 se puede formar a partir de un segundo material configurado para sobremoldear el extremo distal 6130 durante un proceso de fabricación.

15 Según se ve en la FIG. 11, el mecanismo de cierre 6131, incluye un elemento de sello 6132 configurado para definir, en esencia, un sello hermético a los fluidos cuando la cánula 6200 se encuentra en la primera configuración. Además, durante la utilización, el elemento de sellado 6132 se puede configurar para recibir una parte de la cánula 6200 para permitir que la cánula 6200 avance, en la dirección distal, más allá del elemento de sellado 6132. De esta manera, el elemento de sellado 6132 puede formar, en esencia, un sello hermético a los fluidos alrededor de la cánula 6200 de tal manera que el elemento de sellado 6132 evita, en esencia, un reflujo hacia el introductor 6100. El elemento de sellado 6132 puede ser cualquier configuración adecuada tal como, por ejemplo, una junta tórica, una válvula unidireccional, un diafragma, una válvula de retención, o cualquier otro elemento de sellado adecuado. Aunque se muestra y se describe como estando incluido en el mecanismo de cierre 6131, en algunos ejemplos, un elemento de sellado se puede incluir en el mecanismo de cierre 6131 y/o en el adaptador 6400. Por ejemplo, el mecanismo de cierre 6131 se puede acoplar al adaptador 6400 de tal manera que el elemento de sellado incluido en el adaptador 6400 y/o el mecanismo de cierre 6131 evita un flujo de fluido corporal en la dirección proximal antes de hacer avanzar la cánula 6200, según se describe más adelante.

20 Según se ve en las FIG. 10 y 11, el introductor 6100 define además un carril del actuador 6111. El carril del actuador 6111 puede ser una ranura o abertura definida por la pared del introductor 6100 y se configura para recibir una parte del actuador 6500. El carril del actuador 6111 se puede configurar para que se extienda, en esencia, a lo largo de la longitud del introductor 6100. En algunos ejemplos, el carril del actuador 6111 se configura para extenderse de forma continua a través del extremo distal 6130 y el extremo proximal 6120 del introductor 6100. El carril del actuador 6111 puede ser de cualquier configuración adecuada y puede acoplar la parte del actuador 6500 de cualquier manera adecuada. Por ejemplo, las paredes del introductor 6100 que definen el carril del actuador 6111 pueden formar un ajuste por fricción con la parte del actuador 6500, según se describe con más detalle en la presente memoria.

35 La cánula 6200 define un lumen 6201 (FIG. 11) y se configura para disponerse con capacidad para moverse dentro del introductor 6100. Según se describió anteriormente con referencia a la FIG. 5, la cánula 6200 se puede configurar para incluir una primera parte 6205 que tiene un primer diámetro y una segunda parte 6210 que tiene un segundo diámetro, más pequeño que el primero. Más específicamente, la primera parte 6205 se dispone en un extremo proximal 6220 de la cánula 6200 y la segunda parte 6210 se dispone en un extremo distal 6230 de la cánula 6200. De esta manera, por ejemplo, el diámetro de la cánula 6200 se reduce en el extremo distal 6230 del catéter 6200 para facilitar la inserción del catéter 6200 en la vía intravenosa periférica, según se describe con más detalle en la presente memoria.

45 Según se describió anteriormente con referencia a la FIG. 6A, el extremo distal 6230 de la cánula 6200 se puede configurar para incluir cualquier número adecuado de aberturas (no mostradas en las FIG. 9-14). Por ejemplo, el extremo distal 6230 de la cánula 6200 puede incluir una superficie de extremo, en esencia, abierta configurada para colocar el lumen 6201 en comunicación fluida con, por ejemplo, una vena. En algunos ejemplos, la superficie de extremo puede ser, en esencia, plana (por ejemplo, perpendicular a un eje longitudinal de la cánula 6200). En otros ejemplos, la superficie de extremo puede tener cualquier configuración adecuada tal como, por ejemplo, en esencia, en forma de bala, cónica, bulbosa o similar. En otros ejemplos, la superficie de extremo puede estar, en esencia, en ángulo con respecto al eje longitudinal de la cánula 6200 (por ejemplo, similar a la punta de una aguja). Además, en algunos ejemplos, el extremo distal 6230 se puede configurar para incluir la superficie de extremo abierta y una abertura dispuesta en el lado de la cánula 6200. De esta manera, la abertura lateral (no mostrada en las FIG. 9-14) se puede configurar para transferir una parte de un fluido corporal incluso si la abertura dispuesta en la superficie de extremo está obstruida (por ejemplo, por un coágulo o algo similar).

55 El actuador 6500 se acopla al extremo proximal 6220 de la cánula 6200 y se configura para mover la cánula 6200, con respecto al introductor 6100, entre una primera configuración y una segunda configuración. Más específicamente, el actuador 6500 define una forma, en esencia, anular que define una cavidad 6510 configurada para recibir el extremo proximal 6120 del introductor 6100 y el extremo proximal 6220 de la cánula 6200. Del mismo modo, el actuador 6500 se dispone en torno al introductor 6100 y la cánula 6200. Además, el actuador 6500 se configura de tal manera que un elemento de guiado 6520 y un acoplador 6530 se extienden desde una superficie interna del actuador 6500.

60

- El elemento de guiado 6520 puede tener cualquier forma, tamaño o configuración adecuada. Por ejemplo, según se muestra en la FIG. 10, el elemento de guiado 6520 es una extensión relativamente delgada. De esta manera, el elemento de guiado 6520 se dispone dentro del carril del actuador 6111 cuando el actuador 6500 se dispone alrededor del introductor 6100. En algunos ejemplos, las paredes del introductor 6100 que definen el carril del actuador 6111 definen un ajuste por fricción con una parte del elemento de guiado 6520. La disposición del elemento de guiado 6520 dentro del carril del actuador 6111 puede ser de tal manera que el actuador 6500 se mantenga, en esencia, en una ubicación determinada, con respecto al introductor 6100, hasta que se aplique una fuerza al actuador 6500 para mover el actuador 6500 hacia la segunda configuración. Del mismo modo, el actuador 6500 acopla el introductor 6100 de tal manera que el actuador 6500 no se mueve, en esencia, sin la intervención del usuario (por ejemplo, aplicando una fuerza al actuador 6500). En otros ejemplos, el actuador 6500 no necesita incluir un elemento de guiado 6520. En dichos ejemplos, el actuador 6500 se puede configurar para definir un ajuste por fricción con el introductor 6100 cuando el actuador 6500 se dispone alrededor del introductor 6100 (por ejemplo, una superficie interna de la pared o paredes que definen la forma anular del actuador 6500 se acoplan a una superficie externa del introductor 6100 para definir el ajuste por fricción).
- El acoplador 6530 se dispone sobre una superficie superior del elemento de guiado 6520 (por ejemplo, el elemento de guiado 6520 se dispone entre el acoplador 6530 y la superficie interna del actuador 6500). Según se muestra en las FIG. 11 y 13, el acoplador 6530 se acopla al extremo proximal 6220 de la cánula 6200. En algunos ejemplos, una superficie externa del extremo proximal 6220 de la cánula 6200 define un ajuste por fricción con la superficie interna del acoplador 6530. En otros ejemplos, el extremo distal 6220 de la cánula 6200 se puede acoplar al acoplador 6530 por medio de un adhesivo. De esta manera, el extremo proximal 6220 de la cánula 6200 y el acoplador 6530 forman, en esencia, un sello hermético a los fluidos.
- Un extremo proximal 6540 del actuador 6500 se acopla a una cánula secundaria 6250 configurada para acoplarse a una cubierta del contenedor 6270. La cubierta del contenedor 6270 define una cavidad 6271 configurada para recibir un depósito de fluido (por ejemplo, un contenedor de fluido de flebotomía convencional tal como un Vacutainer®). Más específicamente, la cánula secundaria 6250 define un lumen 6253 e incluye un extremo proximal 6252 configurado para acoplarse a un mecanismo de cierre 6524. El mecanismo de cierre 6524 se puede configurar para acoplarse a la cubierta del contenedor 6270. Además, el mecanismo de cierre 6524 incluye una aguja 6525 dispuesta dentro de una vaina 6526 configurada para perforar una parte del depósito de fluido (por ejemplo, según se describió anteriormente con referencia a la FIG. 3) cuando el depósito de fluido (no mostrado) se dispone dentro de la cubierta del contenedor 6270. Por lo tanto, con el extremo proximal 6220 de la cánula 6200 acoplado al acoplador 6530 y la cánula secundaria 6250 acoplada al extremo proximal 6540 del adaptador 6500, el adaptador 6500 se configura para colocar la cánula 6200 (por ejemplo, el lumen 6201 definido por la cánula 6200) en comunicación fluida con la cánula secundaria 6250 (por ejemplo, el lumen 6253 de la cánula secundaria 6250) y el depósito de fluido (no mostrado).
- Aunque se describe como que incluye la cánula secundaria 6250, en algunos ejemplos, el aparato 6000 no necesita incluir la cánula secundaria 6250. En dichos ejemplos, la cánula 6200 puede definir una trayectoria continua del fluido (por ejemplo, lumen 6201) desde el extremo distal 6230, a través del conector 6530 y hasta la cubierta del contenedor 6270. En otros ejemplos, la cubierta del contenedor 6270 se puede configurar para que se acople física y de forma fluida al actuador 6500.
- El adaptador 6400 puede ser cualquier adaptador 6400 adecuado. Por ejemplo, un adaptador puede ser un adaptador en Y o un adaptador en T (por ejemplo, un juego de extensión intravenoso de doble puerto). En otros ejemplos, un adaptador puede ser similar en forma y función al adaptador 5400, descrito anteriormente con referencia a las FIG. 7 y 8. Según se muestra en la FIG. 10, el adaptador 6400 es un adaptador estilo T e incluye un extremo distal 6410, un primer puerto 6420 y un segundo puerto 6430. El extremo distal 6410 define un puerto e incluye un mecanismo de cierre 6411 configurado para ser acoplado a la vía intravenosa periférica 6300. De esta manera, el mecanismo de cierre 6411 puede ser cualquier mecanismo de cierre conocido adecuado, de tal manera que el extremo distal 6410 del adaptador 6400 se puede acoplar a una vía intravenosa periférica 6300 conocida.
- El primer puerto 6420 se puede acoplar a un extremo distal 6427 de un catéter de entrada 6425. En algunos ejemplos, el extremo distal 6427 del catéter de entrada 6425 forma un ajuste por fricción con una superficie interna del primer puerto 6420. En algunos ejemplos, el extremo distal 6427 del catéter de entrada 6425 puede incluir una conexión configurada para acoplarse con el primer puerto 6420 (por ejemplo, una conexión roscada). En otros ejemplos, el catéter de entrada 6425 se puede formar de forma monolítica con el primer puerto 6420 del adaptador 6400. El catéter de entrada 6425 incluye además un extremo proximal 6426 configurado para acoplarse a un mecanismo de cierre 6428. De esta manera, el catéter de entrada 6425 se puede utilizar por un usuario (por ejemplo, un médico, enfermera o similar) para administrar un fluido (por ejemplo, un medicamento o similar) a la vía intravenosa periférica y, por lo tanto, a la vena de un paciente. En algunos ejemplos, el catéter de entrada 6425 es, en esencia, similar en forma y función a los catéteres de entrada conocidos. Por lo tanto, con el adaptador 6400 acoplado a la vía intravenosa periférica 6300 y la vía intravenosa periférica 6300 dispuesta dentro de un paciente, un usuario puede administrar un determinado fluido al paciente por medio del catéter de entrada 6425 sin necesidad de formación adicional en el funcionamiento del adaptador 6400.
- Durante la utilización, un usuario (por ejemplo, un flebotomista) puede acoplar el actuador 6500 del aparato de extracción de sangre 6000 para mover el actuador 6500 en la dirección distal, según se indica mediante la flecha EE

en la FIG. 12. De esta manera, el actuador 6500 se mueve en la dirección distal con respecto al introductor 6100 para colocar el aparato en la segunda configuración. Según se describió anteriormente, el usuario puede aplicar una cantidad de fuerza suficiente al actuador 6500 de tal manera que se supere la fricción entre las paredes del introductor 6100 y el elemento de guiado 6520 del actuador 6500. Con la cánula 6200 acoplada al acoplador 6530 del actuador 6500, la cánula 6200 se mueve en dirección distal simultáneamente con el actuador 6500 hacia la segunda configuración.

Según se indica mediante la flecha FF en la FIG. 13, la cánula 6200 se hace avanzar a través del elemento de sellado 6132 incluido en el mecanismo de cierre 6131, a través de un lumen 6401 definido por el adaptador 6400 y a través de la vía intravenosa periférica 6300 de manera que el extremo distal 6230 de la cánula 6200 se extienda más allá de la vía intravenosa periférica 6300. De esta manera, el extremo distal 6230 de la cánula 6200 se dispone, en esencia, dentro de la vena del paciente, de tal manera que el lumen 6201, definido por la cánula 6200, esté en comunicación fluida con la vena. Según se muestra en la FIG. 13A, la cánula 6200 puede avanzar a través de la vía intravenosa periférica 6300 de tal manera que una superficie distal 6206 de la primera parte 6205 de la cánula 6200 se ponga en contacto con una superficie proximal 6301 de una parte de la vía intravenosa periférica 6300. Por lo tanto, la superficie distal 6206 de la cánula 6200 se acopla a la superficie proximal 6301 de la vía intravenosa periférica 6300 para evitar que la cánula 6200 se avance más allá de la segunda configuración. Del mismo modo, la superficie distal 6206 se configura para entrar en contacto con la superficie proximal 6301 de la parte de la vía intravenosa periférica 6300 para limitar el recorrido de la cánula 6200. Aunque la primera parte 6205 y la segunda parte 6210 de la cánula 6200 mostradas en la FIG. 13A incluyen un diámetro interno, en esencia, similar, en otros ejemplos, la primera parte 6205 puede tener un diámetro interno, en esencia, mayor que la segunda parte 6210. En algunos ejemplos, una pared interior o un conjunto de paredes interiores que definen el lumen 6201 puede incluir una transición cónica entre la primera parte 6205 y la segunda parte 6210. En otros ejemplos, la pared o las paredes interiores no necesitan incluir una parte cónica.

Aunque no se muestra en la FIG. 13, un contenedor de fluido (por ejemplo, un Vacutainer®) se puede disponer dentro de la cavidad 6271 definida por la cubierta del contenedor 6270 de tal manera que la vaina 6256 se retire de la aguja 6255 y la aguja 6255 perfora el contenedor de fluido, colocando de este modo el contenedor de fluido en comunicación fluida con la vena del paciente. En otros ejemplos, el contenedor de fluido se puede formar de forma monolítica con la cubierta del contenedor 6270 y/o con el introductor de tal manera que el movimiento del actuador 6500 puede empujar a la aguja 6255 a perforar el contenedor de fluido. En algunos ejemplos, el contenedor de fluido se configura para definir una presión negativa (por ejemplo, un Vacutainer®). En estos ejemplos, cuando la aguja 6255 perfora el contenedor de fluido, la presión negativa dentro del contenedor de fluido introduce una fuerza de succión dentro del lumen 6253 de la cánula secundaria 6250 y del lumen 6201 de la cánula 6200. La fuerza de succión es de tal manera que se extrae un fluido corporal (por ejemplo, sangre) a través del lumen 6201 de la cánula 6200 y del lumen 6253 de la cánula secundaria 6250 y se introduce en el contenedor de fluido, según se indica mediante la flecha GG de la FIG. 13. De esta manera, un flebotomista puede recolectar (por ejemplo, extraer) una cantidad determinada de sangre a través de una vía intravenosa periférica existente sin necesidad de punciones de aguja adicionales.

Con la cantidad deseada de fluido corporal extraída, el usuario (por ejemplo, el flebotomista) puede mover el actuador 6500 en la dirección proximal, colocando de este modo el aparato 6000 en una tercera configuración (utilizada), según se indica mediante la flecha HH en la FIG. 14. En la tercera configuración, la cánula 6200 se aísla, en esencia, de forma fluida de un volumen fuera del introductor 6100. Por lo tanto, el introductor 6100 (por ejemplo, el mecanismo de cierre 6131) se puede desacoplar del segundo puerto 6430 del adaptador 6400 y se puede desechar de forma segura.

Aunque el aparato 6000 (mostrado y descrito con respecto a las FIG. 9-14) incluye un introductor de una única pieza 6100, en algunos ejemplos, un aparato puede incluir un introductor de múltiples piezas configurado para movimiento telescópico. Por ejemplo, las FIG. 15-22 ilustran un aparato 7000. Según se muestra en las FIG. 15-17, el aparato 7000 incluye un introductor 7100 y una cánula 7200 y se configura para ser movido entre una primera configuración (FIG. 15) y una segunda configuración (FIG. 16 y 17), según se describe con más detalle en la presente memoria.

El introductor 7100 incluye un primer elemento 7150 que define un primer lumen 7155 y un segundo elemento 7160 que define un segundo lumen 7165. En algunos ejemplos, el primer elemento 7150 es un tubo, en esencia, cilíndrico que tiene un primer diámetro y el segundo elemento 7160 es un tubo, en esencia, cilíndrico que tiene un segundo diámetro, mayor que el primer diámetro. De esta manera, el lumen 7165 definido por el segundo elemento 7160 se configura para recibir al menos una parte del primer elemento 7155. Más específicamente, el primer elemento 7150 se puede mover dentro del segundo elemento 7165 de tal manera que el introductor 7100 se puede mover con un movimiento telescópico. Del mismo modo, el segundo elemento 7160 se configura para moverse entre una primera posición y una segunda posición, con respecto al primer elemento 7150. Además, el segundo elemento 7160 incluye una parte del actuador 7500 configurado para ser acoplada por un usuario (por ejemplo, un flebotomista) para mover el segundo elemento 7160 con respecto al primer elemento 7150.

El introductor 7100 incluye un extremo proximal 7120 y un extremo distal 7130. El extremo proximal 7120 incluye un puerto 7121. El puerto 7121 puede ser cualquier puerto adecuado. Por ejemplo, el puerto 7121 es, en esencia, similar al puerto 1121, descrito anteriormente con referencia a las FIG. 1 y 2. De esta manera, el puerto 7121 se configura para recibir una parte del catéter 7200, según se describe con más detalle en la presente memoria. El extremo distal 7130 se puede acoplar a un mecanismo de cierre 7131. El mecanismo de cierre 7131 puede ser cualquier mecanismo

adecuado tal como, por ejemplo, un Luer Lok™. En algunos ejemplos, el mecanismo de cierre 7131 puede ser, en esencia, similar al mecanismo de cierre 6131 descrito anteriormente con referencia a las FIG. 9-14. Por lo tanto, el mecanismo de cierre 7131 no se describe con más detalle en la presente memoria.

5 El introductor 7100 se configura para recibir al menos una parte de la cánula 7200. Más específicamente, la cánula 7200 incluye un extremo proximal 7220 y un extremo distal 7230 y se dispone al menos parcialmente dentro del introductor 7100 de tal manera que el extremo proximal 7220 de la cánula 7200 se extienda a través del puerto 7121 del introductor 7100. De esta manera, la cánula 7200 se configura para moverse con respecto a al menos una parte del introductor 7100 entre una primera configuración y una segunda configuración, según se describe adicionalmente en la presente memoria.

10 El extremo proximal 7220 de la cánula 7200 se acopla a un mecanismo de cierre 7221. El mecanismo de cierre 7221 puede ser cualquier mecanismo de cierre adecuado, tal como, por ejemplo, un Luer Lok™. Además, el mecanismo de cierre 7221 se acopla a una aguja 7222 de tal manera que cuando el extremo proximal 7220 de la cánula 7200 se acopla al mecanismo de cierre 7221, un lumen (no mostrado en las FIG. 15-22) definido por la cánula 7200 se coloca en comunicación fluida con un lumen (no mostrado en las FIG. 15-22) definido por la aguja 7222. El extremo distal 7230 de la cánula 7200 incluye una primera parte 7205, que tiene un primer diámetro, y una segunda parte 7210, que tiene un segundo diámetro, más pequeño que el primer diámetro. Según se muestra en la FIG. 17, la cánula 7200 se configura para incluir un cono entre la primera parte 7205 y la segunda parte 7210. El cono puede tener cualquier configuración adecuada y puede ser, en esencia, similar a la parte cónica 4203 descrita anteriormente con referencia a la FIG. 5.

20 Según se muestra en la vista en perspectiva estallada de la FIG. 18, el mecanismo de cierre 7131 se configura para ser acoplado a un adaptador 7400. El adaptador incluye un extremo distal 7410, un primer puerto 7420 y un segundo puerto 7430. El adaptador 7400 puede ser cualquier adaptador adecuado descrito en la presente memoria. Por ejemplo, el adaptador puede ser, en esencia, similar al adaptador 6400 descrito anteriormente con referencia a las FIG. 9-14. En otros ejemplos, el adaptador 7400 puede ser cualquier adaptador conocido, tal como, por ejemplo, un adaptador en Y o un adaptador en T. De esta manera, el primer puerto 7420 del adaptador 7400 se configura para acoplarse a un catéter de entrada 7425. El catéter de entrada 7425 puede tener cualquier configuración adecuada. En algunos ejemplos, el catéter de entrada 7425 es, en esencia, similar en forma y función al catéter de entrada 6425 descrito anteriormente con referencia a las FIG. 9-14. Por lo tanto, el catéter de entrada 7425 no se describe en detalle en la presente memoria.

30 El segundo puerto 7430 se configura para acoplarse al mecanismo de cierre 7131. De esta manera, el segundo puerto 7430 y el mecanismo de cierre 7131 se pueden configurar para formar, en esencia, un sello hermético a los fluidos. Por ejemplo, el segundo puerto 7430 puede incluir un acoplamiento roscado configurado para acoplarse con un acoplamiento roscado del mecanismo de cierre 7131, definiendo de este modo, en esencia, el sello hermético a los fluidos. Además, el mecanismo de cierre 7131 puede incluir un elemento de sellado (no mostrado en las FIG. 15-22) configurado para aislar de forma selectiva un lumen 7113 definido por el introductor 7100 de un lumen (no mostrado) definido por el adaptador. Por ejemplo, el elemento de sellado puede ser, en esencia, similar en forma y función al elemento de sellado 6132 descrito anteriormente con referencia a la FIG. 11. El extremo distal 7410 del adaptador 7400 se configura para acoplarse a una vía intravenosa periférica (PIV) 7300. En algunos ejemplos, la vía intravenosa periférica 7300 es una vía intravenosa periférica conocida. De esta manera, el extremo distal 7410 del adaptador 7400 puede incluir cualquier característica adecuada configurada para acoplar física y de forma fluida el adaptador 7400 a la vía intravenosa periférica 7300.

45 Según se muestra en la FIG. 19, el aparato 7000 se puede encontrar en la primera configuración de tal manera que el segundo elemento 7260 del introductor 7100 se dispone en una posición proximal con respecto al primer elemento 7150 del introductor 7100. Durante la utilización, un usuario (por ejemplo, un flebotomista) puede acoplar el actuador 7500 incluido en el segundo elemento 7160 del introductor 7100 y mover el segundo elemento 7160 en la dirección distal, según se indica mediante la flecha II de la FIG. 20. De esta manera, el introductor 7100 se mueve con un movimiento telescópico de tal manera que el segundo elemento 7160 se mueve con respecto al primer elemento 7150. Del mismo modo, una longitud total del introductor 7100 se reduce cuando el segundo elemento 7160 se mueve con respecto al primer elemento 7150. Además, el movimiento distal del segundo elemento 7160 es de tal manera que la cánula 7200 se mueve en dirección distal. De esta manera, el extremo distal 7230 de la cánula 7200 pasa a través del elemento de sellado incluido en el mecanismo de cierre 7131 (según se describió anteriormente con referencia a las FIG. 11 y 13) y a través de la vía intravenosa periférica 7300. Según se muestra en la vista ampliada de la FIG. 22, el extremo distal 7230 de la cánula 7200 se extiende más allá de la vía intravenosa periférica 7300 para colocar un lumen (no mostrado) definido por la cánula 7200 en comunicación fluida con una parte del cuerpo de un paciente (por ejemplo, una vena). Además, en algunos ejemplos, el adaptador 7400 se puede configurar para incluir un elemento de sellado 7470 configurado para recibir la cánula 6200. De esta manera, el elemento de sellado 7470 puede evitar el reflujo de un fluido corporal hacia, por ejemplo, el introductor 7100.

60 Con el aparato 7000 en la segunda configuración (por ejemplo, las FIG. 20-22), el usuario puede disponer un contenedor de fluido (por ejemplo, un Vacutainer®, o cualquier otro contenedor de fluido adecuado) dentro de una cubierta del contenedor 7270 de tal manera que el contenedor se acople con la aguja 7222. De esta manera, la aguja 7222 puede perforar una parte del contenedor de fluido (no mostrado) para colocar el contenedor de fluido en

comunicación fluida con el lumen definido por la cánula 7200. Además, con el extremo distal 7230 de la cánula 7200 dispuesto dentro, por ejemplo, de la vena del paciente, el contenedor de fluido se puede colocar en comunicación fluida con la vena. En algunos ejemplos, tales como aquellos en los que el contenedor de fluido es un Vacutainer® o similar, el contenedor de fluido puede definir una presión negativa (por ejemplo, el contenedor de fluido es un contenedor evacuado). En dichos ejemplos, la presión negativa definida por el contenedor de fluido puede introducir una fuerza de succión en el lumen definido por la cánula 7200 de tal manera que un fluido corporal (por ejemplo, sangre) es aspirado a través de la cánula 7200 y dentro del contenedor de fluido. De esta manera, un flebotomista puede recolectar (por ejemplo, extraer) una cantidad determinada de sangre a través de una vía intravenosa periférica existente sin necesidad de punciones de aguja adicionales.

5 Aunque el aparato 7000 descrito anteriormente con referencia a las FIG. 15-22 incluye un introductor 7100 con un primer elemento 7150 y un segundo elemento 7160, en algunos ejemplos, un aparato puede incluir un introductor con cualquier número adecuado de partes o elementos. Por ejemplo, las FIG. 23 y 24 ilustran un aparato 8000. El aparato 8000 incluye al menos un introductor 8100 y una cánula o catéter 8200 y se configura para moverse entre una primera configuración (FIG. 23) y una segunda configuración (FIG. 24).

15 El introductor 8100 incluye un primer elemento 8150, un segundo elemento 8160 y un tercer elemento 8170. En algunos ejemplos, el primer elemento 8150 puede tener un primer diámetro, el segundo elemento 8160 puede tener un segundo diámetro, mayor que el primer diámetro, y el tercer elemento 8170 puede tener un tercer diámetro, mayor que el segundo diámetro. De esta manera, al menos una parte del primer elemento 8150 se puede disponer con capacidad para moverse dentro del segundo elemento 8160. Del mismo modo, al menos una parte del segundo elemento 8160 se puede disponer con capacidad para moverse dentro del tercer elemento 8170. De esta manera, el introductor 8100 se puede configurar para moverse con un movimiento telescópico, según se describió anteriormente con respecto al introductor 7100.

20 Según se muestra en las FIG. 23 y 24, el primer elemento 8150 incluye un conjunto de salientes 8156 dispuestos en un extremo proximal 8151 y un extremo distal 8152 del primer elemento 8150. El segundo elemento 8160 del mismo modo incluye un conjunto de salientes 8166 y un conjunto de hendiduras 8167 dispuestas en un extremo proximal 8161 y un extremo distal 8162 del segundo elemento 8160. De manera similar, el tercer elemento 8170 incluye un conjunto de hendiduras 8177 dispuestas en un extremo proximal 8171 y un extremo distal 8172 del tercer elemento 8170. El conjunto de salientes 8156 y 8166 se configura para acoplar de forma selectiva el conjunto de hendiduras 8167 y 8177, respectivamente, según se describe con más detalle en la presente memoria.

30 El introductor 8100 incluye un extremo proximal 8120 y un extremo distal 8130. El extremo proximal 8120 se configura para recibir una parte del catéter 8200. Más específicamente, el catéter 8200 se dispone con capacidad para moverse dentro del introductor 8100 de tal manera que un extremo proximal 8220 se extiende a través del extremo proximal 8120 del introductor 8100. El extremo distal 8130 del introductor 8100 se acopla a un mecanismo de cierre 8131. El mecanismo de cierre 8131 puede ser cualquier mecanismo de cierre adecuado descrito en la presente memoria. Por lo tanto, el mecanismo de cierre 8131 no se describe con más detalle.

35 El catéter 8200 incluye el extremo proximal 8220 y un extremo distal 8230. Según se describió anteriormente, el extremo proximal 8220 se configura para extenderse a través del extremo proximal 8120 del introductor 8100 cuando el catéter 8200 se coloca dentro del introductor 8100. El extremo proximal 8220 se acopla a un mecanismo de cierre 8221. El mecanismo de cierre 8221 se acopla a una aguja 8222 y a una vaina 8223. El mecanismo de cierre 8221, la aguja 822 y la vaina 8223 pueden ser, en esencia, similares en forma y función al mecanismo de cierre 2221, la aguja 2222 y la vaina 2223, respectivamente, descritos anteriormente con referencia a la FIG. 3. Por lo tanto, el mecanismo de cierre 8221, la aguja 8222 y la vaina 8223 no se describen adicionalmente en la presente memoria.

40 Según se muestra en la FIG. 23, el aparato 8000 se puede encontrar en la primera configuración de tal manera que el introductor 8100 se encuentre en una configuración no colapsada. Del mismo modo, el tercer elemento 8170 del introductor 8100 se encuentra en una posición proximal, con respecto al segundo elemento 8160, y el segundo elemento 8160 se encuentra en una posición proximal, con respecto al primer elemento 8150. Expandiéndose adicionalmente, en la primera configuración, las hendiduras 8167 dispuestas en el extremo distal 8162 del segundo elemento 8160 están en contacto con los salientes 8156 dispuestos en el extremo proximal 8151 del primer elemento 8150. Del mismo modo, las hendiduras 8177 dispuestas en el extremo distal 8172 del tercer elemento 8170 están en contacto con los salientes 8166 dispuestos en el extremo proximal 8161 del segundo elemento 8160. La disposición de los salientes 8156 y 8166 dentro de las hendiduras 8167 y 8177, respectivamente, es de tal manera que el introductor 8100 se mantiene en la configuración no colapsada (por ejemplo, configuración extendida o telescópica). Además, los salientes 8156 y 8166 pueden formar un ajuste por fricción con una superficie que define las hendiduras 8167 y 8177. De esta manera, el introductor 8100 se puede mantener dentro de la primera configuración hasta que se aplique una fuerza externa al introductor 8100 para mover el introductor hacia la segunda configuración.

45 Por ejemplo, durante la utilización, un usuario (por ejemplo, un flebotomista) puede acoplar el introductor 8100 y aplicar una fuerza determinada, según se indica mediante la flecha JJ en la FIG. 24. De esta manera, la fuerza aplicada puede ser de tal manera que el tercer elemento 8170 se mueva en la dirección distal con respecto al segundo elemento 8160. Del mismo modo, el segundo elemento 8160 se mueve en la dirección distal con respecto al primer elemento 8150 (por ejemplo, la fuerza aplicada es lo suficientemente grande para superar la fuerza de fricción entre los salientes 8156

y 8166 y la superficie que define las hendiduras 8167 y 8177, respectivamente). Por lo tanto, el introductor 8100 se mueve hasta la segunda configuración en la que el introductor 8100 se encuentra, en esencia, colapsado o comprimido. Además, el movimiento distal relativo del tercer elemento 8170 y del segundo elemento 8160 es de tal manera que el conjunto de hendiduras 8167 en el extremo proximal 8161 y el extremo distal 8162 del segundo elemento 8160 se acoplan en el conjunto de salientes 8156 en el extremo proximal 8151 y en el extremo distal 8152, respectivamente, del primer elemento 8150. Del mismo modo, el conjunto de hendiduras 8177 en el extremo proximal 8171 y en el extremo distal 8172 del tercer elemento 8170 se acoplan al conjunto de salientes 8166 en el extremo proximal 8161 y en el extremo distal 8162 del segundo elemento 8160.

De esta manera, el introductor 8100 se encuentra en la segunda configuración y el conjunto de salientes 8156 y 8166 se acoplan en las superficies que definen el conjunto de hendiduras 8167 y 8177 para definir un ajuste por fricción. Así, el introductor 8100 se mantiene en la segunda configuración. Además, el movimiento telescópico del introductor 8100 es de tal manera que el catéter 8200 dispuesto dentro del introductor 8200 se hace avanzar a través del mecanismo de cierre 8131, según se muestra en la FIG. 24. Según se describe en la presente memoria, el mecanismo de cierre 8131 se puede acoplar a cualquier adaptador adecuado y/o vía intravenosa periférica. Por lo tanto, cuando en la segunda configuración, el catéter 8200 se extiende más allá de la vía intravenosa periférica para extraer una parte de un fluido corporal, según se describe en la presente memoria (por ejemplo, similar al aparato 7000 descrito en la presente memoria con referencia a las FIG. 15-22).

Aunque el aparato 6000 descrito anteriormente con referencia a FIG. 9-14 incluye un actuador 6500 de forma anular, en algunos ejemplos, un aparato puede incluir cualquier actuador adecuado. Por ejemplo, las FIG. 25 y 26 ilustran un aparato 9000, en una primera configuración y una segunda configuración, respectivamente. El aparato 9000 incluye un introductor 9100, una cánula 9200 y un actuador 9570. El introductor 9100 incluye un extremo proximal 9120 y un extremo distal 9230 y define un lumen 9113. El extremo distal 9230 se configura para acoplarse a un mecanismo de cierre 9131. La cánula 9200 incluye un extremo proximal 9220 y un extremo distal 9230 y define un lumen 9201. El introductor 9100 y la cánula 9200 pueden ser, en esencia, similares en forma y función a cualquier introductor y cánula/catéter descritos en la presente memoria. Por lo tanto, el introductor 9100 y la cánula 9200 no se describen con más detalle en la presente memoria.

Según se muestra en la FIG. 25, el actuador 9570 se puede configurar para que sea un estilite o un cable. De esta manera, el actuador 9570 se puede disponer con capacidad para moverse dentro de la cánula 9200. Además, el actuador 9570 puede ser lo suficientemente rígido como para hacer avanzar la cánula 9200 a través del introductor 9100, el mecanismo de cierre 9131 y una vía intravenosa periférica existente (no mostrada en las FIG. 25 y 26), en esencia, sin torsiones ni arrugas. El actuador 9570 se puede configurar para que se mueva en la dirección proximal con respecto a la cánula 9200, según se indica mediante la flecha KK en la FIG. 26. De esta manera, el actuador 9570 se puede retirar de la cánula 9200 y la cánula 9200 se puede colocar en comunicación fluida con un contenedor de fluido. Por lo tanto, la cánula 9200 puede facilitar la transferencia de un fluido corporal de un paciente al contenedor de fluido, según se describió anteriormente.

Aunque los ejemplos descritos en la presente memoria han incluido un introductor, en algunos ejemplos, un aparato no necesita incluir un introductor. Por ejemplo, las FIG. 27 y 28 ilustran un aparato 10000, en una primera configuración y una segunda configuración, respectivamente. El aparato 10000 puede incluir una cánula o catéter 10200 con un extremo proximal 10220 y un extremo distal 10230. La cánula 10200 puede ser, en esencia, similar en forma y función a cualquier cánula/catéter descrito en la presente memoria. Por ejemplo, el extremo proximal 10220 incluye un mecanismo de cierre 10221, una aguja 10222 y una vaina 10223, en esencia, similar al mecanismo de cierre 2221, la aguja 2222 y la vaina 2223 descritos anteriormente con respecto a la FIG. 3.

El catéter 10200 se acopla a un mango 10590 configurado para ser enganchado por un usuario (por ejemplo, un flebotomista). El aparato 10000 puede incluir además un mecanismo de cierre 10131. El mecanismo de cierre 10131 puede ser, en esencia, similar en forma y función al mecanismo de cierre 6131 descrito anteriormente con referencia a la FIG. 11. Por lo tanto, durante la utilización, un usuario puede acoplar el mecanismo de cierre 10131 a una vía intravenosa periférica (PIV) 10300 y definir un sello hermético a los fluidos. Con el mecanismo de cierre 10131 acoplado a la vía intravenosa periférica 10300, el usuario puede enganchar el mango 10590 acoplado al catéter 10200 para hacer avanzar el catéter 10200 a través del mecanismo de cierre 10131 y la vía intravenosa periférica 10300, según se indica mediante la flecha LL en la FIG. 28. Por lo tanto, el catéter 10200 se puede colocar en comunicación fluida con un contenedor de fluido y con el catéter 10200 extendido más allá de la vía intravenosa periférica 10300, el catéter 10200 puede facilitar la transferencia de un fluido corporal de un paciente al contenedor de fluido, según se describió anteriormente.

Aunque en la presente memoria se describen cánulas o catéteres específicos como que incluyen un extremo distal de una configuración particular (es decir, con aberturas circunferenciales, etc.), en algunos ejemplos el extremo distal del catéter o cánula puede incluir una estructura diferente configurada para facilitar la extracción de sangre a través del catéter. Por ejemplo, la FIG. 29 ilustra un catéter 11200 que incluye un extremo distal 11230 con una punta en forma de bala 11232. La punta en forma de bala 11232 incluye una parte de extremo 11233 que define una única abertura 11234 en una superficie de extremo distal de la punta en forma de bala.

En algunos ejemplos, tales como, por ejemplo, un catéter 11200' mostrado en la FIG. 30, una punta en forma de bala 11232' incluye una parte de extremo 11233' que define una abertura de extremo 11234'. En dichos ejemplos, la punta en forma de bala 11232' incluye un conjunto de aberturas de pared lateral 11231'. La abertura de extremo 11234' y las aberturas laterales 11231' se pueden configurar para producir un flujo laminar y actuar para transportar un fluido corporal (es decir, sangre) hasta un volumen fuera del catéter 11200'. Mientras que las aberturas 11231, 11231', 11234, y 11234' se ilustran como que tienen una configuración particular, la forma y la orientación/posición relativa de las aberturas se pueden variar para facilitar el flujo de fluido a través del catéter.

Según se muestra en la FIG. 31, la punta en forma de bala 11232" se puede configurar para incluir una parte de extremo redondeada y, en esencia, cerrada 11233". De esta manera, la punta en forma de bala 11232" se puede utilizar para moverse a través de los coágulos existentes dentro de una vía intravenosa periférica. La punta en forma de bala 11232" incluye un conjunto de aberturas de pared lateral 11231" que son operativas para transportar un fluido corporal (es decir, sangre) hasta un volumen fuera del catéter 11200".

En algunos ejemplos, por ejemplo, según se muestra en las FIG. 32-34, un catéter 12200 incluye un extremo distal 12230 con una punta de malla alambre 12241 que tiene una configuración similar a la de un stent. La punta de malla alambre 12241 puede ser una malla flexible configurada para extenderse lejos del extremo distal 12230 del catéter 12200. La punta de malla alambre 12241 puede actuar para transportar un flujo corporal (es decir, sangre) hasta un volumen fuera del catéter 12200. En algunos ejemplos, la punta de malla alambre 12241 puede incluir un extremo tapado 12242. El extremo tapado 12242 puede tener cualquier tamaño, forma o configuración adecuada y, en algunos ejemplos, puede incluir cualquier número adecuado de aberturas.

En algunos ejemplos, la punta de malla alambre 12241 se puede conectar a un cable de guiado 12243 y se puede utilizar sin un catéter adicional, según se muestra en las FIG. 35-37. Del mismo modo, la punta de malla alambre 12241 se puede insertar en una vía intravenosa periférica existente por medio de un cable de guiado y sin el catéter de la FIG. 10. De esta manera, la punta de malla alambre 12241 puede actuar como un stent y soportar las paredes de la vena de tal manera que la sangre pueda ser extraída a través de la vía intravenosa periférica existente. En una configuración de este tipo, la punta de malla alambre 12241 se puede colocar dentro de la vía intravenosa periférica existente en cualquier ubicación adecuada. Por ejemplo, la punta de malla alambre se puede colocar adyacente al extremo distal de la vía intravenosa.

Según se describió anteriormente con referencia a las FIG. 9-14, el aparato de extracción de sangre 6000 se puede acoplar al adaptador 6400, que adicionalmente está acoplado a la vía intravenosa periférica 6300. Según se ha dicho, el adaptador 6400 puede ser cualquier adaptador adecuado. Por ejemplo, un adaptador 13400 puede ser cualquiera de los adaptadores 13400 mostrados en las FIG. 38-43. En dichos ejemplos, los adaptadores 13400 pueden ser adaptadores de doble puerto tales como adaptadores en Y o adaptadores en T. En dichos ejemplos, los adaptadores 13400 pueden incluir cualquier mecanismo de cierre adecuado, válvulas, elementos de acoplamiento, elementos de sellado y/o similares, descritos en la presente memoria.

Aunque las FIG. 38-43 ilustran adaptadores de doble puerto 13400, en algunos ejemplos, un adaptador puede incluir un único puerto. Por ejemplo, en algunos ejemplos, un adaptador 14400 puede ser cualquier adaptador 14400 mostrado en las FIG. 44 y 45. En dichos ejemplos, el adaptador 14400 incluye un único puerto configurado para administrar un fluido y/o extraer un fluido hacia o desde el cuerpo.

La FIG. 46 es un diagrama de flujo que ilustra un método para extraer sangre a través de una vía intravenosa periférica. En algunos ejemplos, un método 100 incluye el acoplamiento de una vaina introductora a una vía intravenosa periférica (PIV), en 102. Por ejemplo, la vaina introductora puede incluir un mecanismo de cierre dispuesto en una parte de extremo distal configurada para acoplarse a una vía intravenosa periférica conocida. De esta manera, el mecanismo de cierre puede acoplar física y de forma fluida al menos una parte del introductor con la vía intravenosa periférica. En algunos ejemplos, se dispone un adaptador entre la vía intravenosa periférica y el mecanismo de cierre.

La vaina introductora se configura para alojar, al menos parcialmente, un catéter. El método 100 además incluye el avance del catéter desde una primera posición, en la cual el catéter se encuentra, en esencia, dentro del introductor, hasta una segunda posición en la cual el catéter se encuentra, en esencia, fuera del introductor, en 104. Por ejemplo, el catéter se acopla al menos de forma operativa a un actuador de tal manera que el usuario puede enganchar el actuador para mover el catéter en una dirección distal, con respecto al introductor. Por lo tanto, el catéter se mueve en la dirección distal y se puede hacer avanzar a través del mecanismo de cierre, el adaptador (si está presente) y la vía intravenosa periférica. Además, el catéter se puede hacer avanzar de tal manera que un extremo distal del catéter se extienda más allá de la vía intravenosa periférica y dentro de una parte del paciente (por ejemplo, una vena).

El método 100 incluye el acoplamiento de un contenedor a un extremo proximal de la vaina introductora de tal manera que el contenedor se acople de forma fluida al catéter, en 106. En algunos ejemplos, un extremo proximal del catéter incluye una aguja configurada para perforar una parte de un contenedor de fluido, tal como, por ejemplo, un Vacutainer®. De esta manera, el catéter se coloca en comunicación fluida con el contenedor de fluido. Más específicamente, con el catéter dispuesto dentro de, por ejemplo, una vena del paciente, el contenedor de fluido se coloca en comunicación fluida con la vena. De esta manera, una cantidad deseada de un fluido corporal (por ejemplo, sangre) puede ser extraída del paciente y almacenada en el contenedor de fluido.

Con la cantidad deseada de fluido corporal extraída, el método 100 puede incluir la extracción del catéter desde la segunda posición hacia la primera posición, en 108. De esta manera, el catéter se puede mover en la dirección proximal de tal manera que el extremo distal del catéter se disponga de nuevo dentro del introductor. Con el extremo distal del catéter dispuesto dentro del introductor, el introductor y/o el mecanismo de cierre se pueden configurar para aislar de forma fluida el catéter de un volumen fuera del introductor. Por lo tanto, el introductor y el catéter se pueden disponer de forma segura sin preocuparse por la propagación de patógenos transmitidos por fluidos.

Las FIG. 47-68 ilustran un aparato 15000 (también denominado en la presente memoria como un dispositivo de transferencia de fluidos). El dispositivo de transferencia de fluidos 15000 puede tener cualquier forma, tamaño o configuración adecuadas y se puede acoplar a una vía intravenosa periférica (no mostrada en las FIG. 47-68), por ejemplo, por medio de un adaptador y/o mecanismo de cierre. Según se describe con más detalle en la presente memoria, el dispositivo de transferencia de fluidos 15000 se puede manipular para hacer avanzar un catéter a través de una vía intravenosa periférica existente y/o colocada (es decir, cuando el dispositivo de transferencia de fluidos 15000 se acopla a la misma) de tal manera que al menos una parte de extremo del catéter se disponga en una posición distal con respecto a la vía intravenosa periférica. Además, con las líneas intravenosas periféricas, cada una de las cuales tiene una forma, tamaño y/o configuración que puede variar en función, por ejemplo, de un fabricante de la vía intravenosa periférica y/o de su uso previsto, el dispositivo de transferencia de fluidos 15000 se puede disponer para permitir que el dispositivo de transferencia de fluidos 15000 se acople a una vía intravenosa periférica que tenga cualquier configuración adecuada y, posteriormente, hacer avanzar al menos una parte de un catéter a través de la vía intravenosa periférica, en esencia, sin torsiones, enganches, roturas y/o sin que de otro modo se reconfigure el catéter de manera no deseable.

Según se muestra en la FIG. 47, el dispositivo de transferencia de fluidos 15000 incluye un introductor 15100, un catéter 15200, un actuador 15570 y un adaptador 15450. El adaptador 15450 puede ser cualquier adaptador conocido, tal como, por ejemplo, un adaptador en Y o un adaptador en T. Por ejemplo, en este ejemplo, el adaptador 15450 es un adaptador en T que incluye un primer puerto 15451 acoplado al introductor 15100, un segundo puerto 15452 acoplado a una cánula 15455, que a su vez, se acopla a un acoplador 15456, y un tercer puerto 15453 que se puede acoplar a la vía intravenosa periférica (no mostrada). En algunos ejemplos, los puertos 15451, 15452 y 15453 pueden ser y/o pueden incluir un Luer Lok™ o similar que puede sellar de forma fluida los puertos 15451, 15452, 15453 cuando el adaptador 15450 no se acopla a un dispositivo (por ejemplo, el dispositivo de transferencia de fluidos 15000, una vía intravenosa periférica, etc.). En algunos ejemplos, el adaptador 15450 puede ser, en esencia, similar a cualquiera de los adaptadores descritos anteriormente (por ejemplo, los adaptadores 6400, 7400 y/o 13400). Como tal, el adaptador 15450 no se describe con más detalle en la presente memoria.

El introductor 15100 del dispositivo de transferencia de fluidos 15000 incluye un primer elemento 15150 y un segundo elemento 15160. El introductor 15100 puede tener cualquier forma, tamaño o configuración adecuadas. Por ejemplo, el introductor 15100 se puede disponer en y/o puede tener una disposición, en esencia, telescópica tal como los descritos anteriormente con referencia al aparato 7000 y/o 8000. En algunos ejemplos, el introductor 15100 puede tener una forma que sea, por ejemplo, similar a una jeringa o similar. Según se muestra en las FIG. 47-52, el primer elemento 15150 incluye una parte de extremo proximal 15151, una parte de extremo distal 15152 y una superficie interna 15153. La superficie interna 15153 define un volumen interno 15155 y un canal 15157. Según se muestra en la FIG. 48, el primer elemento 15150 incluye una primera mitad 15150A y una segunda mitad 15150B, que se pueden acoplar juntas (por ejemplo, mediante soldadura ultrasónica, un adhesivo, un cierre mecánico, una o más lengüetas, broches de presión, pasadores, y/o similares) para formar el primer elemento 15150. En algunos ejemplos, el acoplamiento de la primera mitad de 15150A a la segunda mitad de 15150B (por ejemplo, durante un proceso de fabricación) para formar el primer elemento 15150 puede facilitar un proceso de fabricación del primer elemento 15150. Por ejemplo, la formación del primer elemento 15150 a partir de la primera mitad 15150A y la segunda mitad 15150B puede reducir las variaciones no deseables en la forma y/o el tamaño de la superficie interna 15153 (por ejemplo, debido a los ángulos de giro y/o tolerancias de fabricación) durante la fabricación, que pueden, en algunos casos, reducir la probabilidad de torsiones, dobleces y/o deformaciones del catéter 15200 durante la utilización del dispositivo de transferencia de fluidos 15000.

En otros ejemplos, un primer elemento 15150 se puede formar de forma monolítica (por ejemplo, mediante moldeo por inyección y/o cualquier otro proceso de fabricación adecuado). Es decir, el primer elemento 15150 se puede formar por una única pieza de trabajo o similar en lugar de dos piezas de trabajo, a saber, la primera mitad 15150A y la segunda mitad 15150B. Por lo tanto, al referirse a las características del primer elemento 15150, dichas características se pueden formar y/o definir por la primera mitad 15150A, se pueden formar y/o definir por la segunda mitad 15150B, se pueden formar y/o definir de forma colectiva por la primera mitad 15150A y la segunda mitad 15150B, o, cuando el primer elemento 15150 se forma a partir de una única pieza de trabajo, se pueden formar y/o definir por una parte correspondiente del primer elemento 15150. Por ejemplo, la primera mitad 15150A y la segunda mitad 15150B forman de forma colectiva la parte de extremo proximal 15151, la parte de extremo distal 15152 y la superficie interna 15153 del primer elemento 15150.

Según se muestra en las FIG. 49 y 50, la parte de extremo proximal 15151 del primer elemento 15150 incluye una brida de acoplamiento 15159 que se extiende en dirección radial desde una superficie externa del primer elemento 15150. La disposición de la brida de acoplamiento 15159 puede permitir que un usuario acople la brida de acoplamiento 15159 para manipular una parte del dispositivo de transferencia de fluidos 15000, según se describe

con más detalle en la presente memoria. La parte de extremo distal 15152 del primer elemento 15150 incluye y/o se acopla de otro modo a un mecanismo de cierre 15131. El mecanismo de cierre 15131 puede ser, en esencia, similar a cualquiera de los descritos en la presente memoria. En algunos ejemplos, el mecanismo de cierre 15131 puede ser un Luer Lok™ o similar. Como tal, un primer extremo del mecanismo de cierre 15131 se acopla a la parte de extremo distal 15152 del primer elemento 15150 y un segundo extremo, opuesto al primer extremo, se acopla al adaptador 15450 (por ejemplo, el primer puerto 15451). Alternativamente, en algunos casos, el segundo extremo del mecanismo de cierre 15131 se puede acoplar directamente a la vía intravenosa periférica (no mostrada en las FIG. 47-68).

Según se muestra en la FIG. 50, el mecanismo de cierre 15131 incluye un elemento de sellado 15190 que está en contacto con, por ejemplo, una superficie distal del primer elemento 15150 para definir, en esencia, un sello hermético a los fluidos. Durante la utilización, el elemento de sellado 15190 puede recibir una parte del segundo elemento 15160 para permitir que la parte del segundo elemento 15160 y/o la cánula 15200 se hagan avanzar más allá del elemento de sellado 15190 en la dirección distal mientras se mantiene, en esencia, un sello hermético a los fluidos alrededor de la parte del segundo elemento 15160, evitando de este modo, en esencia, un reflujo de fluido hacia el introductor 15100. El elemento de sellado 15190 puede tener cualquier configuración adecuada tal como, por ejemplo, una junta tórica, una válvula unidireccional, un diafragma, un diafragma autorregenerable, una válvula de retención o cualquier otro elemento de sellado adecuado tales como los que se describen en la presente memoria. Aunque se muestra y se describe como incluido en el mecanismo de cierre 15131, en algunos ejemplos se puede incluir un sello en el mecanismo de cierre 15131, en el adaptador 15450 y/o en el primer elemento 15150, según se describió anteriormente. Además, el elemento de sellado 15190 puede hacer contacto con la parte del segundo elemento 15160 de tal manera que se defina una fuerza de fricción entre los mismos. En algunos casos, la fuerza de fricción es suficiente para limitar de forma selectiva el movimiento del segundo elemento 15160 con respecto al primer elemento 15150, según se describe con más detalle en la presente memoria.

Según se muestra en las FIG. 50-52, el primer elemento 15150 incluye un conjunto de paredes anulares o similares, que forman la superficie interna 15153. La superficie interna 15153 puede definir un área de la sección transversal con cualquier forma y/o tamaño adecuados. Por ejemplo, un área de la sección transversal definida por la superficie interna 15153 (es decir, el área de la sección transversal del volumen interno 15155) puede ser, en esencia, circular con un tamaño suficiente para recibir al menos una parte del segundo elemento 15160, el catéter 15200 y/o el actuador 15570. Así, el volumen interno 15155 definido por la superficie interna 15153 puede ser, en esencia, cilíndrico con un tamaño que sea suficiente para recibir al menos una parte del segundo elemento 15160. Es decir, la superficie interna 15153 puede tener un diámetro y/o un perímetro que sea mayor que un diámetro y/o perímetro de una superficie externa del segundo elemento 15160, según se describe con más detalle en la presente memoria. Aunque se muestra y se describe como, en esencia, cilíndrico, en otros ejemplos, el volumen interno 15155 puede tener cualquier forma y/o tamaño adecuados. Por ejemplo, la superficie interna 15153 puede definir un área de la sección transversal, en esencia, en forma de D (por ejemplo, semicircular). En otros ejemplos, la superficie interna 15153 puede tener una forma de la sección transversal que varía a lo largo de la longitud del primer elemento 15150.

Según se describió anteriormente, la superficie interna 15153 define el canal 15157. El canal 15157 se extiende a lo largo de una longitud del primer elemento 15150 entre la parte de extremo proximal 15151 y la parte de extremo distal 15152, según se muestra en la FIG. 50. Más concretamente, la disposición del canal 15157 según se define mediante la superficie interna 15153 es de tal manera que el canal 15157 no se extiende a través de la parte de extremo proximal 15151 o la parte de extremo distal 15152. En otras palabras, el canal 15157 no extiende la longitud total del primer elemento 15150. Por lo tanto, al menos una parte de extremo distal del canal 15157 está limitada por la superficie interna 15153. Además, el canal 15157 está en comunicación fluida con el volumen interno 15155. Dicho de otra manera, el canal 15157 se puede incluir en o estar rodeado de otro modo por el volumen interno 15155. Dicho de otra manera, la superficie interna 15153 puede definir un volumen que incluye una primera parte (por ejemplo, el volumen interno 15155) y una segunda parte (por ejemplo, el canal 15157).

Según se muestra en las FIG. 51 y 52, la disposición de la superficie interna 15153 puede ser de tal manera que el canal 15157 tenga una primera área de la sección transversal CA₁ en o cerca de la parte de extremo proximal 15151 del primer elemento 15150 (FIG. 51) y una segunda área de sección transversal CA₂ en o cerca de una parte de extremo distal 15152 del primer elemento 15150 (FIG. 52). Por ejemplo, en algunos ejemplos, el canal 15157 se puede configurar para que se extienda en forma de abanico, destello y/o se ensanche de otro modo a lo largo de una longitud del primer elemento 15150 en la dirección distal. Según se describe con más detalle en la presente memoria, una parte del segundo elemento 15160 se puede disponer en el canal 15157 y una parte de la superficie interna 15153 que define el canal 15157 puede definir, por ejemplo, un rango de movimiento asociado con el segundo elemento 15160 con respecto al primer elemento 15150.

Según se muestra en las FIG. 53 y 54, el segundo elemento 15160 del introductor 15100 incluye una parte de extremo proximal 15161, una parte de extremo distal 15162, una superficie externa 15163 que tiene un primer saliente 15164, y una superficie interna 15168 que tiene un segundo saliente 15169. El segundo elemento 15160 también incluye y/o se acopla de otro modo a un elemento de guiado 15180. El segundo elemento 15160 puede tener cualquier forma, tamaño o configuración adecuadas. Por ejemplo, según se muestra en la FIG. 53, el segundo elemento 15160 puede tener una forma, en esencia, cilíndrica. Es decir, la superficie externa 15163 del segundo elemento 15160 define y/o tiene una forma de la sección transversal, en esencia, circular. En algunos ejemplos, el tamaño y/o la forma del segundo elemento 15160 se puede asociar y/o se puede corresponder, en esencia, al tamaño y/o la forma de la

superficie interna 15153 del primer elemento 15150. Por lo tanto, al menos una parte del segundo elemento 15160 se puede insertar en el primer elemento 15150 y se puede mover entre, por ejemplo, una posición proximal y una posición distal (por ejemplo, un movimiento telescópico).

5 Según se describió anteriormente con referencia al primer elemento 15150, el segundo elemento 15160 incluye una primera mitad 15160A y una segunda mitad 15160B, que se pueden acoplar juntas (por ejemplo, mediante soldadura por ultrasonidos, un adhesivo, un cierre mecánico, una o más lengüetas, broches de presión, pasadores, y/o similares) para formar el segundo elemento 15160. En otros ejemplos, el segundo elemento 15160 se puede formar de forma monolítica (por ejemplo, mediante moldeo por inyección y/o cualquier otro proceso de fabricación adecuado). Por lo tanto, al referirse a las características del segundo elemento 15160, se debe entender que dichas características se pueden formar y/o se pueden definir por la primera mitad 15160A, se pueden formar y/o se pueden definir por la segunda mitad 15160B, se pueden formar y/o se pueden definir de forma colectiva por la primera mitad 15160A y la segunda mitad 15160B, o, cuando el segundo elemento 15160 se forma por única sola pieza de trabajo, se pueden formar y/o se pueden definir por una parte correspondiente del segundo elemento 15160. Por ejemplo, la primera mitad 15160A y la segunda mitad 15160B forman de forma colectiva la parte de extremo proximal 15161 y la parte de extremo distal 15162 del segundo elemento 15160.

La superficie interna 15168 del segundo elemento 15160 define un volumen interno 15165. La superficie interna 15168 puede definir un área de sección transversal con cualquier forma y/o tamaño adecuado. Por ejemplo, un área de sección transversal definida por la superficie interna 15168 (es decir, el área de la sección transversal del volumen interno 15165) puede tener una forma de la sección transversal, en esencia, circular con un tamaño que sea suficiente para recibir al menos una parte del actuador 15570 (por ejemplo, el tamaño es mayor que un tamaño de la sección transversal de al menos una parte del actuador 15570). Según se muestra en la FIG. 54, el segundo elemento 15160 puede incluir un elemento de sellado 15167 dispuesto en la posición más distal dentro del volumen interno 15165 y alrededor de una parte del elemento de guiado 15180. Como tal, el elemento de sellado 15167 forma, en esencia, un sello hermético y/o, en esencia, estanco a los fluidos sobre el elemento de guiado 15180. El elemento de sellado 15167 puede tener cualquier forma, tamaño y/o configuración adecuadas. Por ejemplo, el elemento de sellado 15167 se puede formar a partir de un material flexible tal como silicona, caucho y/o cualquier otro material elastomérico adecuado. En algunos ejemplos, el elemento de sellado 15167 se puede configurar para absorber un fluido corporal que de otro modo podría fluir en la dirección proximal hacia el volumen interno 15165 (por ejemplo, un flujo de fluido corporal, en esencia, fuera del catéter 15200). Por ejemplo, el elemento de sellado 15167 se puede formar a partir de un material absorbente tal como POREX® o similar. Además, el segundo saliente 15169 se extiende desde la superficie interna 15168, por ejemplo, en o cerca de la parte de extremo proximal 15161 del segundo elemento 15160. Según se describe con más detalle en la presente memoria, el segundo saliente 15169 se puede acoplar a una parte del actuador 15570 cuando el actuador 15570 se dispone dentro del volumen interno 15165.

El primer saliente 15164 del segundo elemento 15160 se extiende desde la superficie externa 15163 en o cerca de la parte de extremo distal 15162 del segundo elemento 15160. Dicho de otra manera, el primer saliente 15164 se extiende en dirección radial desde la superficie externa 15163. Como tal, cuando el segundo elemento 15160 se dispone dentro del volumen interno 15155 del primer elemento 15150, el primer saliente 15164 se dispone en el canal 15157, según se muestra en la FIG. 55.

La disposición del introductor 15100 es de tal manera que cuando el segundo elemento 15160 se mueve con respecto al primer elemento 15150, el primer saliente 15164 se mueve dentro del canal 15157. Como tal, el canal 15157 (y/o la parte de la superficie interna 15153 que define el canal 15157) define un rango de movimiento para el segundo elemento 15160 en con respecto al primer elemento 15150. Por ejemplo, con el canal 15157 extendiéndose a lo largo de la longitud del primer elemento 15150 desde la parte de extremo proximal 15151 hasta la parte de extremo distal 15152, el rango de movimiento asociado con el segundo elemento 15160 como se define por el canal 15157 incluye un movimiento axial (por ejemplo, una dirección distal y/o proximal) del segundo elemento 15160 dentro del primer elemento 15150 entre su posición proximal y su posición distal. Del mismo modo, el aumento del ancho asociado con la segunda área de la sección transversal CA₂ puede definir, por ejemplo, un rango de movimiento de rotación alrededor de una línea central longitudinal CL del primer elemento 15150 (véase, por ejemplo, la FIG. 55), según se describe con más detalle en la presente memoria.

En algunos ejemplos, la amplitud de movimiento asociado a una rotación del segundo elemento 15160 (también denominada en la presente memoria "amplitud de movimiento de rotación") depende de la posición axial del segundo elemento 15160 a lo largo de la línea central longitudinal CL del primer elemento. Por ejemplo, la superficie interna 15153 que define una parte del canal 15157 puede ser, por ejemplo, relativamente cónica o similar, de tal manera que el rango de movimiento de rotación aumenta continuamente hasta que el segundo elemento 15160 se dispone en una posición distal con respecto al primer elemento 15150. En otros ejemplos, la superficie interna 15153 puede incluir cualquier número de etapas o anillos con cada etapa o anillo asociado a una parte del canal 15157 correspondiente a un rango de movimiento de rotación discreto. Por ejemplo, la superficie interna 15153 puede incluir un primer anillo asociado con un rango de movimiento de rotación de aproximadamente 30 grados, un segundo anillo distal adyacente al primer anillo y asociado con un rango de movimiento de rotación de aproximadamente 90 grados, y un tercer anillo distal adyacente al segundo anillo y asociado con un rango de movimiento de rotación de aproximadamente 180 grados.

Con el canal 15157 no extendiéndose a través de la parte de extremo proximal 15151 o la parte de extremo distal 15152 del primer elemento 15150 (como se describió anteriormente), el movimiento axial del segundo elemento 15160 con respecto al primer elemento 15150 se limita a una longitud del canal 15157. Por lo tanto, al menos una parte del segundo elemento 15160 se mantiene en el volumen interno 15155 y, en esencia, se evita que sea retraído a través del mismo. Además, una parte de la superficie interna 15153 que define una parte de extremo proximal del canal 15157 puede incluir, por ejemplo, un nervio 15158 (por ejemplo, un reborde, un saliente, un bulto, etc.) que se puede configurar para mantener al menos temporalmente el primer saliente 15164 y, por lo tanto, el segundo elemento 15160 en la posición proximal con respecto al primer elemento 15150, según se describe con más detalle en la presente memoria.

Refiriéndose de nuevo a las FIG. 53 y 54, el elemento de guiado 15180 incluye una parte de extremo proximal 15181 y una parte de extremo distal 15182. La parte de extremo proximal 15181 se acopla y/o se extiende de otro modo desde la parte de extremo distal 15162 del segundo elemento 15160. Más específicamente, la parte de extremo proximal 15181 del elemento de guiado 15180 se dispone dentro del elemento de sellado 15167, que a su vez, se dispone en el volumen interno 15165 del segundo elemento 15160. Según se muestra en la FIG. 54, al menos una parte del elemento de sellado 15167 se dispone en una posición proximal con respecto al elemento de guiado 15180. En otras palabras, la parte de extremo proximal 15181 del elemento de guiado 15180 no se extiende a través del elemento de sellado 15167 dispuesto dentro y/o acoplado a la parte de extremo distal 15162 del segundo elemento 15160, según se describe con más detalle en la presente memoria.

En este ejemplo, el elemento de guiado 15180 puede ser, por ejemplo, una cánula, un catéter y/o similares. Como tal, el elemento de guiado 15180 define un lumen 15183 que recibe con capacidad para moverse una parte del catéter 15200. Según se describe con más detalle en la presente memoria, la disposición del segundo elemento 15160 y del elemento de guiado 15180 es de tal manera que cuando el segundo elemento 15160 se dispone en la posición proximal con respecto al primer elemento 15150, el elemento de guiado 15180 se dispone en el primer elemento 15150 y cuando el segundo elemento 15160 se mueve a la posición distal con respecto al primer elemento 15150, la parte de extremo distal 15182 del elemento de guiado 15180 se extiende al menos parcialmente más allá, por ejemplo, de un extremo distal de una vía intravenosa periférica (no mostrada). Además, el segundo elemento 15160 se dispone en el volumen interno 15155 del primer elemento 15150 de tal manera que el elemento de guiado 15180 se extiende a través del elemento de sellado 15190. Por lo tanto, el elemento de sellado 15190 está en contacto con una superficie externa del elemento de guiado 15180 para definir el, en esencia, sello hermético a los fluidos, según se describió anteriormente.

El elemento de guiado 15180 se puede formar a partir de cualquier material adecuado con una rigidez suficiente para permitir que el elemento de guiado 15180 se pase a través de un conector de una vía intravenosa periférica, en esencia, sin torsionarse, romperse, y/o deformarse plásticamente de otro modo. Por ejemplo, el elemento de guiado 15180 puede ser un hipotubo metálico o similar con una dureza (por ejemplo, intrínseca al material utilizado para formar el elemento de guiado 15180) y/o una rigidez (por ejemplo, que depende tanto del material como del tamaño y la forma del elemento de guiado 15180) suficiente para permitir que el elemento de guiado 15180 pase a través de cualquier configuración de conector adecuada incluida en una vía intravenosa periférica, cuando el segundo elemento de guiado 15160 se mueve desde la posición proximal hasta la posición distal. Según se describe con más detalle en la presente memoria, el elemento de guiado 15180 puede avanzar a través de al menos una parte de una vía intravenosa periférica, de modo que la parte de extremo distal 15182 se encuentre en una posición distal en relación con al menos el conector o la cesta de la vía intravenosa periférica y, una vez colocado en la posición deseada, el catéter 15200 puede avanzar dentro del lumen 15183 definido por el elemento de guiado 15180 en la dirección distal, de modo que al menos una parte del catéter 15200 se dispone distal al elemento de guiado 15180. Por lo tanto, la disposición del elemento de guiado 15180 y el catéter 15200 limita y/o evita, en esencia, una torsión, doblez, rotura, pellizco, y/o otra forma de deformación del catéter 15200 a medida que el catéter 15200 se mueve en la dirección distal.

Aunque el elemento de guiado 15180 se muestra y se describe como que es una cánula, catéter y/o hipotubo, en otros ejemplos, un elemento de guiado puede tener cualquier configuración adecuada. Por ejemplo, un elemento de guiado puede ser una estructura alargada con una sección transversal, en esencia, en forma de V o de U. Dicho elemento de guiado puede, por ejemplo, definir un canal o similar configurado para recibir y/o guiar una parte de un catéter. En otros ejemplos, el elemento de guiado 15180 puede ser un cable trenzado, un conducto, una bobina, una espiral, un carril y/o cualquier otro elemento adecuado configurado para recibir y/o guiar una parte de un catéter. Por lo tanto, la disposición y/o configuración del elemento de guiado 15180 se puede asociar con una cantidad de rigidez suficiente para permitir que el elemento de guiado 15180 pase a través de una vía intravenosa periférica y/o suficiente para guiar el catéter 15200 para reducir, por ejemplo, una probabilidad de que el catéter 15200 se retuerza cuando se mueve dentro del introductor 15100.

Según se muestra en las FIG. 56-60, el actuador 15570 del dispositivo de transferencia de fluidos 15000 incluye una parte de extremo proximal 15571 y una parte de extremo distal 15572 y define una ranura 15573. La parte de extremo proximal 15571 incluye una parte de acoplamiento 15579 que puede ser, en esencia, similar a la parte de acoplamiento 15159 del primer elemento 15150. Por ejemplo, un usuario puede acoplar la parte de acoplamiento 15579 para manipular al menos el actuador 15570 del dispositivo de transferencia de fluidos 15000, según se describe con más detalle en la presente memoria. El extremo proximal 15540 se acopla a una cánula secundaria 15250 que incluye un

acoplador 15254, el cual, a su vez, se configura para acoplarse a un depósito de fluido (por ejemplo, un Vacutainer® o similar (no mostrado en las FIG. 47-68)). Según se describe con más detalle en la presente memoria, el actuador 15570 se acopla al catéter 15200 de modo que cuando el acoplador 15254 se acopla al depósito de fluido, el catéter 15200 se coloca en comunicación fluida con el depósito de fluido.

5 El actuador 15570 puede tener cualquier forma, tamaño o configuración adecuadas. Por ejemplo, según se muestra en la FIG. 56, el segundo elemento 15160 puede tener una forma, en esencia, cilíndrica. En algunos ejemplos, el tamaño y/o la forma del segundo elemento 15160 se puede asociar y/o puede corresponder, en esencia, al tamaño y/o la forma de la superficie interna 15168 del segundo elemento 15160. De esta manera, al menos una parte del actuador 15570 se puede insertar en el volumen interno 15165 definido por el segundo elemento 15160 y se puede mover allí entre, por ejemplo, una posición proximal y una posición distal (por ejemplo, un movimiento telescópico).
 10 Más específicamente, según se muestra en las FIG. 59 y 60, el actuador 15570 se puede disponer dentro del volumen interno 15165 del segundo elemento 15160 de tal manera que el segundo saliente 15169 que se extiende desde la superficie interna 15168 se dispone dentro de la ranura 15573 definida por el actuador 15570. Por lo tanto, cuando el actuador 15570 se mueve con un movimiento axial (por ejemplo, en dirección distal o proximal) con respecto al segundo elemento 15160, el segundo saliente 15169 se mueve dentro de la ranura 15573. Según se describió anteriormente, en algunos ejemplos, el actuador 15570 se puede disponer entre la primera mitad 15160A y la segunda mitad 15160B del segundo elemento 15160 antes de ser acoplado. Por lo tanto, el segundo saliente 15169 se puede insertar en la ranura 15573 definida por el actuador 15570. En otros ejemplos, el segundo saliente 15169 se puede mover con el fin de permitir que el actuador 15570 se inserte en el volumen interno 15165, según se describió anteriormente con referencia al primer elemento 15150.

En algunos ejemplos, una longitud de la ranura 15573 puede definir un rango de movimiento del actuador 15570 con respecto al segundo elemento 15160. Además, con la ranura 15573 que no se extiende a través de la parte de extremo proximal 15571 o la parte de extremo distal 15572 del actuador 15570 (véanse, por ejemplo, las FIG. 56 y 57), al menos una parte del actuador 15570 se mantiene en el volumen interno 15165 y, en esencia, se evita que sea retraído a través del mismo, según se describió con referencia al segundo elemento 15160. Además, una superficie del actuador 15570 que define una parte de extremo distal de la ranura 15573 puede incluir, por ejemplo, un saliente, un reborde, un nervio, un bulto, etc. que se puede configurar para mantener al menos temporalmente el primer saliente 15164 en una posición distal con respecto al actuador 15570, según se muestra en la FIG. 60. Por lo tanto, el actuador 15570 se puede mantener en la posición proximal con respecto al segundo elemento 15160 antes de su utilización, según se describe con más detalle en la presente memoria.

El actuador 15500 se acopla al catéter 15200 y se configura para mover el catéter 15200, con respecto al introductor 15100, entre una primera configuración y una segunda configuración, según se describe con más detalle en la presente memoria. El catéter 15200 del dispositivo de transferencia de fluidos 15000 tiene un extremo proximal 15206 y un extremo distal 15212 y define un lumen 15209 a través del mismo (véase, por ejemplo, las FIG. 56-62). Según se describió anteriormente con referencia a la FIG. 5, el catéter 15200 incluye una primera parte 15205 (por ejemplo, una parte proximal) que tiene un primer diámetro y una segunda parte 15210 (por ejemplo, una parte distal) que tiene un segundo diámetro, más pequeño que el primero (véase, por ejemplo, la FIG. 56). En algunos ejemplos, el diámetro del catéter 15200 en la segunda parte 15210 puede, por ejemplo, facilitar la inserción del catéter 15200 en la vía intravenosa periférica, según se describe con más detalle en la presente memoria. En algunos ejemplos, el catéter 15200 puede tener entre un calibre 16 y un calibre 26 y tener una dureza Shore de aproximadamente 20 Shore A a aproximadamente 95 Shore D. En otros ejemplos, el catéter 15200 tiene una dureza Shore de aproximadamente 20 Shore A a 50 Shore D. En otros ejemplos, el catéter 15200 tiene una dureza Shore de aproximadamente 70 Shore D a 85 Shore D.

En algunos ejemplos, la primera parte 15205 del catéter 15200 puede tener una dureza Shore que es mayor que una dureza Shore de la segunda parte 15210. Por ejemplo, la primera parte 15205 se puede formar a partir de un primer material o de una primera mezcla de materiales y la segunda parte se puede formar a partir de un segundo material o de una segunda mezcla de materiales que tienen una dureza inferior a una dureza del primer material o de la primera mezcla de materiales. En algunos ejemplos, la primera parte 15205 y la segunda parte 15210 se pueden, por ejemplo, coextrudir. En otros ejemplos, la primera parte 15205 puede ser, por ejemplo, sobremoldeada alrededor de una parte de la segunda parte 15210. En todavía otros ejemplos, la segunda parte 15210 se puede formar extrayendo un extremo de la primera parte 15205. Como tal, la primera parte 15205 puede tener una rigidez y/o dureza que sea suficiente para impedir una torsión, un pellizco, una rotura y/o una deformación plástica no deseable de la primera parte 15205 mientras se hace avanzar, por ejemplo, a través del introductor 15100, según se describe con más detalle en la presente memoria. La segunda parte 15210 puede tener una rigidez y/o dureza que sea menor que la rigidez y/o dureza de la primera parte 15210 y como tal, se puede configurar para doblarse, flexionarse, deformarse elásticamente y/o reconfigurarse de otro modo, lo cual, en algunos casos, puede reducir la probabilidad de que la segunda parte 15210 perfora un tejido vascular cuando se dispone en el mismo y/o permitir que la segunda parte 15210 se haga avanzar a través de una torsión, doblez, vuelta, válvula y/o obstrucción en, por ejemplo, un lumen definido por una vía intravenosa periférica, según se describe más detalladamente en la presente memoria.

La primera parte 15205 del catéter 15200 se acopla al actuador 15570. Más específicamente, según se muestra en la FIG. 57, la primera parte 15205 del catéter 15200 se extiende una longitud del actuador 15570 de tal manera que el extremo proximal 15206 del catéter 15200 se dispone en o cerca de la parte de extremo proximal 15571 del actuador

15570. De esta manera, el lumen 15209 definido por el catéter 15200 se coloca en comunicación fluida con el catéter secundario 15250, según se describe con más detalle en la presente memoria. La segunda parte 15210 del catéter 15200 se puede disponer de cualquier manera adecuada. Por ejemplo, el extremo distal 15212 del catéter 15200 (es decir, dispuesto en un extremo de la segunda parte 15210) puede incluir una superficie de extremo, en esencia, abierta configurada para colocar el lumen 15209 en comunicación fluida con, por ejemplo, una vena. En algunos ejemplos, el extremo distal 15212 puede incluir la superficie de extremo abierta y cualquier número de aberturas dispuestas en el lado (por ejemplo, la circunferencia) del catéter 15200, según se describió anteriormente.

Según se muestra en la FIG. 62, el extremo distal 15212 del catéter 15200 está en ángulo o biselado. En algunos casos, un extremo distal biselado 15212 puede facilitar el avance del catéter 15200 a través de una torsión o doblez, por ejemplo, girando el catéter 15200 para alinear un ángulo de biselado con un ángulo de torsión o similar. En otros ejemplos, el extremo distal 15212 puede tener cualquier configuración adecuada tal como, por ejemplo, en esencia, plano, en forma de bala, cónico, bulboso o similar. En todavía otros ejemplos, el extremo distal 15212 puede estar, en esencia, abierto (según se muestra en la FIG. 62) y puede incluir una o más rendijas, cortes, hendiduras, canales y/o similares que atraviesen, en esencia, una superficie distal del extremo distal 15212. En dichos ejemplos, las rendijas pueden introducir una discontinuidad en y/o a lo largo de una parte del extremo distal 15212, lo que en algunos ejemplos puede disminuir la rigidez del extremo distal 15212 permitiendo, por ejemplo, una deformación elástica del extremo distal 15212. En algunos casos, una deformación elástica (es decir, no permanente) del extremo distal 15212 puede facilitar el avance del catéter 15200 más allá y/o a través de torsiones, dobleces, esquinas, etc. dentro de una estructura vascular, una parte de la vía intravenosa periférica y/o similares.

Según se muestra en las FIG. 60-62, la disposición del actuador 15570 y del catéter 15200 es de tal manera que cuando el actuador 15570 se dispone dentro del segundo elemento 15160 del introductor 15100, al menos una parte del catéter 15200 se dispone en el elemento de guiado 15180. Más específicamente, cuando el actuador 15570 se dispone en posición proximal con respecto al segundo elemento 15160, la segunda parte 15210 del catéter 15200 se dispone en el elemento de guiado 15180. Cuando el actuador 15570 se mueve a la posición distal con respecto al segundo elemento 15160, la segunda parte 15210 del catéter 15200 se extiende al menos parcialmente más allá de la parte de extremo distal 15182 del elemento de guiado 15180, según se describe con más detalle en la presente memoria.

Expandiéndose adicionalmente, una parte del catéter 15200 se dispone y se extiende a través del elemento de sellado 15167 del segundo elemento 15160. Como tal, una superficie externa de una parte del catéter 15200 que se dispone en el elemento de sellado 15167 y que es proximal al elemento de guiado 15180 está en contacto con el elemento de sellado 15167 y como tal, el elemento de sellado 15167 forma, en esencia, un sello hermético a los fluidos con la superficie externa de esa parte del catéter 15200. Por lo tanto, con el catéter 15200 dispuesto en el elemento de guiado 15180 y el elemento de sellado 15167 formando, en esencia, un sello hermético a los fluidos con la parte de extremo distal 15181 del elemento de guiado 15180 y la parte del catéter 15200, el elemento de sellado 15167 impide y/o evita, en esencia, que un fluido corporal dentro del elemento de guiado 15180 pero fuera del catéter 15200 fluya hacia un volumen proximal al elemento de sellado 15167. En pocas palabras, el elemento de sellado 15167 se puede acoplar al elemento de guiado 15180 y el catéter 15200 para impedir que el fluido corporal gotee dentro de un volumen proximal al elemento de sellado 15167.

Según se muestra en las FIG. 59-60, antes de su utilización, el dispositivo de transferencia de fluidos 15000 se puede disponer en una primera configuración (por ejemplo, una configuración expandida), en la cual el segundo elemento 15160 se dispone en su posición proximal con respecto al primer elemento 15150 y el actuador 15570 se dispone en su posición proximal con respecto al segundo elemento 15160. De esta manera, el elemento de guiado 15180 se dispone dentro del primer elemento 15150 del introductor 15100 y al menos la segunda parte 15210 del catéter 15200 se dispone dentro del elemento de guiado 15180. Expandiéndose adicionalmente, según se muestra en la FIG. 59, el catéter 15200 se dispone al menos parcialmente en el introductor 15100 cuando el dispositivo de transferencia de fluidos 15000 se encuentra en la primera configuración. En algunos ejemplos, el volumen interno 15165 del segundo elemento 15160 y el volumen interno 15155 del primer elemento pueden estar, en esencia, sellados de forma fluida tal que los volúmenes interiores 15165 y 155 sean cada uno, en esencia, estériles. Como resultado, al menos una parte del catéter 15200 se mantiene en un entorno, en esencia, estéril antes de su utilización.

Aunque la primera parte 15205 del catéter 15200 se muestra, por ejemplo, en la FIG.58 como extendiéndose a través de la ranura 15573 del actuador 15570 y, por lo tanto, estando expuesta a un entorno ambiental, en otros ejemplos, el actuador 15570 y/o el catéter 15200 pueden incluir una bolsa, una cubierta, una envoltura, un manguito y/o similares que se pueden disponer alrededor de la parte del catéter 15200 que se extiende a través de la ranura 15573 del actuador 15570 para mantener la parte del catéter 15200 en un entorno, en esencia, estéril. Por lo tanto, la primera parte 15205 y la segunda parte 15210 pueden ser, en esencia, estériles antes de su utilización. En otros ejemplos, el segundo elemento 15160 del introductor 15100 puede incluir, por ejemplo, un elemento de esterilización (por ejemplo, una esponja, una toallita, un sello, etc.) dispuesto dentro del volumen interno 15160 que se puede configurar para que entre en contacto con una superficie externa del catéter 15200, esterilizando de este modo una parte del catéter 15200 cuando el catéter 15200 se mueve con respecto al segundo elemento.

Mientras que, en la primera configuración, un usuario (por ejemplo, un flebotomista) puede manipular el dispositivo de transferencia de fluidos 15000 para acoplar el primer elemento 15150 del introductor 15100 al adaptador 15450 (véase,

por ejemplo, la FIG. 59). En otros ejemplos, el dispositivo de transferencia de fluidos 15000 se puede premontar, por ejemplo, con el adaptador 15450. En todavía otros ejemplos, el dispositivo de transferencia de fluidos 15000 se puede utilizar sin el adaptador 15450. En este ejemplo, el mecanismo de cierre 15131 dispuesto en la parte de extremo distal 15152 del primer elemento 15150 se acopla al primer puerto 15451 del adaptador 15450. Aunque no se muestra en las FIG. 59-68, el tercer puerto 15453 del adaptador 15450 se puede acoplar a una vía intravenosa periférica. Como resultado, el introductor 15100 se acopla (por ejemplo, indirectamente por medio del adaptador 15450 o directamente cuando se utiliza sin el adaptador 15450) a la vía intravenosa periférica. Aunque no se muestra en las FIG. 59-68, el acoplador 15254 dispuesto en el extremo de la cánula secundaria 15250 se puede acoplar a un depósito de fluido o similar para colocar el lumen 15209 del catéter 15200 en comunicación fluida con el depósito de fluido.

Una vez acoplado a la vía intravenosa periférica y al depósito de fluido, el usuario puede acoplar la parte de acoplamiento 15159 del primer elemento 15150 y la parte de acoplamiento 15579 del actuador 15570 para ejercer una fuerza sobre el actuador 15579. Más concretamente, al acoplar la parte de acoplamiento 15159 del primer elemento 15150, se puede reducir una parte de la fuerza ejercida sobre el actuador 15579 que de otro modo se ejercería sobre la vía intravenosa periférica (por ejemplo, por medio del introductor 15100 y el adaptador 15450). Dicho de otra manera, el usuario puede ejercer una fuerza de reacción sobre la parte de acoplamiento 15159 del primer elemento 15150 en respuesta a la fuerza aplicada al actuador 15570 que es suficiente para reducir y/o eliminar, en esencia, una fuerza que de otro modo se transmitiría y ejercería sobre la vía intravenosa periférica.

La fuerza ejercida sobre la parte de acoplamiento 15579 del actuador 15570 mueve el actuador 15570 y el segundo elemento 15160 en la dirección distal con respecto al primer elemento 15150, colocando de este modo el dispositivo de transferencia de fluidos 15000 en una segunda configuración, según indica mediante la flecha MM en la FIG. 63. Más específicamente, el actuador 15570 mueve el segundo elemento 15160 de su posición proximal a su posición distal con respecto al primer elemento 15150, mientras que el actuador 15570 permanece en una posición relativamente fija (por ejemplo, su posición proximal) con respecto al segundo elemento 15160. Por ejemplo, según se describió anteriormente, una parte de la superficie interna 15153 que define una parte de extremo proximal del canal 15157 puede incluir, por ejemplo, un saliente, un reborde, un nervio, un bulto, etc. que se puede configurar para mantener al menos temporalmente el primer saliente 15164 y, por lo tanto, el segundo elemento 15160 en la posición proximal con respecto al primer elemento 15150. Del mismo modo, el nervio 15574 de la extensión desde una superficie del actuador 15570 que define la ranura 15573 mantiene al menos temporalmente el segundo saliente 15169 en una posición distal con respecto al actuador 15570 y, por lo tanto, el actuador 15570 se mantiene al menos temporalmente en su posición proximal con respecto al segundo elemento 15160.

Como tal, los nervios 15158 y 15574 estrechan una parte del canal 15157 y la ranura 15573, respectivamente, a una anchura menor que la anchura del primer saliente 15164 y el segundo saliente 15169, respectivamente. Así, el segundo elemento 15160 se puede mantener, en esencia, en la posición proximal hasta que se aplique una fuerza (por ejemplo, directa o indirectamente) al segundo elemento 15160 que sea suficiente para mover el primer saliente 15164 a través de la parte estrecha del canal 15157 (por ejemplo, asociada con los nervios 15158). Por lo tanto, en respuesta a una fuerza, el primer saliente 15164 puede ejercer una parte de la fuerza sobre los nervios 15158 de la superficie interna 15153, que a su vez, pueden deformar, doblar, flexionar y/o reconfigurar la superficie interna 15153 una cantidad suficiente para permitir que el primer saliente 15164

pase a través de los mismos (y/o superar de otro modo una fuerza de fricción entre los mismos). De manera similar, el actuador 15570 se puede mantener, en esencia, en la posición proximal hasta que se aplique una fuerza sobre el actuador 15570 que sea suficiente para mover el segundo saliente 15169 a través de la parte estrecha de la ranura 15573 (por ejemplo, asociada con los nervios 15574). Por lo tanto, en respuesta a una fuerza, el segundo saliente 15169 puede ejercer una parte de la fuerza sobre los nervios 15574 del actuador 15570, que a su vez puede deformar, doblar, flexionar y/o reconfigurar de otro modo una superficie del actuador 15570 en una cantidad suficiente para permitir que el segundo saliente 15169 pase a través de la misma (y/o para superar de otro modo una fuerza de fricción entre las mismas).

Según se muestra en la FIG. 63, el actuador 15570 y el segundo elemento 15160 se mueven colectivamente con respecto al primer elemento 15150 en respuesta a la fuerza aplicada en la parte de acoplamiento 15579 del actuador 15570. Como tal, una parte de la fuerza mueve el primer saliente 15164 más allá y/o a través de los nervios 15158 extendiéndose desde la superficie interna 15153 del primer elemento 15150, mientras que los nervios 15574 del actuador 15570 retienen el segundo saliente 15169 en una posición, en esencia, fija. Por lo tanto, una fuerza suficiente para mover el segundo elemento 15160 con respecto al primer elemento 15150 es menor que una fuerza suficiente para mover el actuador 15570 con respecto al segundo elemento 15160. Una disposición de este tipo puede, por ejemplo, asegurar que el segundo elemento 15160 se mueva con respecto al primer elemento 15150 antes de que el actuador 15570 se mueva con respecto al segundo elemento 15160. En algunos ejemplos, el movimiento del primer saliente 15164 más allá de los nervios 15158, por ejemplo, se puede asociar con y/o dar como resultado de otra manera un indicador tal como una salida háptica, táctil, visual y/o auditiva. Por ejemplo, un indicador puede ser una salida auditiva tal como un "clic". En otros ejemplos, un indicador puede ser una salida visual tal como indicios, marcas, una ventana de estado, un cambio de color de un elemento de estado, una salida digital para ser presentada en una pantalla, y/o similares.

Según se muestra en la FIG. 64, el movimiento del segundo elemento 15160 a la posición distal con respecto al primer elemento 15150 hace avanzar el elemento de guiado 15180 (acoplado al mismo) en la dirección MM hasta una posición en la que al menos la parte de extremo distal 15182 del elemento de guiado 15180 se dispone y se extiende más allá de un extremo de la vía intravenosa periférica. Más específicamente, cuando el segundo elemento 15160 se mueve a su posición distal, el elemento de guiado 15180 se hace avanzar simultáneamente a través de un puerto o "cesta" de la vía intravenosa periférica (no mostrada). Según se describió anteriormente, el elemento de guiado 15180 se configura para tener una rigidez y/o estar formado por un material(es) con una dureza o dureza Shore que sea suficiente para pasar a través del puerto de la vía intravenosa periférica, en esencia, sin torsionarse, romperse, plegarse, deformarse plásticamente (por ejemplo, deformarse permanentemente), etc. Además, el elemento de guiado 15180 puede tener una longitud y una dureza suficientes para pasar a través de cualquier vía intravenosa periférica adecuada para disponer al menos de la parte de extremo distal 15182 en una posición distal con respecto al extremo de la vía intravenosa periférica. En otras palabras, el elemento de guiado 15180 se puede disponer de tal manera que cuando el segundo elemento 15160 se encuentra en su posición distal con respecto al primer elemento 15150, la parte de extremo distal 15182 del elemento de guiado 15180 se dispone en una estructura vascular y al menos parcialmente fuera de la vía intravenosa periférica. Además, con el actuador 15570 mantenido en una posición relativamente fija con respecto al segundo elemento 15160, la segunda parte 15210 del catéter 15200 se mantiene dentro del lumen 15183 definido por el elemento de guiado 15180, según se muestra en la FIG. 64.

Con el segundo elemento 15160 en su posición distal, la fuerza aplicada ejercida sobre la parte de acoplamiento 15579 mueve el actuador 15570 desde su posición proximal hasta su posición distal con respecto al segundo elemento 15160. Por ejemplo, el segundo elemento 15160 se puede mover a través de su rango de movimiento (por ejemplo, definido al menos en parte por el canal 15157) para disponerse en su posición más distal y como tal, una parte de la fuerza aplicada que fue ejercida para mover el segundo elemento 15160 con respecto al primer elemento 15150 es en cambio ejercida, en esencia, sobre el actuador 15570. Como tal, la fuerza ejercida sobre el actuador 15570 puede ser suficiente para mover el segundo saliente 15169 más allá de los nervios 15574 dispuestos en la ranura 15573 y, como resultado, el actuador 15570 se mueve desde su posición proximal hasta su posición distal con respecto al segundo elemento 15160, según se indica mediante la flecha NN de la FIG. 65. En algunos ejemplos, el movimiento del actuador 15570 desde su posición proximal hasta su posición distal puede estar asociado con y/o de otro modo dar como resultado un indicador tal como una salida háptica, táctil, visual y/o auditiva, según se describió anteriormente.

Según se muestra en la FIG. 66, el movimiento del actuador 15570 a su posición distal con respecto al segundo elemento 15160 hace avanzar el catéter 15200 en la dirección NN hasta una posición en la que al menos la parte de extremo distal 15212 del catéter 15200 se dispone dentro y se extiende más allá de la vía intravenosa periférica. Además, el catéter 15200 se puede hacer avanzar de tal manera que la parte de extremo distal 15212 del catéter 15200 se extienda más allá de la parte de extremo distal 15182 del elemento de guiado 15180. Por lo tanto, el catéter 15200 se puede disponer de tal manera que cuando el actuador 15570 se encuentra en su posición distal con respecto al segundo elemento 15160 y el segundo elemento 15160 se encuentra en su posición distal con respecto al primer elemento 15150, la parte de extremo distal 15212 del catéter 15200 se dispone en una estructura vascular y al menos parcialmente fuera de la vía intravenosa periférica y del elemento de guiado 15180. Por lo tanto, el lumen 15209 del catéter 15200 puede recibir un flujo de fluido corporal, que a su vez, puede fluir a través del lumen 15209 para disponerse en el depósito de fluido. Por ejemplo, el depósito de fluido puede ser un depósito de evacuados tal como un Vacutainer®, que puede ejercer una fuerza de succión a través del lumen 15209 del catéter 15200. Por lo tanto, el fluido corporal (por ejemplo, la sangre) se extrae a través del lumen 15209 de la cánula 15200 y el lumen 15253 de la cánula secundaria 15250 y se introduce en el contenedor de fluido. De esta manera, un flebotomista puede recolectar (por ejemplo, extraer) una cantidad determinada de sangre a través de una vía intravenosa periférica existente sin necesidad de punciones de aguja adicionales.

Según se muestra en las FIG. 67 y 68, en algunos ejemplos, puede ser conveniente girar el catéter 15200 con respecto al primer elemento 15150, girando de este modo el extremo distal 15212 dentro de la estructura vascular (por ejemplo, para evitar la aspiración del extremo distal 15212 hasta una pared de la estructura vascular). Por lo tanto, en dichos casos, el usuario puede manipular, por ejemplo, el actuador 15570 para girar el actuador 15570 y el segundo elemento 15160 con respecto al primer elemento 15150. Más específicamente, la disposición del segundo saliente 15169 dentro de la ranura 15573 definida por el actuador 15570 puede ser de tal manera que el actuador 15570 se mantenga en una posición angular, en esencia, fija con respecto al segundo elemento 15160. Por lo tanto, la manipulación del actuador 15570 por parte del usuario puede dar como resultado una rotación tanto del actuador 15570 como del segundo elemento 15160 con respecto al primer elemento 15150.

Según se describió anteriormente, el canal 15157 puede tener una forma de la sección transversal y/o un área en o cerca de la parte de extremo proximal 15151 del primer elemento 15150 que está asociada con y/o ligeramente mayor que el tamaño del primer saliente 15164, limitando de este modo el rango de movimiento de rotación del segundo elemento 15160 cuando se dispone en la posición proximal. Con el segundo elemento 15160 en la posición distal, sin embargo, la forma de la sección transversal y/o el área del canal 15157 en o cerca de la parte de extremo distal 15152 del primer elemento 15150 (es decir, la segunda área de la sección transversal CA₂) puede permitir que el segundo elemento 15160 gire alrededor de 30 grados, alrededor de 60 grados, alrededor de 90 grados, alrededor de 120 grados, alrededor de 180 grados, alrededor de 210 grados, o más con respecto a la línea central longitudinal CL. Es

decir, en algunos ejemplos, el segundo elemento 15160 puede girar con un movimiento en sentido de las agujas del reloj o con un movimiento en sentido contrario a las agujas del reloj alrededor de la línea central longitudinal CL y con respecto a una posición central del primer saliente 15164 (véase, por ejemplo, la FIG. 67) en un rango entre aproximadamente 0 grados y aproximadamente 105 grados, según se indica mediante la flecha OO de la FIG. 68.

5 En algunos casos, dicha rotación del actuador 15570 y el segundo elemento 15160 puede, por ejemplo, una probabilidad de que el extremo distal 15212 del catéter 15200 forme succión contra una pared de la estructura vascular (por ejemplo, una vena). Por ejemplo, girando el catéter 15200 también se giran la una o más aberturas definidas por el extremo distal 15212, lo que a su vez puede reducir la probabilidad de que el extremo distal 15212 se adhiera a una pared de la estructura vascular debido a una fuerza de succión dentro del catéter 15200 (por ejemplo, por medio de un depósito de fluido evacuado o similar). En algunos casos, puede ser deseable girar el segundo elemento 15160 mientras el actuador 15570 se mueve hacia su posición distal. Dicha rotación puede, en algunos de dichos casos, facilitar el avance del catéter 15200 girando el catéter 15200 de tal manera que una superficie biselada o similar (según se describió anteriormente) se alinee con una superficie torsionada del elemento de guiado 15180 y/o la estructura vascular. En algunos casos, la alineación de la superficie biselada del catéter 15200 y la superficie torsionada puede facilitar el paso del catéter 15200 a través de la región torsionada.

10 En algunos casos, puede ser deseable mover el catéter 15200 en dirección axial con respecto al primer elemento 15150 y/o el segundo elemento 15160. Más específicamente, la disposición del segundo elemento 15160 y del actuador 15570 es de tal manera que el segundo saliente 15169 se dispone dentro de la ranura 15573 definida por el actuador 15570 en una posición que está próxima a los salientes 15574. Por lo tanto, el segundo saliente 15169 se puede mover relativamente libre dentro de la ranura 15563. En algunos ejemplos, sin embargo, el catéter 15200 se puede disponer dentro del elemento de guiado 15180 de tal manera que se define una fuerza de fricción entre los mismos. Como tal, un movimiento del actuador 15570 en la dirección axial (es decir, la dirección proximal y/o la dirección distal) puede, del mismo mod, dar como resultado un movimiento axial del segundo elemento 15160 con respecto al primer elemento 15150.

20 En otros ejemplos, puede ser indeseable que el segundo elemento 15160 se mueva simultáneamente en la dirección axial con el actuador 15570. Por ejemplo, en algunos casos, dicho movimiento del segundo elemento 15160 puede colocar la parte de extremo distal 15182 del elemento de guiado 15180 en una posición no deseada con respecto, por ejemplo, con la vía intravenosa periférica. En dichos ejemplos, la disposición del elemento de guiado 15180 del segundo elemento 15160 y del elemento de sellado 15190 del primer elemento 15150 puede, por ejemplo, limitar y/o, en esencia, evitar el movimiento axial del segundo elemento 15160 con respecto al primer elemento 15150. Más específicamente, según se describió anteriormente, el elemento de sellado 15190 se dispone sobre el elemento de guiado 15180 y puede entrar en contacto con el mismo para definir ambos, en esencia, un sello hermético a los fluidos así como una cantidad de fricción. En algunos ejemplos, la cantidad de fricción (es decir, una fuerza de fricción) y/o una cantidad de resistencia puede ser suficiente para limitar y/o evitar, en esencia, un movimiento axial del segundo elemento 15160 con respecto al primer elemento 15150. Por lo tanto, el actuador 15570 se puede mover en la dirección axial con respecto al segundo elemento 15160 hasta que se ejerza una fuerza sobre el segundo elemento 15160 que sea suficiente para superar la fuerza de fricción entre el elemento de sellado 15190 y el elemento de guiado 15180. Con el actuador 15570 estando en una posición angular o de rotación, en esencia, fija con respecto al segundo elemento 15160, sin embargo, al menos una parte de una fuerza ejercida para girar el actuador 15570 se transfiere a y/o se ejerce de otro modo sobre el segundo elemento 15160 y por lo tanto, cuando la fuerza es suficiente para superar la fuerza de fricción entre el elemento de sellado 15190 y el elemento de guiado 15180, el actuador 15570 y el segundo elemento 15180 se giran con respecto al primer elemento, en esencia, simultáneamente.

30 Con la cantidad deseada de fluido corporal recolectada, el usuario (por ejemplo, el flebotomista) puede mover el actuador 15570 en la dirección proximal para retraer el catéter 15200. Por ejemplo, en algunos casos, el usuario puede ejercer una fuerza sobre la parte de acoplamiento 15579 del actuador 15570 en la dirección proximal, que sea suficiente para mover al menos el actuador 15570 desde su posición distal hacia su posición proximal con respecto al segundo elemento 15160. En algunos ejemplos, el segundo elemento 15160 se puede configurar para que se mueva al menos en parte con el actuador 15570 desde su posición distal hacia su posición proximal con respecto al primer elemento 15150. En algunos casos, la fuerza puede ser suficiente para colocar el actuador 15570 y el segundo elemento 15160 en sus posiciones proximales respectivamente. Además, la disposición del actuador 15570 y del introductor 15100 es de tal manera que el actuador 15570 no se puede retirar del segundo elemento 15160 y el segundo elemento 15160 no se puede retirar del primer elemento 15150, según se describió anteriormente. Por lo tanto, el elemento de guiado 15180 y el catéter 15200 pueden disponer en una posición proximal con respecto a un extremo distal del primer elemento 15150.

40 Aunque el actuador 15570 y el segundo elemento 15160 se describieron anteriormente como que se mueven en respuesta a una fuerza ejercida en la dirección proximal aplicada por el usuario, en otros ejemplos, el actuador 15570 y/o el segundo elemento 15160 se pueden configurar para moverse en la dirección proximal de una manera al menos semiautomática. Por ejemplo, el introductor 15100 puede incluir uno o más elementos de forzado configurados para ejercer una fuerza para mover el segundo elemento 15160 y/o el actuador 15570 en la dirección proximal. Expandiéndose adicionalmente, el elemento de forzado puede ejercer una fuerza de reacción en respuesta a la fuerza ejercida sobre el actuador 15579. Por lo tanto, una vez que un volumen deseado de fluido corporal se dispone en el depósito de fluido, el usuario puede eliminar la fuerza aplicada en el actuador 15570 y, como resultado, el elemento

de forzado puede ejercer una fuerza para mover el segundo elemento 15160 y el actuador 15570 en la dirección distal. En otros ejemplos, el introductor 15100 puede incluir un elemento de forzado conectado a un mecanismo de retracción. En dichos ejemplos, el usuario puede colocar el segundo elemento 15160 y el actuador 15570 en las respectivas posiciones distales y puede ejercer una fuerza en la dirección distal adicional que puede enganchar el mecanismo de retracción (por ejemplo, engancha un interruptor, un cierre, un pestillo, una lengüeta, un elemento de retención, etc.), que a su vez, puede accionar el elemento de forzado para ejercer una fuerza sobre el segundo elemento 15160 y el actuador 15570 en la dirección proximal. En algunos ejemplos, el acoplamiento del mecanismo de retracción se puede asociar con un indicador, tal como una salida háptica, táctil, auditiva y/o visual, que puede pasar de un primer estado a un segundo estado durante un proceso de retracción, según se describió anteriormente.

Aunque el rango de movimiento de rotación del segundo elemento 15160 con respecto al primer elemento 15150 se mostró y se describió anteriormente como que está definido al menos en parte por el canal 15157, en otros ejemplos, el primer elemento 15150 y el segundo elemento 15160 del introductor 15100 se pueden disponer de cualquier manera adecuada. Por ejemplo, la superficie interna 15153 del primer elemento 15150 puede tener una parte proximal que tiene una primera forma de la sección transversal (por ejemplo, en esencia en forma de D) y una parte distal que tiene una segunda forma de la sección transversal diferente de la primera forma (por ejemplo, en esencia, circular), mientras que la superficie externa 15163 del segundo elemento 15160 puede tener una parte proximal que tiene la segunda forma de la sección transversal y una parte distal que tiene la segunda forma de la sección transversal. Como tal, cuando el segundo elemento 15160 se dispone en una posición proximal dentro del volumen interno 15155 del primer elemento 15150, las formas de la sección transversal, en esencia, se alinean, lo que a su vez, puede limitar un movimiento de rotación del segundo elemento 15160 con respecto al primer elemento 15150. Por el contrario, cuando el segundo elemento 15160 se ha avanzado hasta una posición distal dentro del volumen interno 15155 del primer elemento 15150, las formas de la sección transversal no están, en esencia, alineadas, lo que a su vez, puede permitir un movimiento de rotación del segundo elemento 15160 con respecto al primer elemento 15150.

Aunque el introductor 15100 y el actuador 15570 se mostrarán y describirán de forma particular anteriormente con referencia a las FIG. 47-68, en otros ejemplos, un dispositivo puede incluir un introductor y/o un actuador con cualquier configuración adecuada al tiempo que mantiene una funcionalidad, en esencia, similar. Por ejemplo, las FIG. 69-72 ilustran un primer elemento 16150 incluido en un introductor (no mostrado en las FIG. 69-72) de acuerdo con otro ejemplo. Según se describió anteriormente, el primer elemento 16150 incluye una parte de extremo proximal 16151, una parte de extremo distal 16152 y una superficie interna 16153. La superficie interna 16153 define un volumen interno 16155 y un canal 16157. La parte de extremo distal 16152 del primer elemento 16150 incluye y/o se acopla de otro modo a un mecanismo de cierre 16131. El mecanismo de cierre 16131 puede ser, en esencia, similar a cualquiera de los descritos en la presente memoria. En algunos ejemplos, el mecanismo de cierre 16131 puede ser un Luer Lok™ o similar. Como tal, un primer extremo del mecanismo de cierre 16131 se acopla a la parte de extremo distal 16152 del primer elemento 16150 y un segundo extremo, opuesto al primer extremo, se puede acoplar a un adaptador (por ejemplo, el adaptador 15450 en la FIG. 47). Alternativamente, en algunos casos, el segundo extremo del mecanismo de cierre 16131 se puede acoplar directamente a una vía intravenosa periférica (no mostrada en las FIG. 69-72).

Según se muestra en la FIG. 50, el mecanismo de cierre 16131 incluye un elemento de sellado 16190 que está en contacto con, por ejemplo, una superficie distal del primer elemento 16150 para definir, en esencia, un sello hermético a los fluidos. Durante la utilización, el elemento de sellado 16190 puede recibir, por ejemplo, una parte de un segundo elemento incluido en el introductor y/o una cánula o catéter (por ejemplo, acoplado a un actuador) para ser avanzado más allá del elemento de sellado 16190 en la dirección distal, mientras se mantiene, en esencia, un sello hermético a los fluidos alrededor de la parte del segundo elemento y/o cánula o catéter, evitando de este modo, en esencia, un reflujo de fluido hacia un volumen proximal al elemento de sellado 16190 (y fuera del segundo elemento y/o cánula o catéter). El elemento de sellado 16190 puede tener cualquier configuración adecuada tal como, por ejemplo, una junta tórica, una válvula unidireccional, un diafragma, un diafragma autorregenerable, una válvula de retención o cualquier otro elemento de sellado adecuado tal como los descritos en la presente memoria (por ejemplo, el elemento de sellado 15190). Además, la disposición del elemento de sellado 16190 puede ser de tal manera que cuando entre en contacto con un elemento de guiado y/o un catéter, se defina una fuerza de fricción deseada entre los mismos. En dichos ejemplos, la fuerza de fricción se puede configurar para resistir y/o producir resistencia de otro modo en respuesta a una fuerza aplicada que de otro modo movería el elemento de guiado (por ejemplo, acoplado a un segundo elemento del introductor, según se describió anteriormente con referencia al introductor 15100) en una dirección axial. Como tal, la resistencia producida por la fuerza de fricción definida entre el elemento de sellado 16190 y el elemento de guiado puede, por ejemplo, mantener el elemento de guiado y, por lo tanto, un segundo elemento del introductor al cual se acopla, en una posición, en esencia, fija con respecto al primer elemento al tiempo que permite, por ejemplo, que el catéter y/o un actuador acoplado al mismo se muevan en una dirección axial con respecto al introductor.

Según se describió anteriormente, la superficie interna 16153 define el canal 16157. El canal 16157 se extiende a lo largo de una longitud del primer elemento 16150 entre la parte de extremo proximal 16151 y la parte de extremo distal 16152, según se muestra en la FIG. 69. Más concretamente, la disposición del canal 16157 según lo definido por la superficie interna 16153 es de tal manera que el canal 16157 no se extiende a través de la parte de extremo distal 16152. En otras palabras, al menos una parte de extremo distal del canal 16157 está limitada por la superficie interna 16153. Por lo tanto, el canal puede funcionar de una manera similar a la descrita anteriormente con referencia al primer elemento 15150.

Según se muestra en las FIG. 69 y 70, una parte de extremo proximal del canal 16157 se puede extender en una dirección circunferencial. Más concretamente, en algunos ejemplos, la parte de extremo proximal del canal 16157 puede formar una curva a un lado 16157A y/o puede tener, en esencia, forma de L. De esta manera, una parte del canal 16157 dispuesto en y/o cerca del extremo de la parte curvada a un lado 16157 se puede extender a través de la parte de extremo proximal 16151 del primer elemento 16150. Es decir, la parte de extremo proximal 16151 del primer elemento 16150 puede definir una abertura, en esencia, circular (es decir, asociada con el volumen interno 16155), que puede incluir una parte entallada 16157B o una parte ranurada correspondiente a una parte de extremo de la curva a un lado 16157A del canal 16157. Por lo tanto, una parte limitada del canal 16157 se puede extender a través de la parte de extremo proximal 16151 del primer elemento 16150. Del mismo modo, el canal 16157 puede estar, en esencia, encerrado y/o delimitado por la superficie interna excepto por la parte entallada 16157B.

En algunos ejemplos, una disposición de este tipo puede permitir, por ejemplo, que un segundo elemento del introductor (por ejemplo, en esencia, similar al segundo elemento 15160 del introductor 15100) se inserte en el primer elemento 16150. En algunos ejemplos, el segundo elemento puede incluir un saliente (por ejemplo, similar o igual al primer saliente 15164 del segundo elemento 15160) que se inserta a través, por ejemplo, de la parte entallada 16157B y/o de la abertura ranurada correspondiente a la parte curvada a un lado 16157A del canal 16157 (según se describió anteriormente). Una vez que el saliente se insertó a través de la misma, el segundo elemento se puede girar o impulsar a una orientación con respecto al primer elemento en la que el saliente se alinea, en esencia, con una parte del canal 16157 que se extiende desde la parte de extremo proximal 16151 del primer elemento 16150 hasta la parte de extremo distal 16152 del primer elemento 16150. Por lo tanto, con el segundo elemento en una orientación de este tipo, se limita de este modo un movimiento proximal del segundo elemento con respecto al primer elemento 16150. Por consiguiente, el primer elemento 16150 puede funcionar de manera, en esencia, similar al primer elemento 15150 descrito en detalle anteriormente.

De manera similar, las FIG. 73-76 ilustran un actuador 16570 de acuerdo con otro ejemplo. El actuador 16570 incluye una parte de extremo proximal 16571 y una parte de extremo distal 16572 y define una ranura 16573. El extremo proximal 16540 se acopla a una cánula secundaria 16250, que a su vez se configura para acoplarse a un depósito de fluido (por ejemplo, un Vacutainer® o similar (no mostrado en las FIG. 73-76)). Según se describió con detalle anteriormente con referencia al actuador 15570 y al catéter 15200, el actuador 16570 se acopla al catéter 16200 de tal manera que cuando la cánula secundaria 16250 se acopla al depósito de fluido, el catéter 16200 se coloca en comunicación fluida con el depósito de fluido.

Según se describió anteriormente, el actuador 16570 se configura para ser insertado en un segundo elemento de un introductor (no mostrado en las FIG. 73-76). Por ejemplo, el actuador 16570 se puede insertar en un segundo elemento que sea, en esencia, similar o igual al segundo elemento 15160 descrito anteriormente. Como tal, el segundo elemento puede incluir un saliente interno (por ejemplo, el segundo saliente 15169), que se puede disponer dentro de la ranura 16573. Más concretamente, según se muestra en las FIG. 75 y 76, el actuador 16570 puede incluir una abertura 16578 que se puede configurar para proporcionar acceso a la ranura 16573. En algunos ejemplos, una parte de extremo distal de la ranura 16573 puede incluir una parte curvada a un lado (por ejemplo, según se describió anteriormente con referencia al primer elemento 16150) de tal manera que la ranura 16573 se extiende a través de un lado y/o parte de la circunferencia del actuador 16570. Por lo tanto, el actuador 16570 se puede disponer parcialmente en el segundo elemento y orientarse de tal manera que la abertura 16578 se alinee con el saliente interno. Una vez que el saliente interno se inserta a través de la misma, el actuador 16570 se puede girar o impulsar hasta una orientación con respecto al segundo elemento en el cual el saliente interno se alinea, en esencia, con una parte del canal de la ranura 16573 que se extiende desde la parte de extremo proximal 16571 del actuador 16570 hasta la parte de extremo distal 16572 del actuador 16570. Por lo tanto, con el actuador 16570 en una orientación tal, se limita de este modo un movimiento proximal del actuador con respecto al segundo elemento. Por consiguiente, el actuador 16570 puede funcionar de una manera, en esencia, similar a la del actuador 15570 descrito en detalle anteriormente.

Con referencia a la FIG. 69, se muestra un diagrama de flujo que ilustra un método 200 de flebotomía a través de una vía intravenosa periférica. El método incluye el acoplamiento de un dispositivo de transferencia de fluidos a una vía intravenosa periférica (PIV), 201. El dispositivo de transferencia de fluidos puede ser cualquier dispositivo adecuado configurado para flebotomía a través de una vía intravenosa periférica. Por ejemplo, el dispositivo de transferencia de fluidos puede ser, en esencia, similar al dispositivo de transferencia de fluidos 15000 descrito anteriormente con referencia a las FIG. 47-68. Como tal, el dispositivo de transferencia de fluidos incluye un introductor, un actuador y un catéter. El introductor incluye un primer elemento y un segundo elemento dispuesto con capacidad para moverse dentro del primer elemento, según se describió anteriormente con referencia a las FIG. 48-55. El segundo elemento se acopla a un elemento de guiado. El actuador es dispone con capacidad para moverse en el segundo elemento y se acopla al catéter.

Una primera fuerza se ejerce en el actuador que es suficiente para mover el segundo elemento con respecto al primer elemento desde una primera posición, en la que un elemento de guiado acoplado al segundo elemento se dispone dentro del primer elemento, hasta una segunda posición, en la que una parte de extremo distal del elemento de guiado se inserta a través de un puerto de la vía intravenosa periférica, en 202. Más concretamente, la fuerza ejercida sobre el actuador mueve el actuador y el segundo elemento en la dirección distal con respecto al primer elemento, al tiempo que el actuador permanece en una posición relativamente fija (por ejemplo, una posición proximal) con respecto al segundo elemento. Por ejemplo, el segundo elemento se puede configurar para moverse con respecto al primer

elemento en respuesta a una primera cantidad de fuerza y el actuador se puede configurar para que se mueva con respecto al segundo elemento en respuesta a una segunda cantidad de fuerza, mayor que la primera cantidad de fuerza. Por ejemplo, el primer elemento se puede acoplar de forma selectiva a una parte del segundo elemento para retener temporalmente al segundo elemento en el primer puesto con respecto al primer elemento. Del mismo modo, el segundo elemento se puede acoplar de forma selectiva a una parte del actuador para retener temporalmente el actuador en una primera posición con respecto al segundo elemento, según se describió en detalle anteriormente. Además, el elemento de guiado puede tener una longitud y una dureza que son suficientes cada una para permitir que el elemento de guiado pase a través del puerto de la vía intravenosa periférica, en esencia, sin torsionarse, romperse, y/o deformarse plásticamente de otro modo.

Con el segundo elemento en la segunda posición (por ejemplo, una posición distal), se ejerce una segunda fuerza sobre el actuador que es suficiente para mover el actuador con respecto al segundo elemento de tal manera que una parte de extremo distal del catéter se extiende más allá de un extremo de la vía intravenosa periférica, en 203. Más específicamente, el catéter se puede disponer al menos parcialmente en el introductor antes de que el actuador se mueva en relación al segundo elemento, de tal manera que al menos una parte de extremo distal del catéter se dispone en el elemento de guiado. Por lo tanto, con el actuador acoplado al catéter, el movimiento del actuador con respecto al segundo elemento mueve el catéter con respecto al elemento de guiado. De esta manera, cuando el actuador se encuentra en una posición distal con respecto al segundo elemento, el catéter se puede extender a través de la vía intravenosa periférica y el elemento de guiado para disponer la parte de extremo distal del catéter en una posición distal con respecto al elemento de guiado y la vía intravenosa periférica, según se describió anteriormente con referencia a las FIG. 65 y 66.

En algunos casos, puede ser deseable girar el segundo elemento y/o el actuador con respecto al primer elemento, cuando el actuador y/o el segundo elemento se están moviendo con respecto al primer elemento. Por ejemplo, según se describió anteriormente en algunos ejemplos, el primer elemento puede definir un canal configurado para recibir una parte del segundo elemento. De esta manera, una superficie que define el canal puede definir, por ejemplo, un rango de movimiento asociado con el segundo elemento con respecto al primer elemento. Según se describió anteriormente con referencia a las FIG. 51, 52, 67 y 68, el canal puede definir el rango de movimiento del segundo elemento con respecto al primer elemento que puede incluir, por ejemplo, un movimiento traslacional (por ejemplo, en dirección proximal o distal) y un movimiento de rotación. En algunos casos, una parte de la primera fuerza y/o una parte de la segunda fuerza pueden girar el segundo elemento y el actuador con respecto al primer elemento. Dicha rotación puede, por ejemplo, facilitar el avance del elemento de guiado y/o el catéter a través de una parte de la vía intravenosa periférica y/o similares. En otros casos, se puede ejercer una fuerza sobre el actuador cuando la parte de extremo distal del catéter se extiende más allá del extremo de la vía intravenosa periférica para limitar la succión de la parte de extremo distal del catéter hasta una estructura vascular en la que se dispone. Por lo tanto, el catéter se puede girar para reducir la probabilidad de que la parte de extremo distal del catéter succione a una pared de la estructura vascular dentro de la cual se dispone y/o para facilitar el avance del catéter más allá de una obstrucción incluida dentro del elemento de guiado, la vía intravenosa periférica y/o la estructura vascular.

Un depósito de fluido se acopla al dispositivo de transferencia de fluidos, en 204. El depósito de fluido puede ser cualquier depósito adecuado. Por ejemplo, el depósito de fluido puede ser un depósito de evacuados tal como un Vacutainer® o similar. Además, cuando el depósito de fluido se acopla al dispositivo de transferencia de fluidos, el catéter se coloca en comunicación fluida con el depósito de fluido. Por lo tanto, un fluido corporal puede fluir (por ejemplo, en respuesta a una presión negativa y/o fuerza de succión) desde el cuerpo, a través del catéter, y hacia el depósito de fluido. En algunos casos, mientras se extrae un volumen de fluido corporal, puede ser deseable mover al menos la parte de extremo distal del catéter en una dirección axial para, por ejemplo, limitar y/o evitar, en esencia, la aspiración de la parte de extremo distal del catéter hasta, por ejemplo, la estructura vascular en la que se dispone. De esta manera, el usuario puede ejercer una fuerza en la dirección distal para hacer avanzar de forma correspondiente el catéter en la dirección distal o puede ejercer una fuerza en la dirección proximal para retraer el catéter en la dirección proximal (por ejemplo, mientras aún está dispuesto distal a la vía intravenosa periférica). Además, en algunos ejemplos, el primer elemento del introductor puede incluir un elemento de sellado y/o similares que pueden acoplar, por ejemplo, el elemento de guiado acoplado al segundo elemento del introductor. En dichos ejemplos, el elemento de sellado puede hacer contacto con el elemento de guiado de tal manera que se define una fuerza de fricción suficiente entre los mismos para mantener el segundo elemento en una posición, en esencia, fija cuando el catéter se mueve en la dirección distal o proximal. Por lo tanto, el catéter y, por lo tanto, el actuador se puede mover con respecto al introductor.

Después de transferir un volumen de fluido corporal al depósito de fluido, se extrae el catéter de la vía intravenosa periférica y se dispone dentro del introductor, en 205. Por ejemplo, en algunos casos, se ejerce una tercera fuerza sobre el actuador. La tercera fuerza puede ser, por ejemplo, ejercida en la dirección proximal y puede ser suficiente para mover al menos el actuador desde una posición distal hacia una posición proximal con respecto al segundo elemento. En algunos ejemplos, la tercera fuerza se puede ejercer por un usuario. En otros ejemplos, la tercera fuerza se puede ejercer, por ejemplo, por un elemento de forzado o similar en respuesta a un accionamiento, según se describió anteriormente. En algunos ejemplos, el segundo elemento se puede configurar para ser movido al menos en parte con el actuador desde una posición distal hacia una posición proximal con respecto al primer elemento. Además, la disposición del actuador y el introductor es tal que se evita que el actuador sea retirado del segundo

elemento y se evita que el segundo elemento sea retirado del primer elemento, según se describió anteriormente. Por lo tanto, el elemento de guiado y el catéter se pueden disponer en una posición proximal con respecto a un extremo distal del primer elemento. En algunos casos, se puede desechar el dispositivo de transferencia de fluido en el catéter y el elemento de guiado que se disponen en la posición proximal con respecto al extremo distal del primer elemento.

5 Los componentes del aparato de extracción de sangre y el adaptador en Y se pueden empaquetar juntos o por separado. El adaptador en Y también se puede vender en un paquete con otros materiales para vendajes intravenosos. En algunos ejemplos, el adaptador en Y puede permanecer en la vía intravenosa mientras la vía intravenosa se encuentra en el paciente.

10 El aparato de extracción de sangre se puede utilizar con una variedad de vías intravenosas periféricas. El aparato permite una extracción eficiente de sangre, manteniendo al mismo tiempo la integridad de la muestra. En algunos ejemplos, por ejemplo, el aparato facilitará la extracción de 20 ml de sangre en aproximadamente 1-2 minutos. Durante la extracción de sangre, el flujo sanguíneo puede ser laminar para evitar turbulencias en el catéter, minimizando de este modo la hemólisis.

15 Aunque el aparato de extracción de sangre se puede utilizar en una variedad de configuraciones (sala de emergencias, hospitalización, etc.), en la presente memoria se describen dos ejemplos de escenarios. En el primer escenario, el paciente tiene una única vía intravenosa periférica. En el segundo escenario, que es normalmente menos común, el paciente tiene una segunda vía periférica dedicada sólo para fines de flebotomía. Sólo se necesita un adaptador en Y por paciente, y se puede unir durante la vida útil de la vía intravenosa, por ejemplo, que suele ser de 3-4 días. Un nuevo aparato de extracción de sangre (por ejemplo, cualquiera de los descritos anteriormente) se puede utilizar para cada extracción de sangre.

20 El conjunto del aparato de extracción de sangre puede ser el mismo en cualquier escenario. En primer lugar, el aparato se acopla a un adaptador en Y. En segundo lugar, el catéter se hace avanzar a través del adaptador en Y y se empuja a través del catéter periférico intravenoso hacia la vena del paciente. Una vez en la vena, una jeringa o un contenedor/tubo de recolección de presión negativa (por ejemplo, un tubo Vacutainer®) se conecta al puerto posterior y se acopla de forma fluida al catéter para extraer y almacenar la sangre.

25 El siguiente escenario se proporciona a modo de ejemplo. El enfermero o el flebotomista inserta una vía intravenosa periférica en el brazo de un paciente. La vía intravenosa periférica se inserta siguiendo las directrices estándar y se une el adaptador en Y. Cuando es el momento de extraer sangre, el proveedor puede desconectar la vía intravenosa, si está conectada, durante aproximadamente 1 a 5 minutos para permitir que el medicamento o los fluidos de la vía intravenosa se dispersen desde el lugar de extracción de sangre. Para extraer la muestra de sangre, el proveedor une el aparato de extracción de sangre al puerto de extracción de sangre en el adaptador y, hace avanzar el catéter interno a través de la vía intravenosa periférica y dentro de la vena. A continuación, el proveedor puede unir el/los contenedor(es)/tubo(s) de recolección de presión negativa al aparato (es decir, colocar el tubo en comunicación fluida con el aparato de extracción de sangre) para extraer la muestra de sangre. Durante la utilización, el usuario puede descartar, por ejemplo, los primeros 3-6 ml de la muestra de fluido o de sangre como "residuo" y, a continuación, utilizar el tubo o tubos siguientes como muestra prevista. Este procedimiento de "desperdicio" asegura que todo el fluido del espacio muerto, como la solución salina o los medicamentos, se elimine de la vena, la vía intravenosa periférica y el adaptador en Y para no contaminar la muestra de prueba que se está extrayendo.

30 En el escenario en el cual hay una vía intravenosa periférica dedicada para la extracción de sangre, el proveedor inserta una vía intravenosa periférica en un brazo para administrar el medicamento y otra vía intravenosa periférica en el brazo opuesto específicamente para fines de extracción de sangre. Cuando llega el momento de extraer la sangre, el proveedor simplemente sigue las etapas mencionadas anteriormente y no hay necesidad de esperar de 1 a 5 minutos para permitir la dispersión de fluidos o medicamentos como en el primer escenario.

35 Cada uno de los componentes descritos en la presente memoria se puede construir de forma monolítica o puede ser una combinación de partes. Por ejemplo, en referencia a la FIG. 7, el adaptador en Y 5400 y el introductor 5100 se acoplan mediante mecanismos de cierre 5431 y 5131, respectivamente. El adaptador en Y 5400 y el introductor 5100 pueden ser el mismo componente, en donde el adaptador en Y 5400 es una parte integral del introductor 5100 y viceversa. A modo de otro ejemplo, aunque el primer elemento 15150 del introductor 15100 se mostró y se describió anteriormente con referencia a las FIG. 48-52 como que incluye la primera mitad 15150A y la segunda mitad 15150B que, por ejemplo, se acoplan durante un proceso de fabricación para formar el primer elemento 15150, en otros ejemplos, el primer elemento 15150 se puede formar de forma monolítica.

40 Del mismo modo, los componentes descritos en la presente memoria se pueden ensamblar de cualquier manera adecuada durante, por ejemplo, un proceso de fabricación y/o en un punto de utilización. Por ejemplo, en algunos ejemplos, un proceso de fabricación asociado con el dispositivo de transferencia de fluidos 15000 (y/o un dispositivo, en esencia, similar al mismo) puede incluir la colocación del segundo elemento 15160 en una posición deseada con respecto a la primera mitad 15150A o la segunda mitad 15150B del primer elemento 15150 antes de que la primera mitad 15150A y la segunda mitad 15150B se acoplen juntas para formar el primer elemento 15150. Por lo tanto, el segundo elemento 15160 se puede disponer entre la primera mitad 15150A y la segunda mitad 15150 cuando la primera mitad 15150A y la segunda mitad 15150B se acoplan juntas y como resultado, el primer saliente 15164 se

puede disponer en el canal 15157 antes de que se forme el primer elemento 15150, lo que en algunos casos puede facilitar el montaje del dispositivo de transferencia de fluidos 15000 basado al menos en parte en el canal 15157 que está delimitado por la superficie interna 15153.

En otros ejemplos, el saliente 15164 se puede, por ejemplo, accionar por resorte y/o se puede configurar de otro modo para moverse en la dirección radial con respecto al segundo elemento 15160. Como tal, el primer elemento 15150 se puede formar mediante un proceso de fabricación (por ejemplo, acoplando la primera mitad 15150A a la segunda mitad 15150B) y el segundo elemento 15160 se puede disponer posteriormente en el volumen interno 15155. Por ejemplo, con la primera mitad 15150A estando acoplada a la segunda mitad 15150B para formar el primer elemento 15150, el segundo elemento 15160 se puede colocar en una posición deseada con respecto al primer elemento 15150 y el primer saliente 15164 se puede mover en una dirección radial hacia un centro del segundo elemento 15160 de tal manera que una superficie de extremo del primer saliente 15164 se dispone, en esencia, adyacente a la superficie externa 15163 del segundo elemento 15160. De esta manera, la parte de extremo distal 15162 del segundo elemento 15160 se puede insertar en el volumen interno 15155. Además, una vez que el segundo elemento 15160 se coloca en una posición dentro del volumen interno 15155 asociado con una alineación del primer saliente 15164 y el canal 15157, el primer saliente 15164 se puede mover en la dirección radial alejándose del centro del segundo elemento 15160 (por ejemplo, en respuesta a una fuerza ejercida por un resorte o similar). Por lo tanto, no se necesita disponer el segundo elemento 15160 entre la primera mitad 15150A y la segunda mitad 15150B antes de que la primera mitad 15150A y la segunda mitad 15150B se acoplen juntas para formar el primer elemento 15150.

Se pueden modificar otros aspectos del aparato mostrado y descrito para afectar el funcionamiento del aparato. Por ejemplo, las aberturas en el conjunto de aberturas descritas en la presente memoria en el extremo distal del catéter pueden tener cualquier disposición, tamaño, forma y/o número, para crear condiciones de flujo preferibles a través del catéter. A modo de otro ejemplo, cualquier parte de los catéteres descritos en la presente memoria se puede disponer dentro de una manguito, bolsa, tubo, cubierta y/o similar, en esencia, estéril que pueda mantener la esterilidad del catéter antes de la utilización del dispositivo. Además, aunque los componentes de los ejemplos se han descrito en la presente memoria como que tienen una dureza, dureza shore, y/o rigidez dada, en otros ejemplos, algunos componentes pueden ser, en esencia, rígidos. Por ejemplo, el introductor 6100 se puede formar a partir de un material, en esencia, rígido. Del mismo modo, cualquiera de los tubos y/o elementos de guiado descritos en la presente memoria se puede formar a partir de un material rígido tal como, por ejemplo, un metal o un plástico duro. Por ejemplo, un elemento de guiado puede ser un hipotubo metálico o similar. En algunos ejemplos, la disposición de un catéter (por ejemplo, el catéter 15200) dispuesto dentro de un lumen definido por un elemento de guiado (por ejemplo, el elemento de guiado 15180) puede ser de tal manera que el catéter y el elemento de guiado definan de forma colectiva una rigidez que sea, por ejemplo, una suma de una rigidez del catéter y una rigidez del elemento de guiado. Por lo tanto, en algunos ejemplos, el elemento de guiado puede tener una rigidez que sea, en esencia, similar a una rigidez del catéter, en donde una rigidez colectiva definida de este modo sea suficiente para permitir que el elemento de guiado pase a través de al menos una parte de una vía intravenosa periférica (por ejemplo, un conector, una cesta, o algo similar).

A modo de otro ejemplo, cualquiera de los catéteres, cánulas, tubos de flujo y/o similares descritos en la presente memoria puede incluir y/o recibir de otro modo, por ejemplo, un cable de guiado, un cable de refuerzo, un entramado y/o una estructura matricial, stent, globo y/o similares que puedan aumentar una rigidez asociada con el catéter y/o limitar y/o evitar de otro modo, en esencia, una torsión, un pellizco y/o una deformación plástica de al menos una parte del catéter. Por ejemplo, el catéter 15200 puede incluir, por ejemplo, un cable de guiado o similar que se puede disponer en el lumen 15209 mientras que el catéter 15200 se coloca en su posición distal, aumentando de este modo la rigidez asociada con el catéter 15200. Cuando el extremo distal 15212 del catéter 15200 está en una posición deseada con respecto a la vía intravenosa periférica (es decir, distal a un extremo distal de la vía intravenosa periférica), el cable de guiado se puede retraer a través del lumen 15209 para ser retirado del catéter 15200.

Aunque la segunda parte 15210 (por ejemplo, una parte de extremo distal) del catéter 15200 se mostró y se describió de forma particular anteriormente, en otros ejemplos, un catéter puede tener una parte de extremo distal con cualquier configuración adecuada. Por ejemplo, la FIG. 78 es una ilustración esquemática de una parte de extremo distal 17212 de un catéter de acuerdo con otro ejemplo. Según se muestra, la parte de extremo distal 17212 del catéter puede definir un canal o similar. Expandiéndose más, una primera parte del catéter (no mostrada en la FIG. 78) puede tener, por ejemplo, una forma anular de la sección transversal, mientras que una segunda parte del catéter (es decir, la parte de extremo distal 17212) puede tener, por ejemplo, una forma semianular de la sección transversal. En otras palabras, la parte de extremo distal 17212 se puede, por ejemplo, cortar, raspar, rasurar, dividir en dos partes y/o similares, de manera que el extremo distal 15212 del catéter tenga una forma de la sección transversal semicircular o semianular que defina un canal intermedio de la misma. Una disposición de este tipo de la parte de extremo distal 17212 puede, en algunos ejemplos, facilitar un tamaño y/o calibre reducido asociado con el extremo distal 17212 del catéter, que de otra manera podría ser propenso a torsiones, obstrucciones y/u oclusiones. Además, la disposición semianular de la parte de extremo distal 17212 puede aumentar la velocidad de flujo a través del catéter, que de otra manera podría estar limitada debido a un diámetro interno relativamente pequeño del catéter y/o una abertura distal relativamente pequeña del catéter.

En todavía otros ejemplos, una parte de extremo distal de un catéter tal como los descritos en la presente memoria puede incluir y/o se puede acoplar a un cable enrollado, un cable trenzado, un cable bobinado y/o en espiral, un cable

5 helicoidal, una malla, y/o similares. A modo de ejemplo, una parte de extremo distal de un catéter puede incluir y/o se puede formar a partir de un cable bobinado o enrollado relativamente pequeño. En algunos ejemplos, un cable de este tipo puede ser, por ejemplo, enrollado de forma apretada en una forma cilíndrica, en esencia, maciza, definiendo de este modo una parte de un lumen. En algunos casos, una disposición de este tipo puede permitir que al menos que la parte de extremo distal del catéter se doble y/o flexione, en esencia, sin deformarse plásticamente a medida que el catéter se hace avanzar en la dirección distal. En algunos ejemplos, la disposición de cable enrollado de la parte de extremo distal puede actuar, por ejemplo, como una barrena o similar la cual se puede girar al tiempo que se hace avanzar en la dirección distal para sacar, limpiar y/o separar una obstrucción tal como, por ejemplo, un coágulo. Además, aunque el catéter 15200 se mostró y se describió de forma particular anteriormente, en algunos ejemplos, la parte de extremo distal 15212 del catéter 15200 puede tener cualquier configuración adecuada tal como las descritas en la presente memoria.

15 Aunque se han descrito varios ejemplos anteriormente, se debe entender que se han presentado sólo a modo de ejemplo, y no como una limitación. Cuando los esquemas y/o ejemplos descritos anteriormente indican determinados componentes dispuestos en determinadas orientaciones o posiciones, la disposición de los componentes se puede modificar. Si bien los ejemplos se han mostrado y descrito de forma particular, se entenderá que se pueden hacer diversos cambios en la forma y los detalles. Por ejemplo, aunque el dispositivo o aparato 6000 se mostró y se describió anteriormente como incluyendo el introductor 6100 con un carril de actuador 6111 relativamente pequeño (por ejemplo, una rendija), en otros ejemplos, un introductor puede ser, por ejemplo, un canal o similar, en esencia, en forma de U. En dichos ejemplos, un actuador y un catéter se pueden al menos disponer parcialmente en el introductor y se pueden mover con respecto al mismo, según se describe en la presente memoria. Además, en dichos ejemplos, el catéter se puede disponer, por ejemplo, dentro de una bolsa o manguito estéril. En otros ejemplos, el introductor puede ser, por ejemplo, un carril de guiado o similar a lo largo del cual se puede mover un actuador y un catéter. En dichos ejemplos, el catéter se puede disponer dentro de una bolsa o manguito estéril.

25 Aunque se han descrito varios ejemplos como que tiene características particulares y/o combinaciones de componentes, otros ejemplos son posibles teniendo una combinación de cualquier característica y/o componentes de cualquiera de los ejemplos descritos anteriormente. Por ejemplo, cualquiera de los dispositivos en la presente memoria puede incluir un actuador que se puede acoplar a un catéter y se puede operar girando un catéter con respecto a, por ejemplo, una vía intravenosa periférica o similar. A modo de otro ejemplo, aunque la cánula 6200 se muestra en la FIG. 13A como que incluye la primera parte 6205 que tiene el primer diámetro y la segunda parte 6210 que tiene el segundo diámetro, en algunos ejemplos, una cánula puede incluir una primera parte y una segunda parte de diámetro similar. Además, aunque el primer elemento 15150 del introductor 15100 se muestra y se describe de forma particular incluyendo el elemento de sellado 15190, en otros ejemplos, el primer elemento 15150 puede incluir un elemento de sellado, en esencia, similar en forma y función al elemento de sellado 16190 incluido en el primer elemento 16150 descrito anteriormente con referencia a las FIG. 69-72, o viceversa. Del mismo modo, el primer elemento 16150 y/o el actuador 16570 (o las características incluidas en el mismo) se pueden incluir, por ejemplo, en el dispositivo de transferencia de flujo 15000.

40 A modo de ejemplo, cualquiera de los catéteres y/o cánulas descritas en la presente memoria puede tener una parte de extremo distal con cualquier disposición adecuada. Por ejemplo, aunque la parte de extremo distal 15212 del catéter 15200 se muestra como que es, en esencia, cilíndrica con una punta angulada o biselada, en otros ejemplos, la parte de extremo distal 15212 y/o la segunda parte 15210 del catéter 15200 pueden tener cualquier disposición adecuada. Por ejemplo, la FIG. 79 es una ilustración esquemática de una parte de extremo distal 18212 de un catéter de acuerdo con otro ejemplo. Según se muestra, la parte de extremo distal 18212 define un conjunto de aberturas 18216 dispuestas, por ejemplo, en una orientación escalonada. Más específicamente, la segunda parte 18210 del catéter 18200 puede definir un conjunto de aberturas dispuestas a lo largo de su circunferencia similar al conjunto de aberturas 1231, 2231, y/o 4231 descrito anteriormente con referencia a los catéteres 1200, 2200, y 4200, respectivamente. En dichos ejemplos, el conjunto de aberturas puede ser, en esencia, circular, oblongo, poligonal, elíptico y/o cualquier otra forma, tamaño o disposición adecuadas. De esta manera, el conjunto de aberturas 18216 puede, por ejemplo, aumentar la velocidad de flujo hacia la parte de extremo distal 18212 del catéter, mientras que la disposición escalonada y/o desplazada del conjunto de aberturas 18212 puede permitir que la parte de extremo distal 18212 permanezca lo suficientemente rígida como para limitar y/o evitar, en esencia, un colapso de la parte de extremo distal 18212.

50 Aunque los métodos y/o esquemas descritos anteriormente indican determinados eventos y/o patrones de flujo que ocurren en determinado orden, el orden de determinados eventos y/o patrones de flujo se puede modificar. Adicionalmente, determinados eventos se pueden realizar simultáneamente en procesos paralelos cuando sea posible, así como se pueden realizar de forma secuencial.

REIVINDICACIONES

1. Un aparato, que comprende:
un catéter (15200) con una parte de extremo proximal y una parte de extremo distal y que define un lumen a través de las mismas;
- 5 un introductor (15100) que tiene un primer elemento y un segundo elemento, dispuesta al menos una parte del segundo elemento con capacidad para moverse en el primer elemento entre una posición proximal y una posición distal con respecto al primer elemento, incluyendo el segundo elemento una guía (15180), estando dispuesta una parte de extremo distal de la guía en una posición distal con respecto al primer elemento cuando el segundo elemento se encuentra en la posición distal;
- 10 un mecanismo de cierre (15131) acoplado a un extremo distal del primer elemento, configurado el mecanismo de cierre (15131) para acoplar el introductor a una vía intravenosa periférica; y
un actuador (15570) acoplado al catéter (15200), dispuesta al menos una parte del actuador (15570) en el segundo elemento y configurado para moverse desde una primera configuración hacia una segunda configuración para mover el segundo elemento desde su posición proximal hasta su posición distal, configurado el actuador (15570) para moverse con respecto al segundo elemento que está colocado en la segunda configuración cuando el segundo elemento se coloca en su posición distal, siendo dispuesto el catéter (15200) dentro del introductor (15100) cuando el actuador (15570) se encuentra en la primera configuración y siendo dispuesto dentro y extendiéndose más allá de un extremo de la vía intravenosa periférica cuando el actuador (15570) se encuentra en la segunda configuración.
- 15
2. El aparato de la reivindicación 1, que comprende, además:
- 20 un adaptador (15450) acoplado entre el introductor (15100) y la vía intravenosa periférica, incluyendo el adaptador (15450) un primer lumen y un segundo lumen, extendiéndose el catéter (15200) a través del primer lumen cuando el actuador (15570) se encuentra en la segunda configuración.
3. El aparato de la reivindicación 1, en donde el primer elemento define un canal (15157), el segundo elemento incluye un saliente dispuesto al menos parcialmente en el canal, configurado el canal (15157) para definir un rango de movimiento asociado con el segundo elemento con respecto al primer elemento.
- 25
4. El aparato de la reivindicación 3, en donde el rango de movimiento definido al menos en parte por el canal (15157) incluye un rango de movimiento de rotación asociado con el segundo elemento alrededor de una línea central longitudinal definida por el primer elemento.
5. El aparato de la reivindicación 3, en donde el rango de movimiento definido al menos en parte por el canal (15157) incluye un rango de movimiento de rotación asociado con el segundo elemento alrededor de una línea central longitudinal definida por el primer elemento, siendo el rango de movimiento de rotación de hasta aproximadamente 180 grados de giro.
- 30
6. El aparato de la reivindicación 3, en donde el primer elemento incluye una superficie distal interna que define una primera parte del canal (15157) y una superficie proximal interna que define una segunda parte del canal (15157), configurada la superficie distal interna para limitar el movimiento del segundo elemento en la dirección distal, configurada la superficie proximal interna para limitar el movimiento del segundo elemento en la dirección proximal.
- 35
7. El aparato de la reivindicación 3, en donde el saliente es un primer saliente (15164), incluyendo la parte de extremo proximal del segundo elemento un segundo saliente (15169) que se extiende desde una superficie interna; y
- 40 el actuador (15570) que define una ranura configurada para recibir con capacidad para moverse el segundo saliente (15169), configurado el segundo saliente (15169) para acoplarse a una superficie del actuador (15570) que defina la ranura para limitar un movimiento del actuador (15570) con respecto al segundo elemento.
8. El aparato de la reivindicación 1, en donde el extremo distal del primer elemento incluye un sello configurado para estar en contacto con al menos una de una superficie externa de la guía (15180) o una superficie externa del catéter (15200) para impedir un flujo de fluido corporal hacia un volumen fuera del catéter (15200) y proximal al sello.
- 45
9. El aparato de la reivindicación 1, en donde el fin distal del primer elemento incluye un sello configurado para definir un ajuste por fricción con una superficie externa de la guía (15180) cuándo el segundo elemento se encuentra en su distal position, asociada una fuerza de fricción con el ajuste por fricción que es suficiente para retener al menos temporalmente el segundo elemento en una posición fija cuándo el actuador (15570) se mueve con respecto al segundo elemento.
- 50
10. El aparato de la reivindicación 1, en donde al menos una parte del catéter (15200) se dispone al menos parcialmente dentro de la guía (15180), configurada la parte de extremo distal de la guía (15180) para extenderse a

través de al menos una parte de la vía intravenosa periférica cuando el segundo elemento se encuentra en posición distal, configurado el catéter (15200) para extenderse a través de la guía (15180) para colocar la parte de extremo distal del catéter (15200) en una posición distal con respecto a la vía intravenosa periférica cuando el actuador (15570) se encuentra en la segunda configuración.

- 5 11. El aparato de la reivindicación 1, en donde el actuador (15570) se mantiene en una posición fija con respecto al segundo elemento cuando el actuador (15570) mueve el segundo elemento de su posición proximal hasta su posición distal.
- 10 12. El aparato de la reivindicación 1, en donde el actuador (15570) se mueve en respuesta a una fuerza aplicada, una cantidad de la fuerza aplicada suficiente para mover el segundo elemento con respecto al primer elemento que es menor que una cantidad de la fuerza aplicada suficiente para mover el actuador (15570) con respecto al segundo elemento.
13. El aparato de la reivindicación 1, en donde el segundo elemento se configura para ser girado dentro del primer elemento cuando el segundo elemento se mueve desde la posición proximal hasta la posición distal.
- 15 14. El aparato de la reivindicación 1, en donde la guía (15180) tiene una primera rigidez y el catéter (15200) tiene una segunda rigidez menor que la primera rigidez.
- 20 15. El aparato de la reivindicación 1, en donde la guía (15180) tiene una primera rigidez y el catéter (15200) tiene una segunda rigidez, en esencia, igual a la primera rigidez, siendo dispuesto el catéter (15200) dentro de la guía (15180) de tal manera que la guía (15180) y el catéter (15200) definen colectivamente una tercera rigidez mayor que la primera rigidez, siendo suficiente la tercera rigidez para permitir que la guía (15180) pase por lo menos a través de la parte de la vía intravenosa periférica.

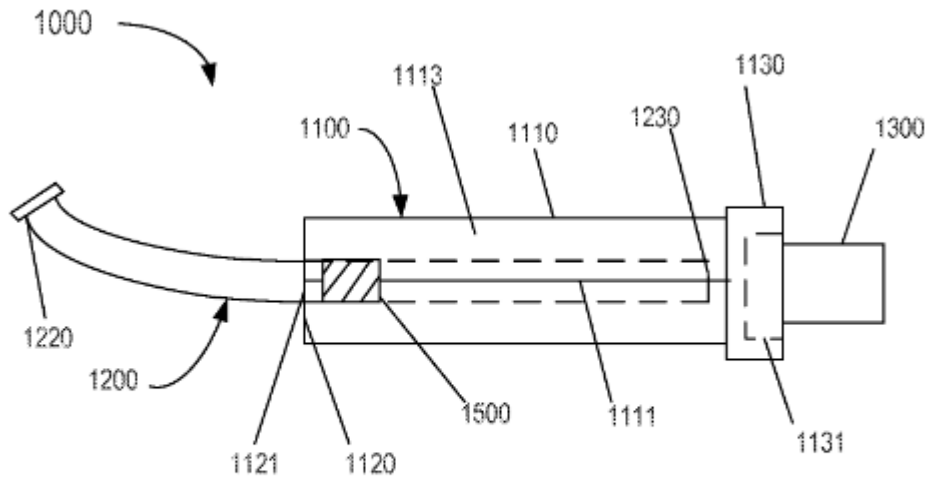


FIG. 1

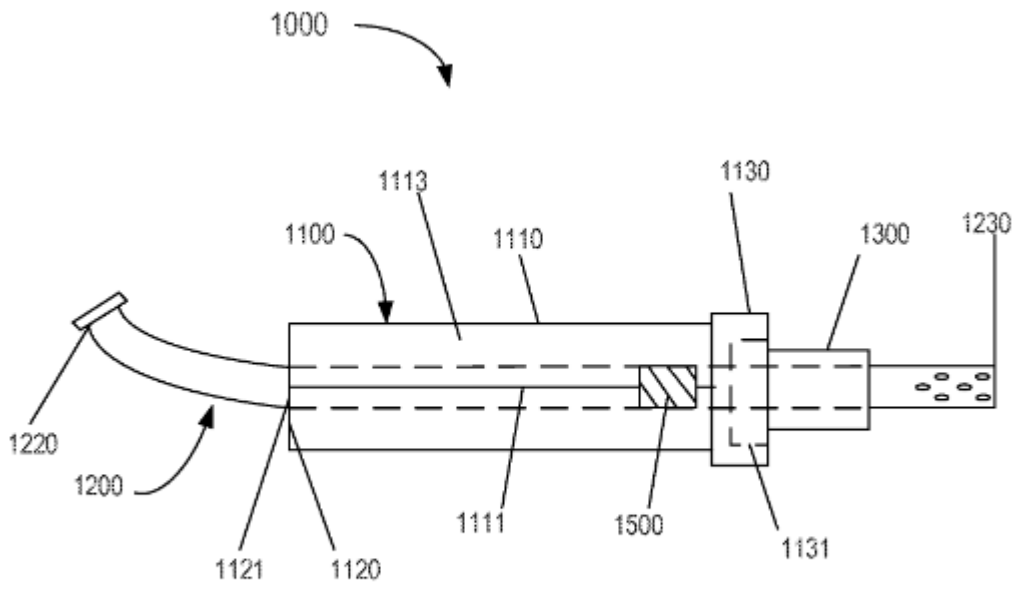


FIG. 2

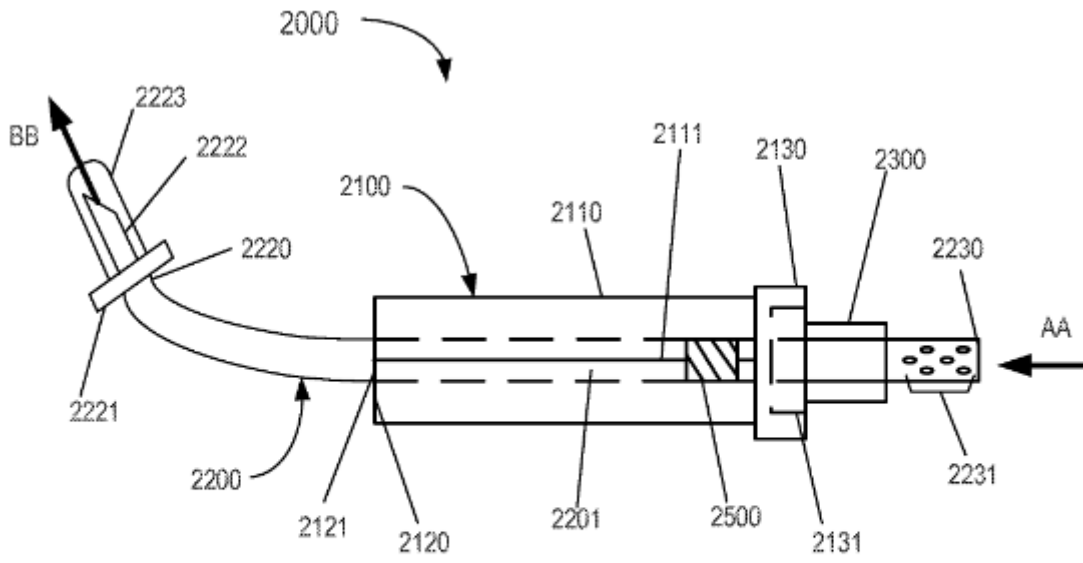


FIG. 3

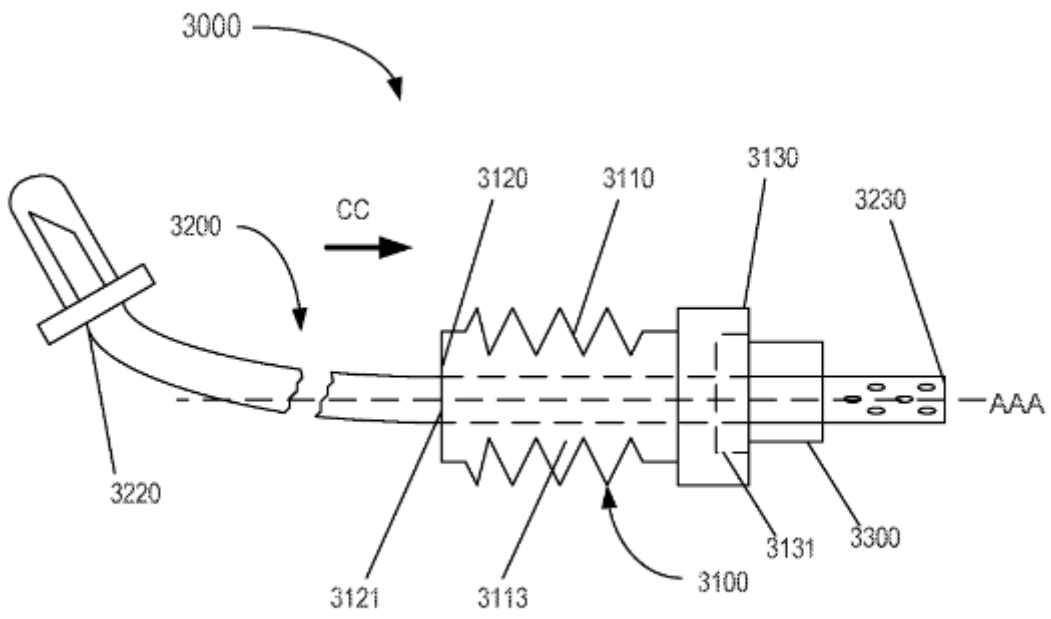


FIG. 4

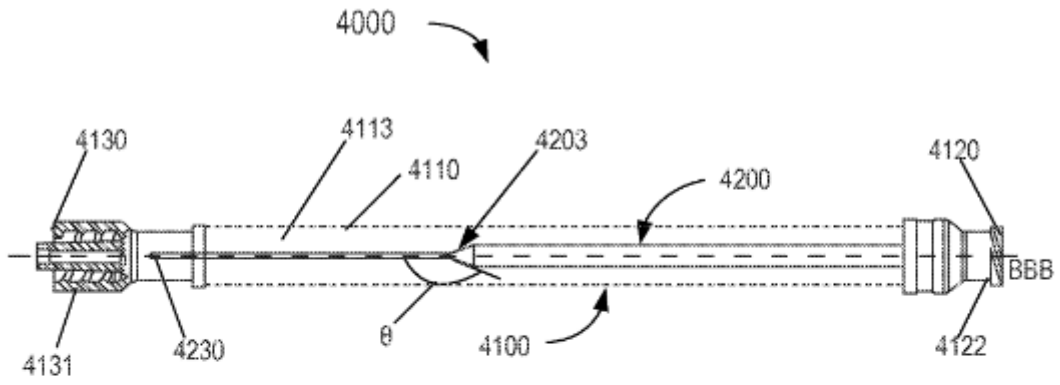


FIG. 5

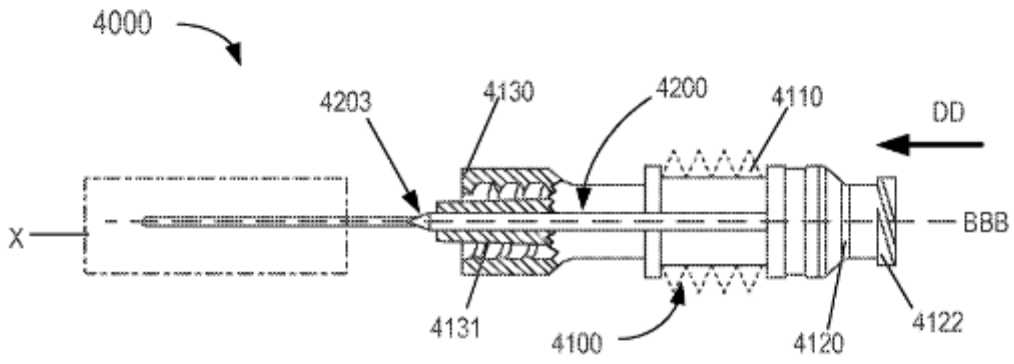


FIG. 6

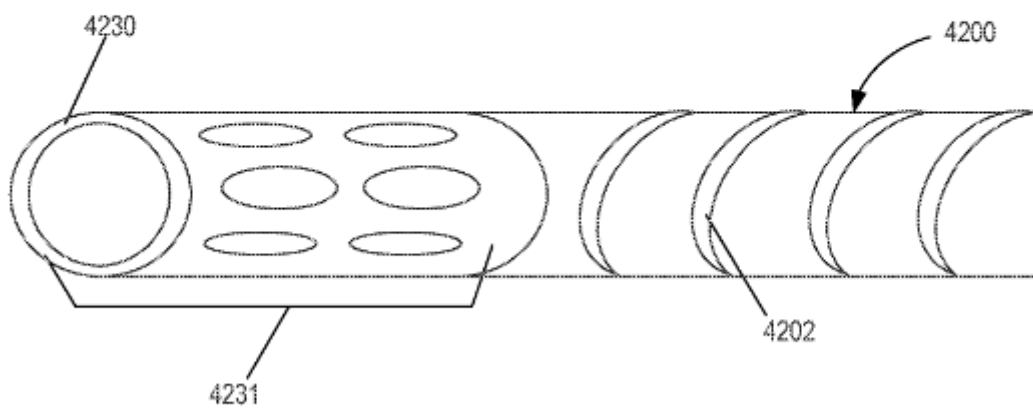


FIG. 6A

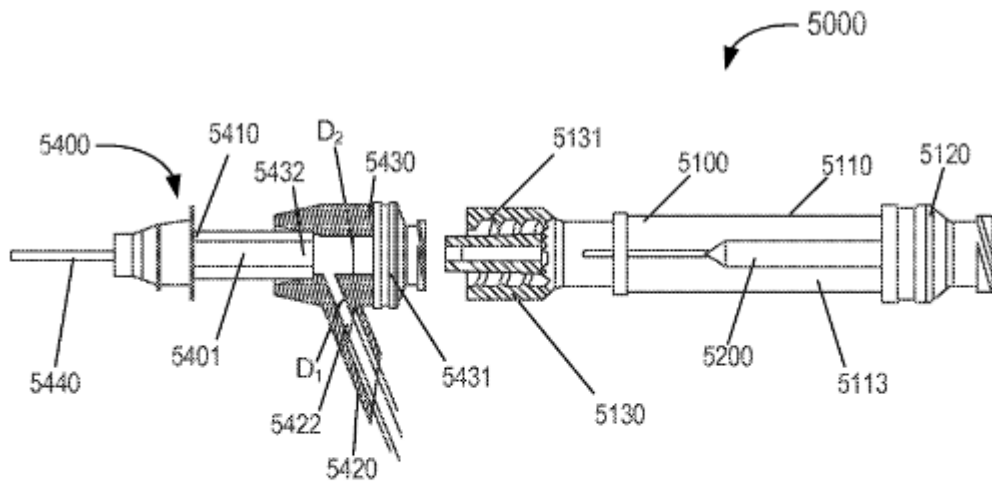


FIG. 7

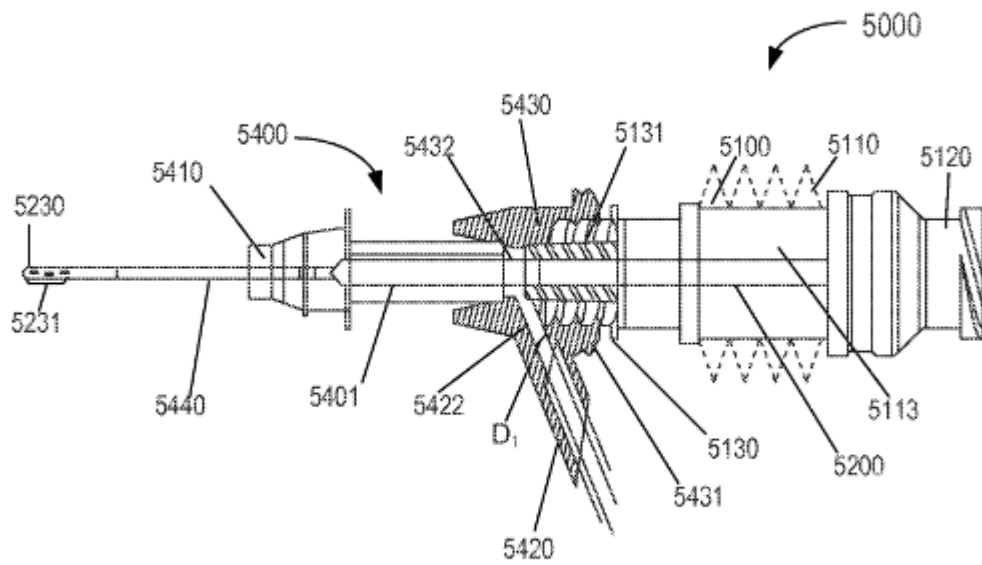


FIG. 8

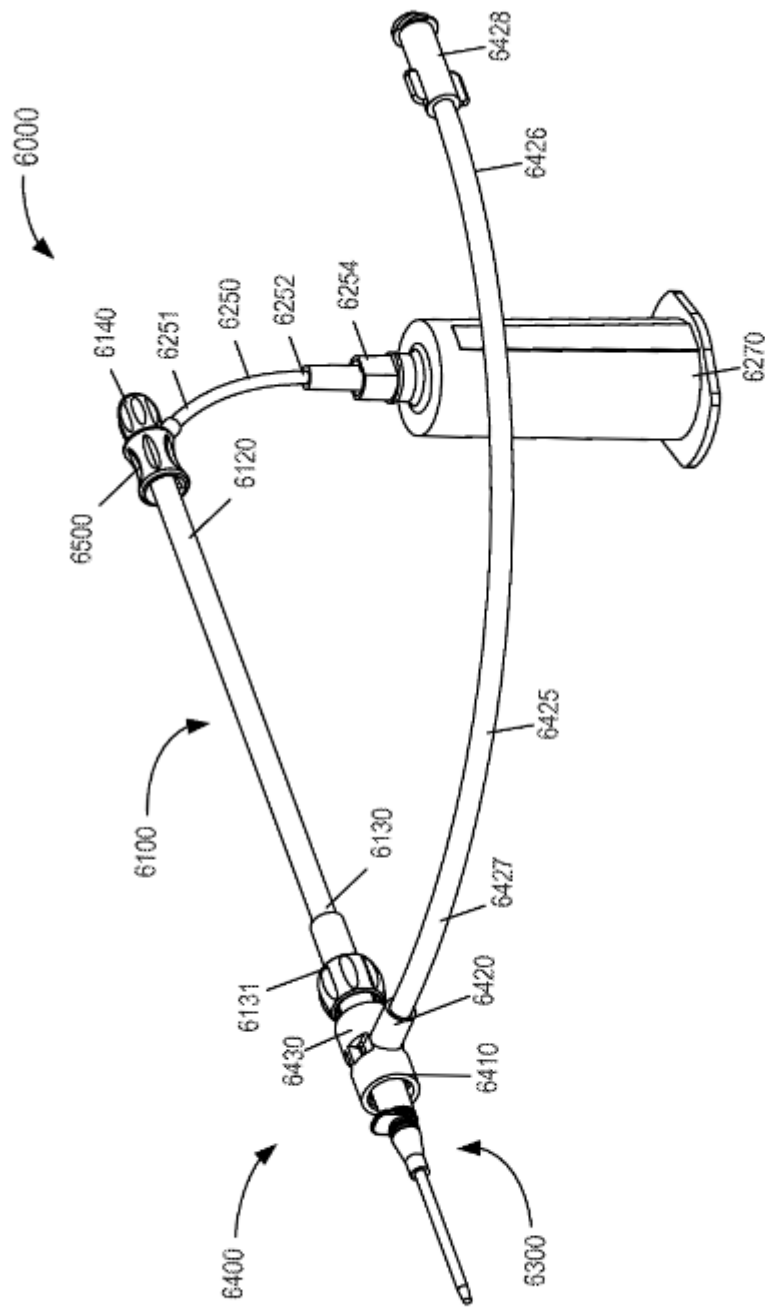


FIG. 9

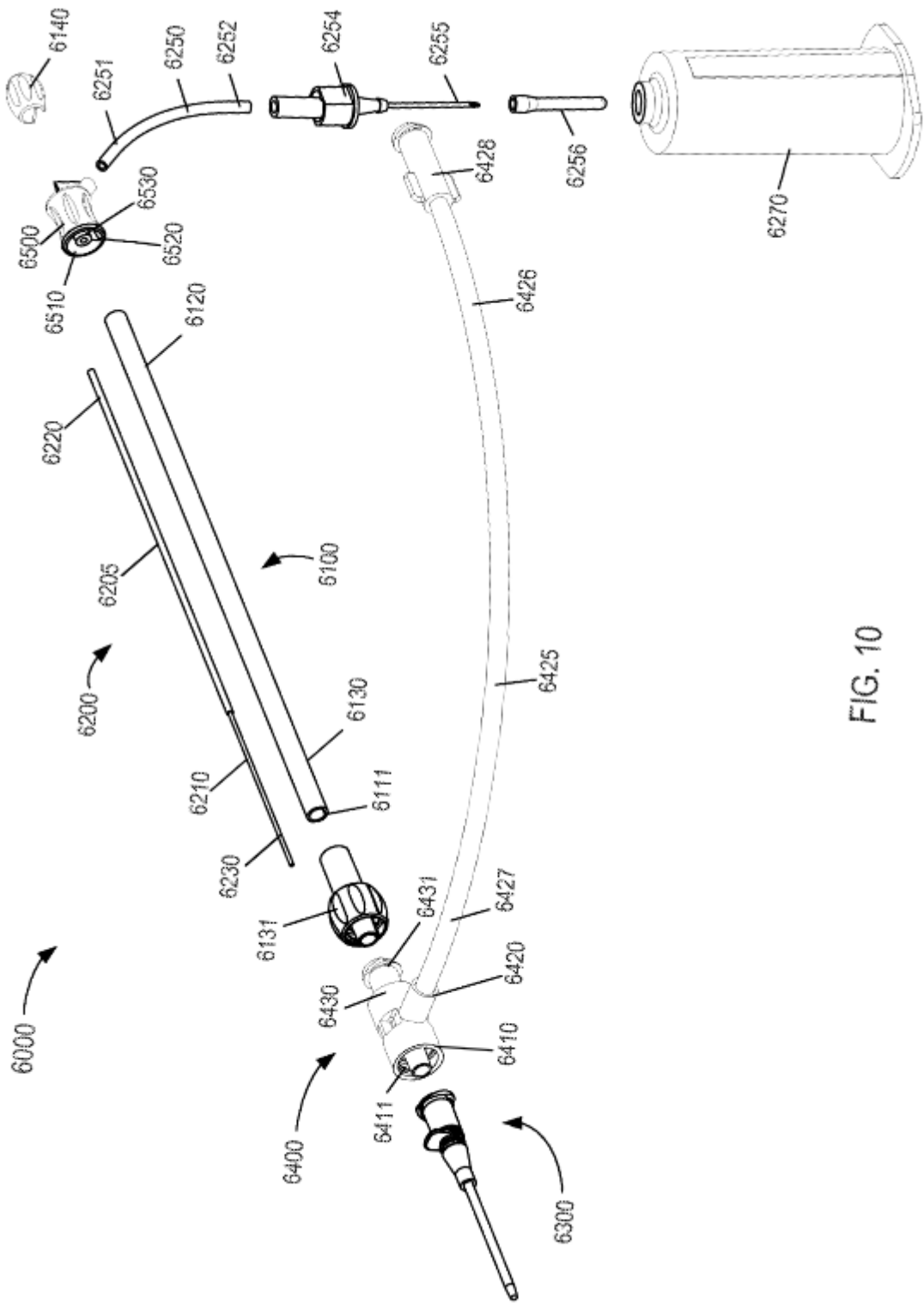


FIG. 10

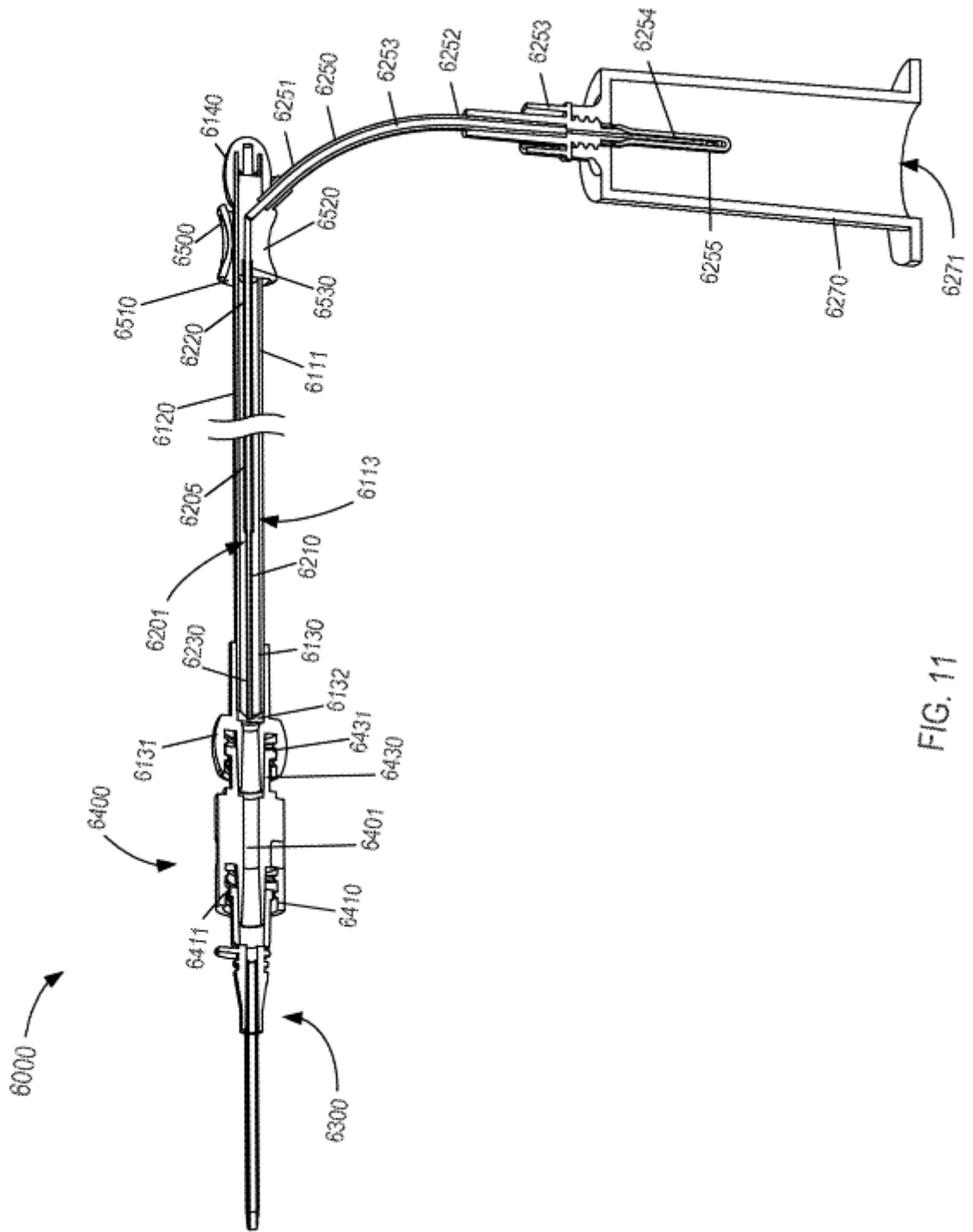


FIG. 11

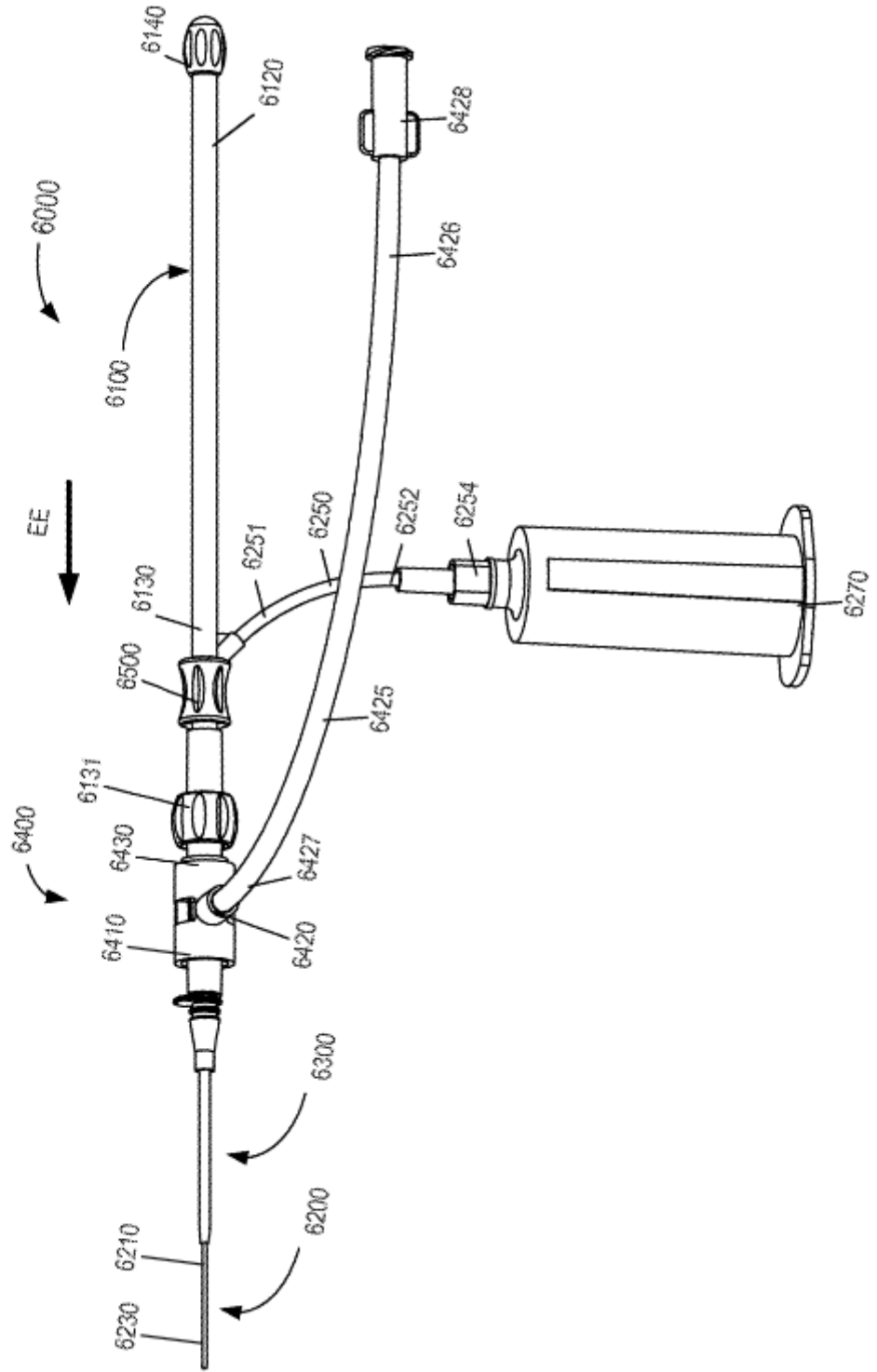


FIG. 12

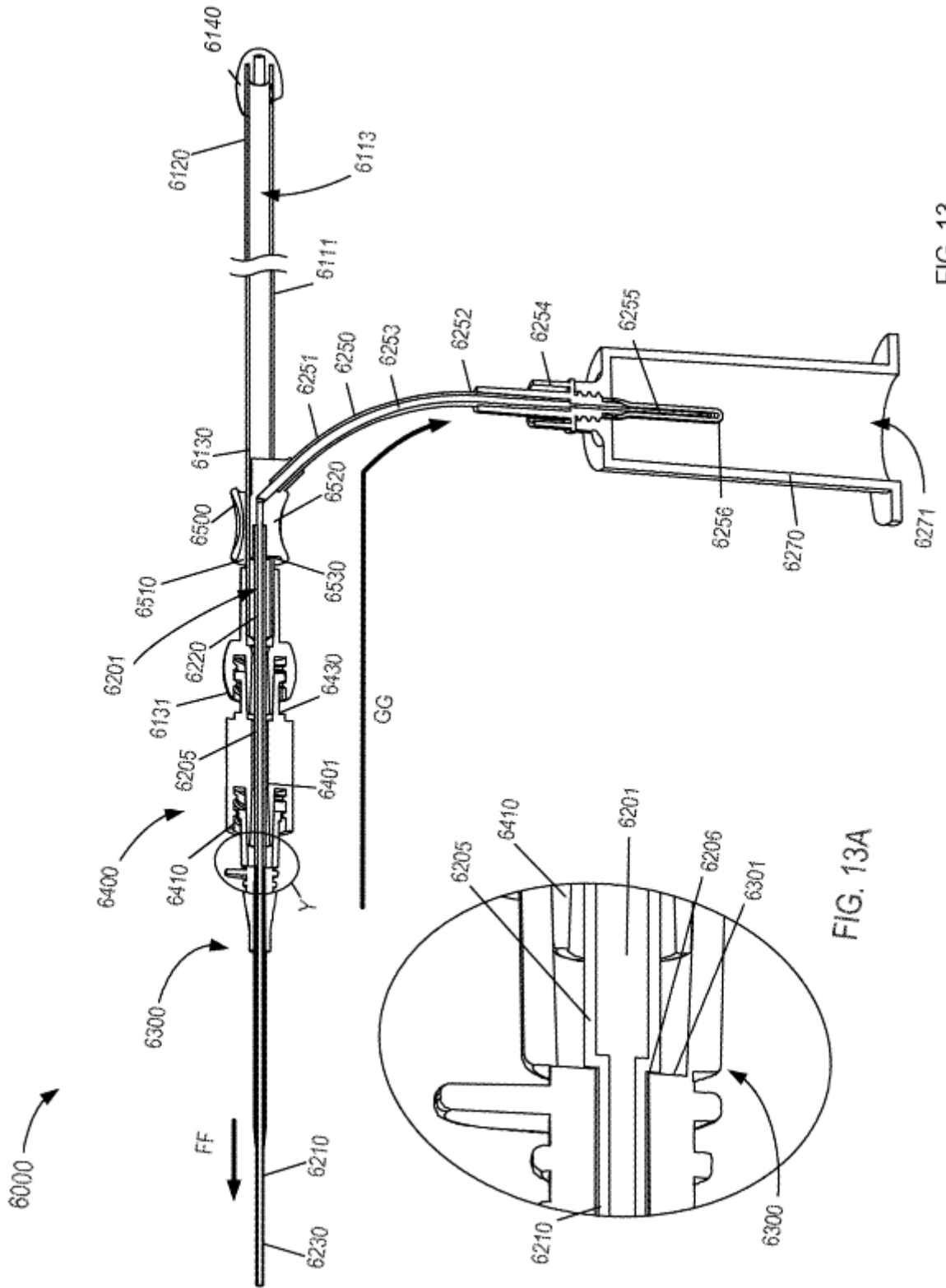


FIG. 13

FIG. 13A

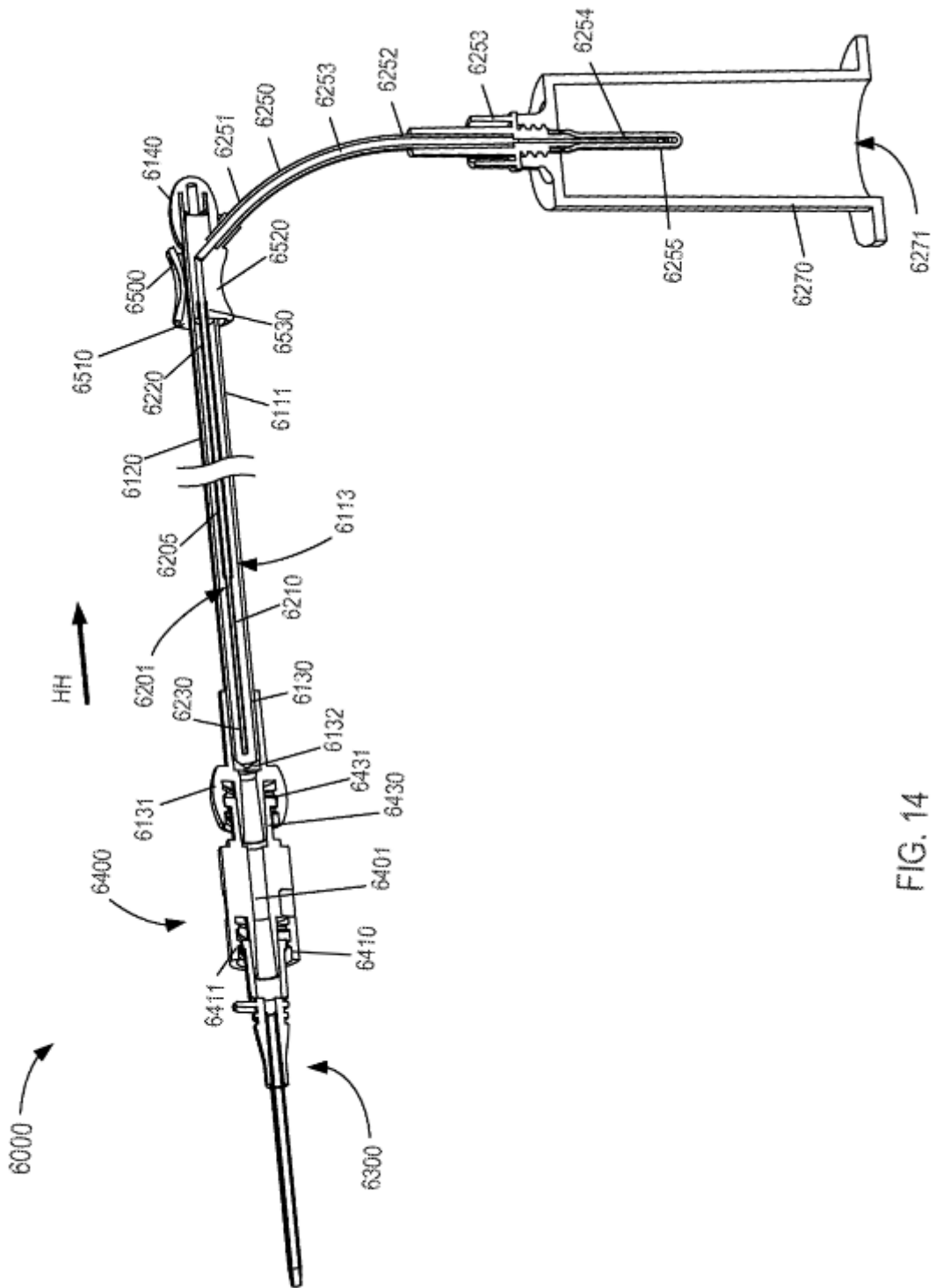


FIG. 14

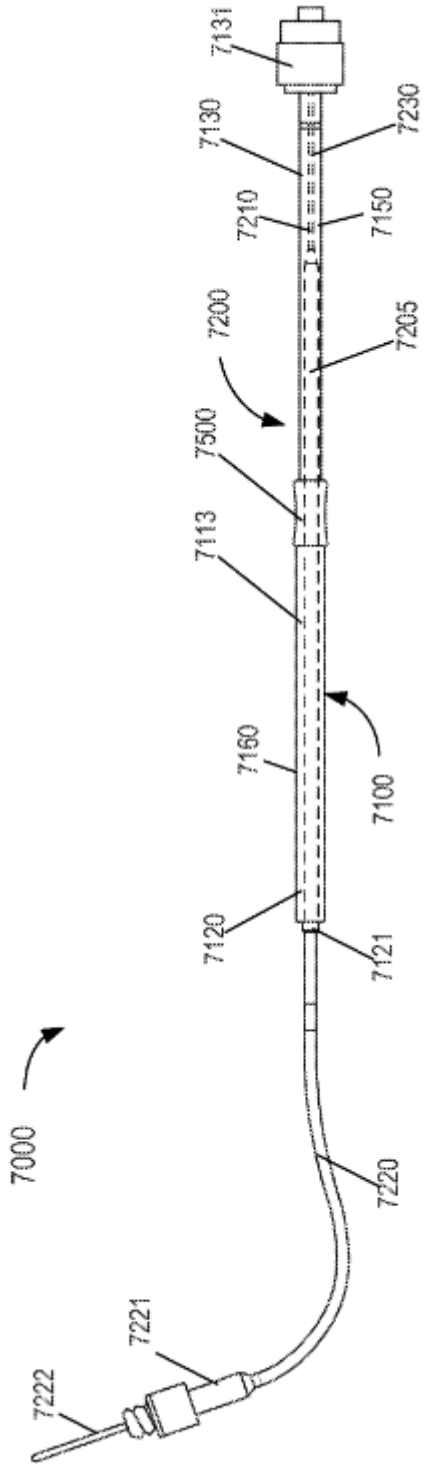


FIG. 15

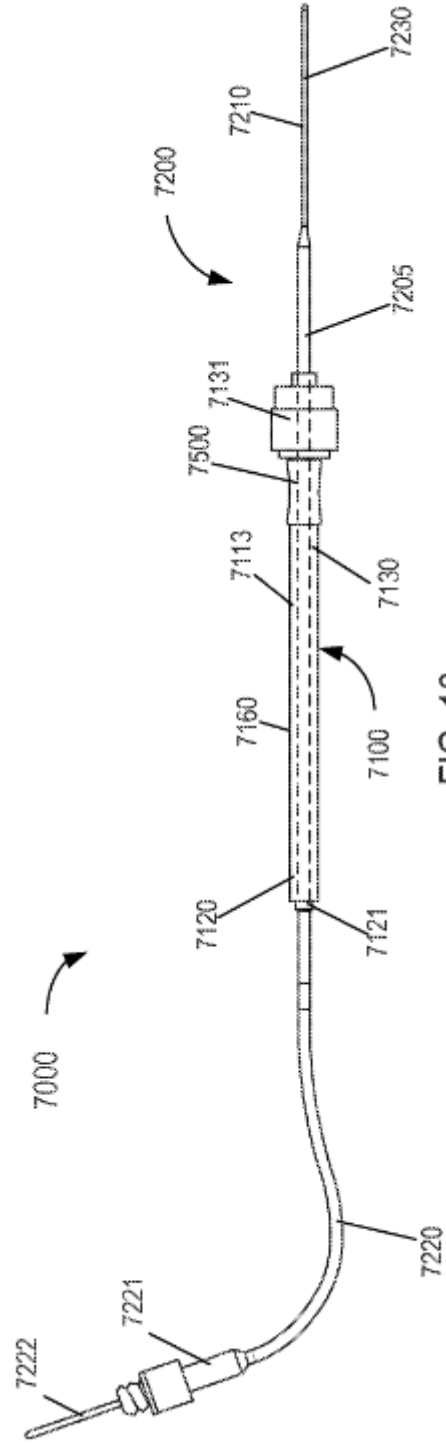


FIG. 16

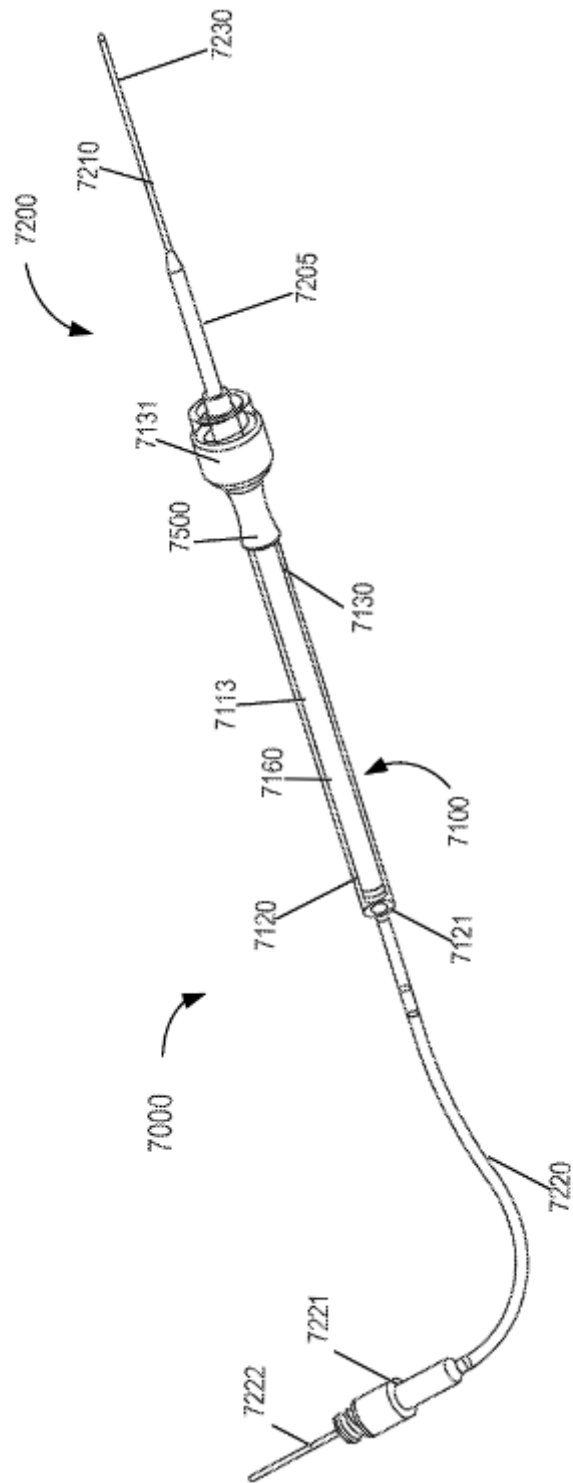


FIG. 17

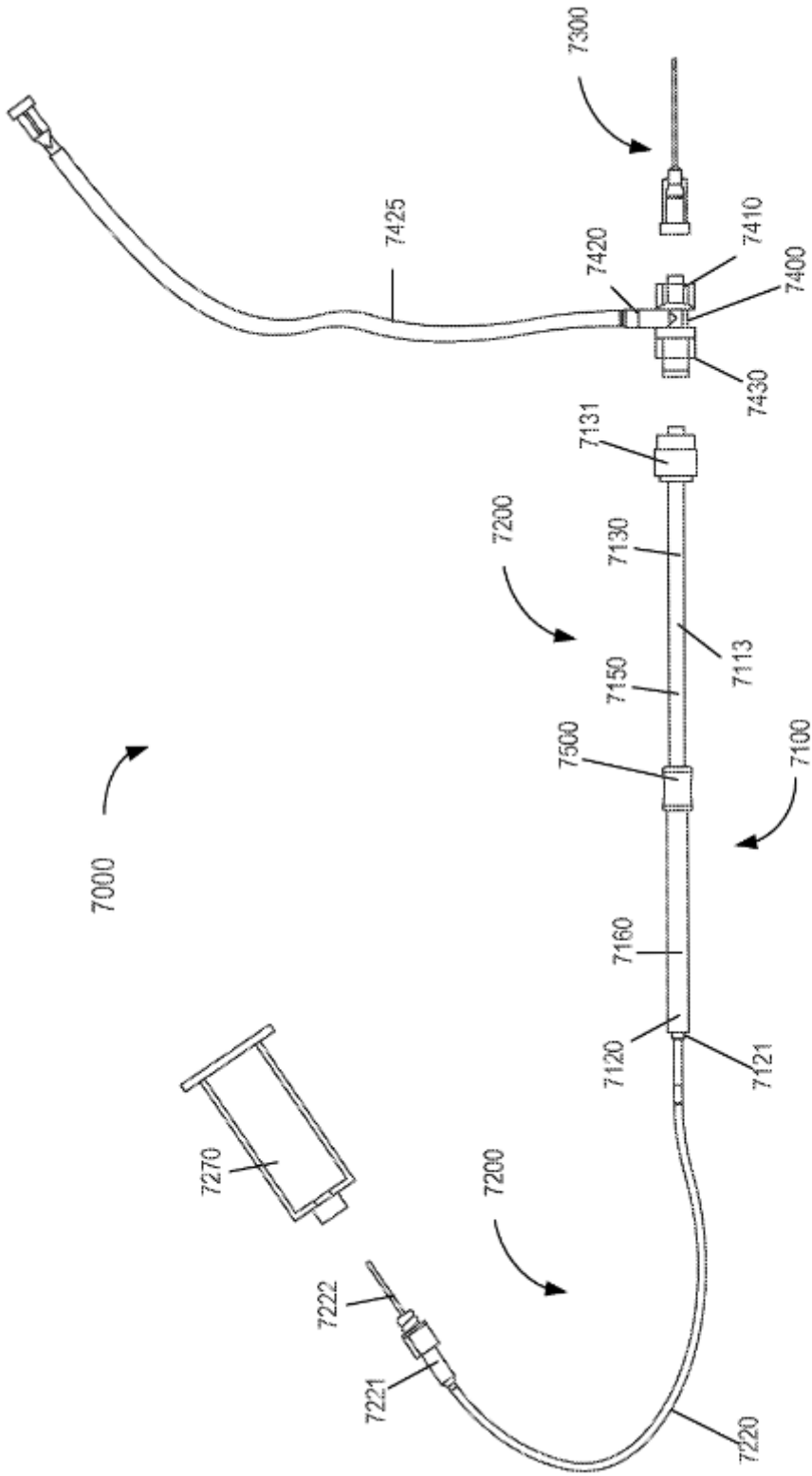


FIG. 18

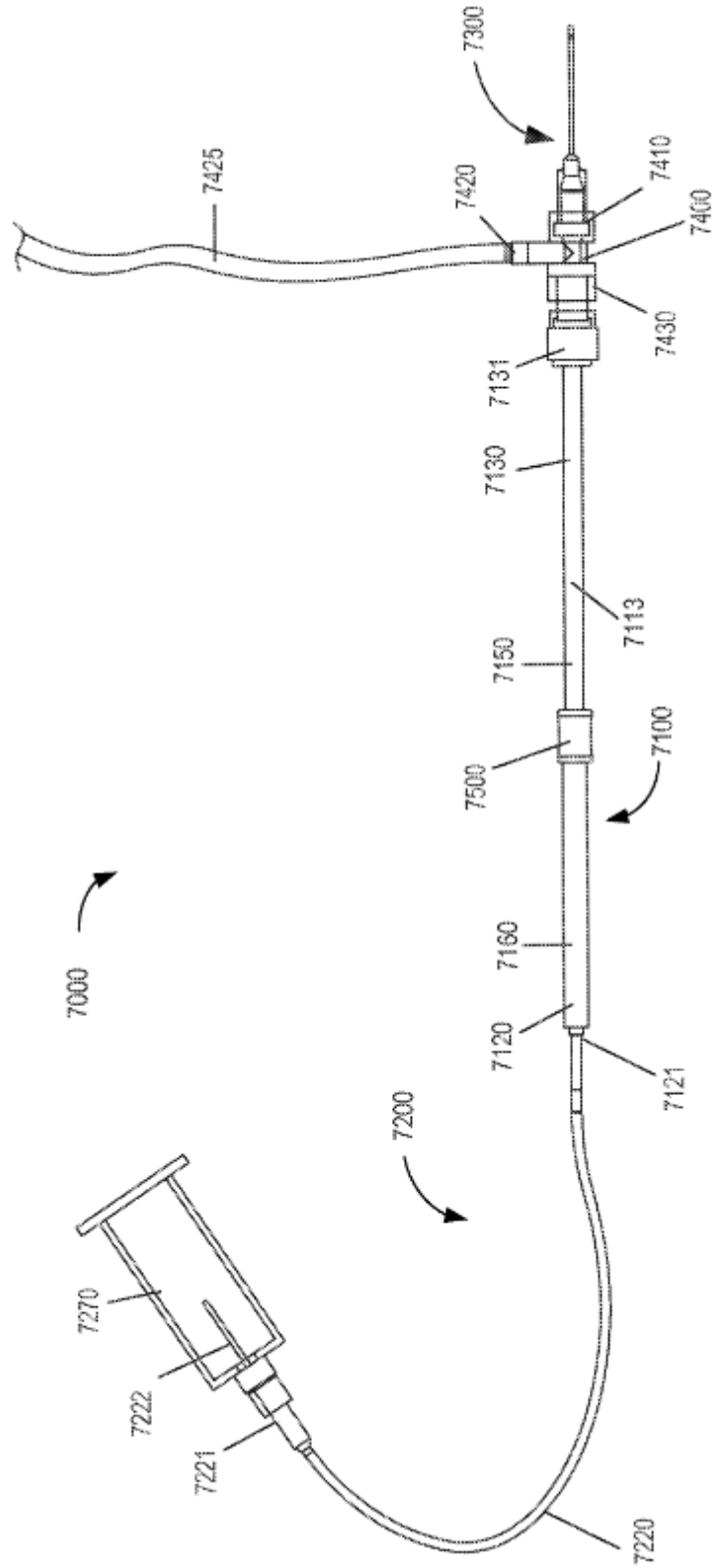


FIG. 19

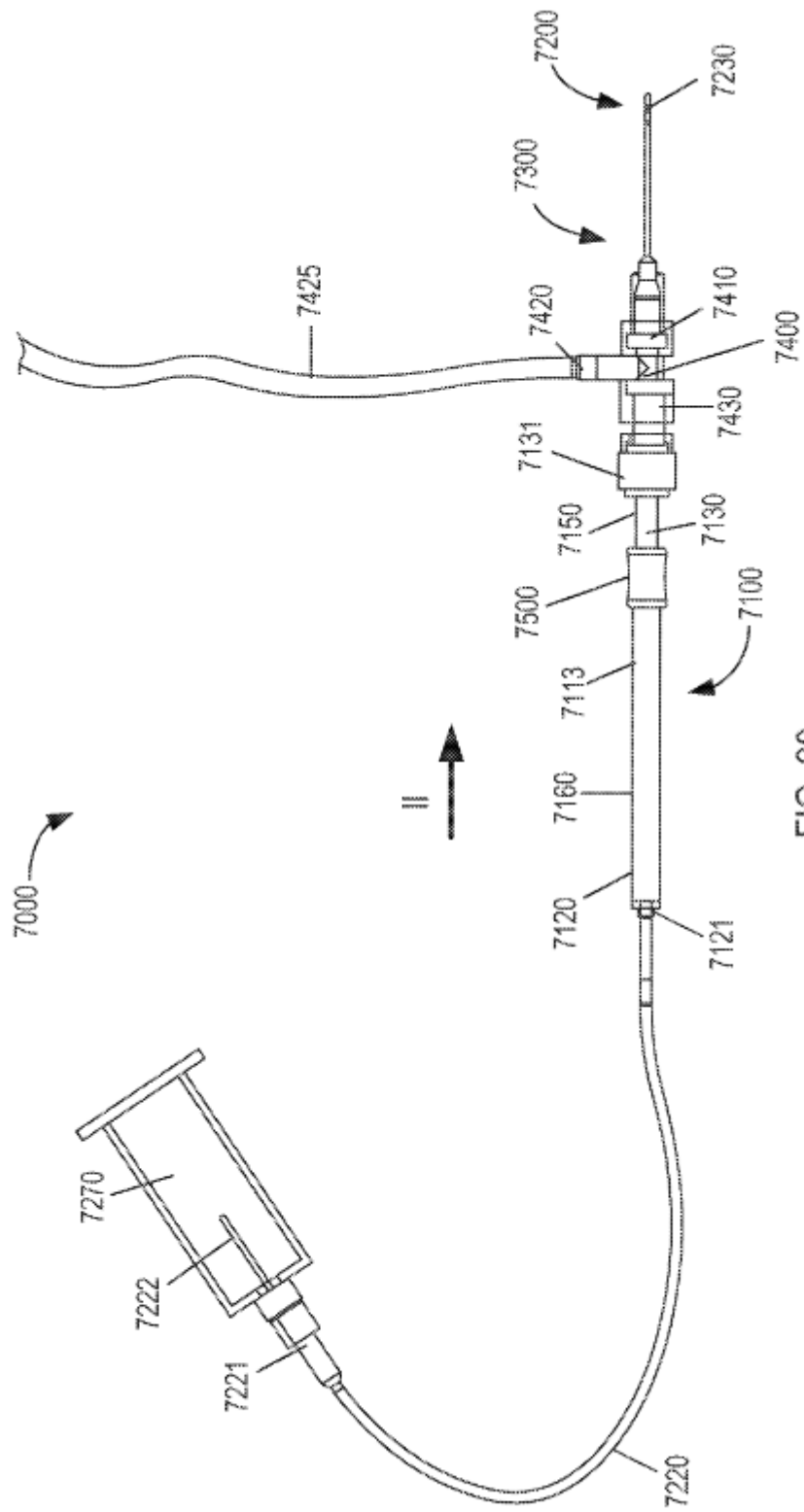


FIG. 20

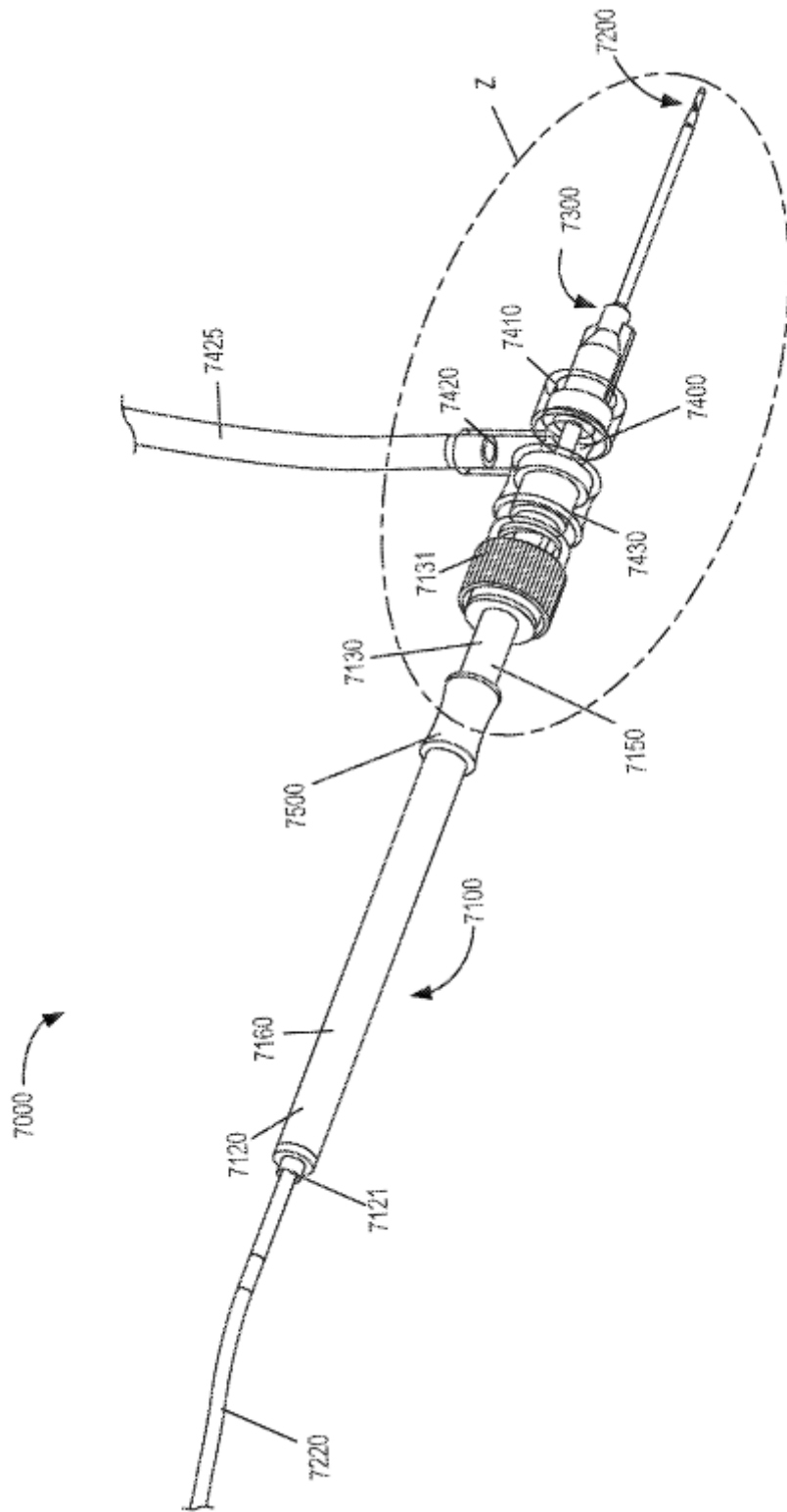


FIG. 21

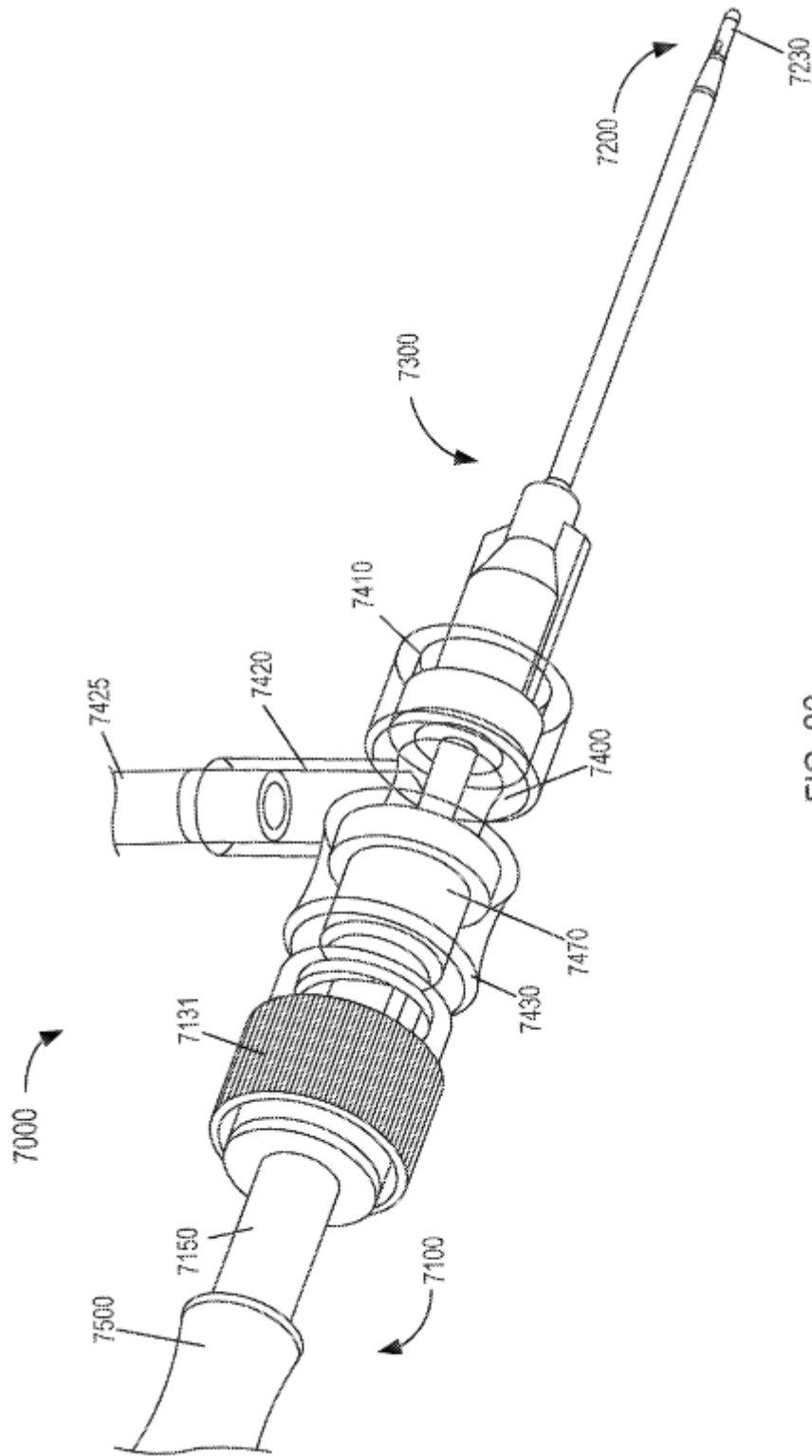


FIG. 22

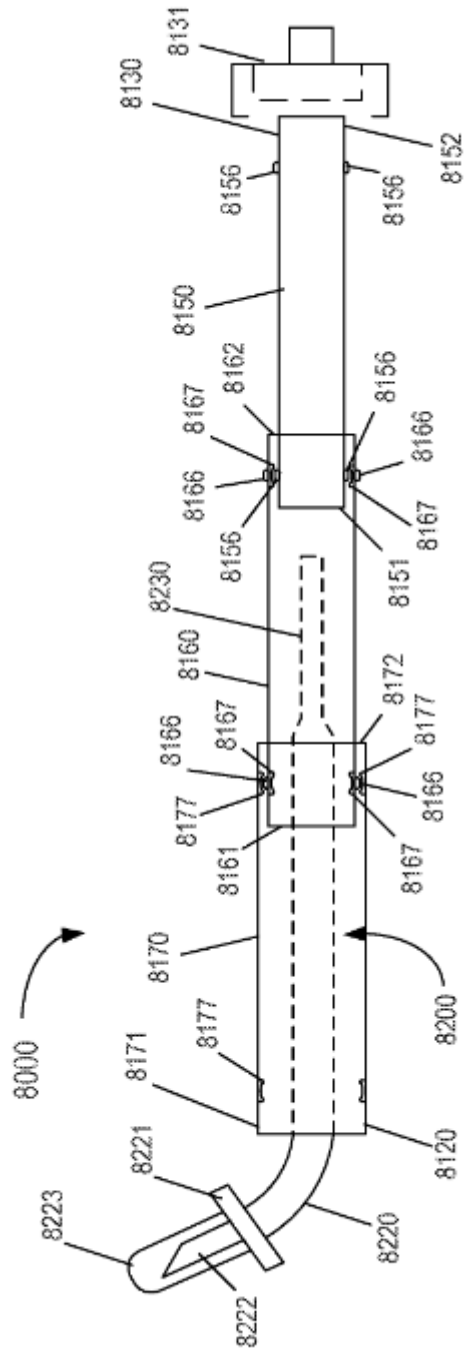


FIG. 23

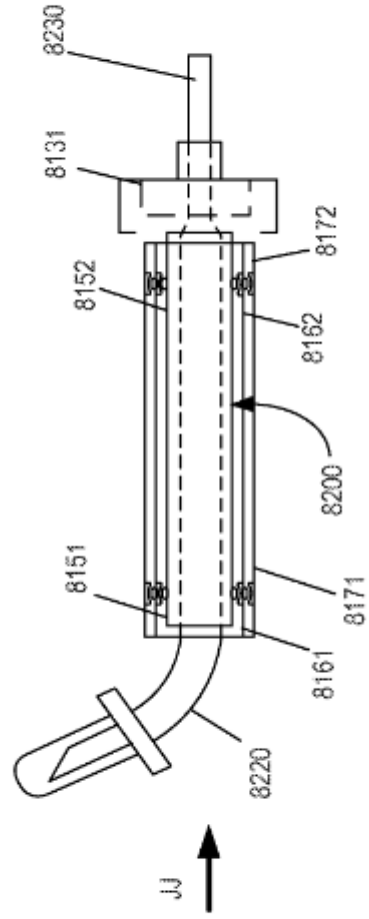


FIG. 24

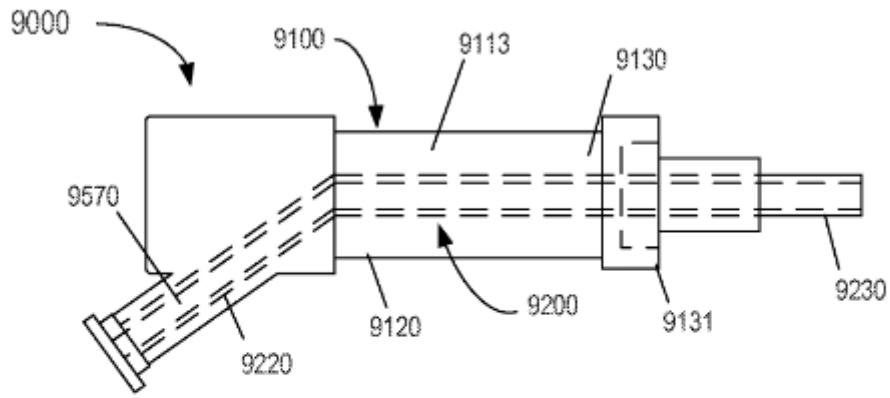


FIG. 25

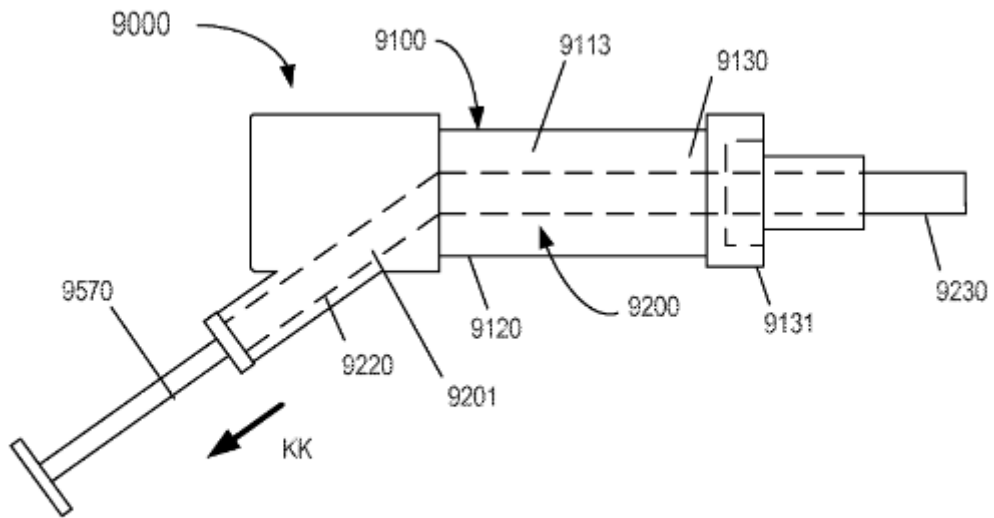


FIG. 26

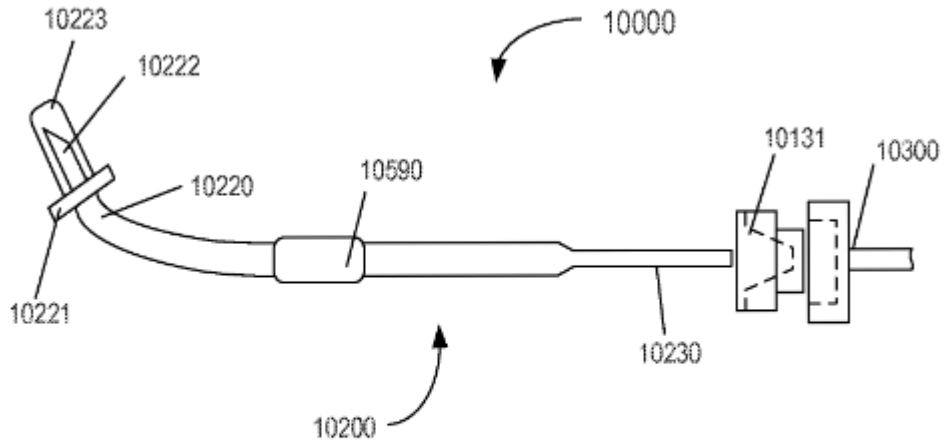


FIG. 27

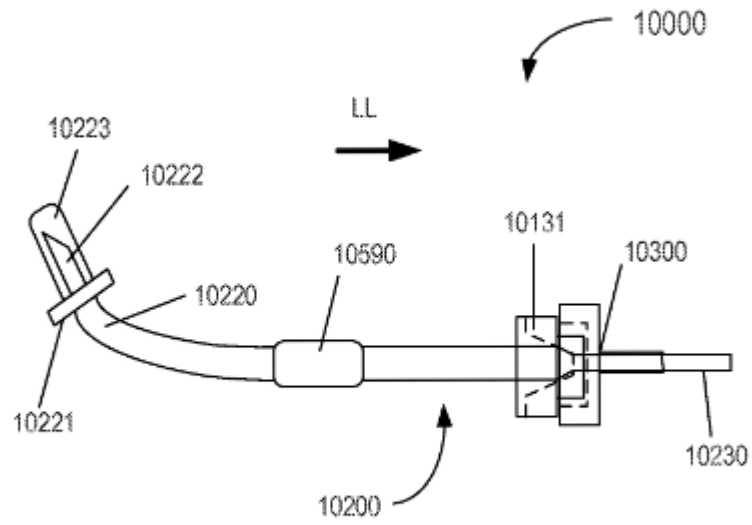


FIG. 28

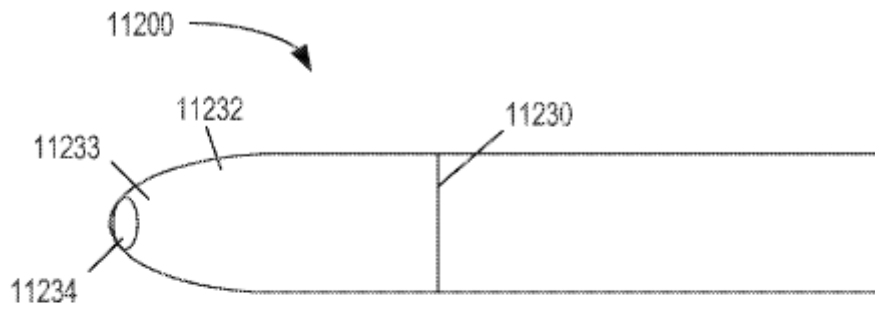


FIG. 29

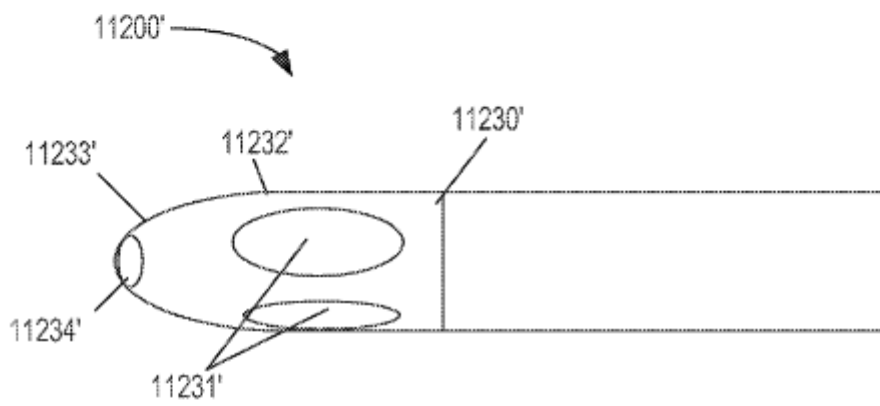


FIG. 30

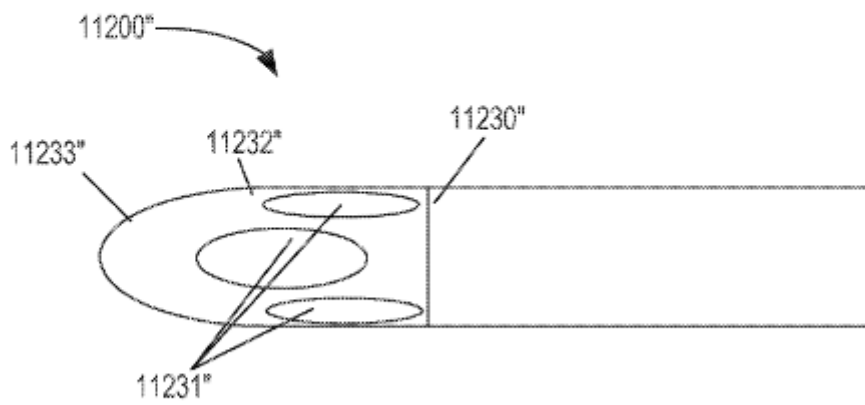


FIG. 31

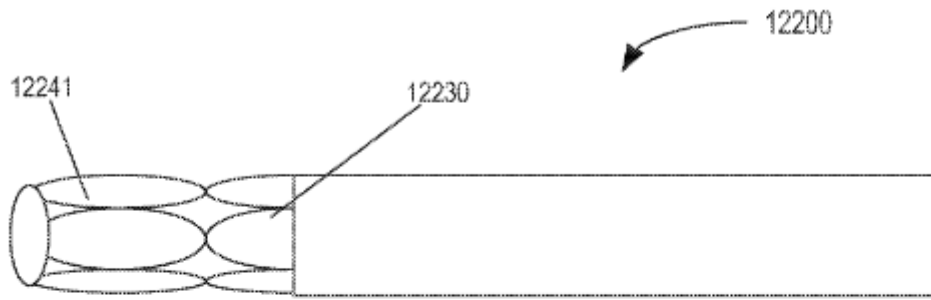


FIG. 32

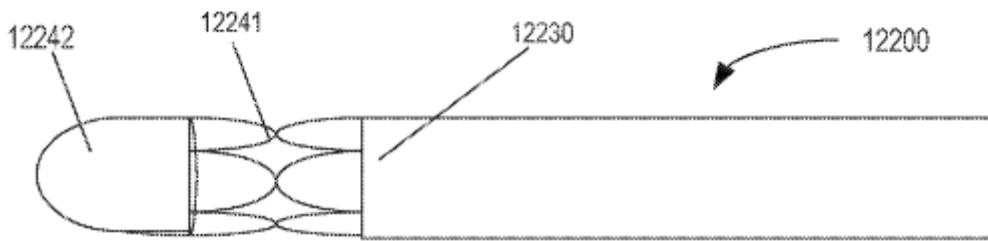


FIG. 33

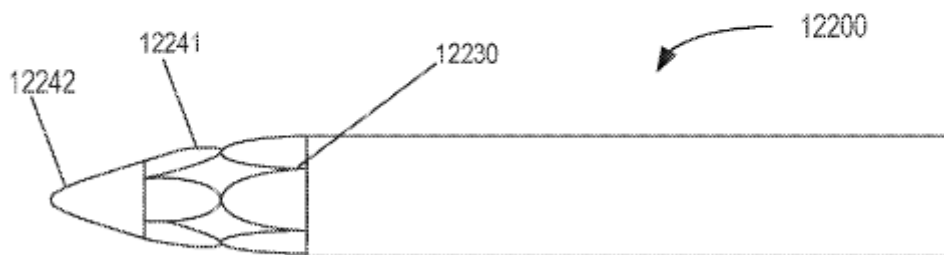


FIG. 34

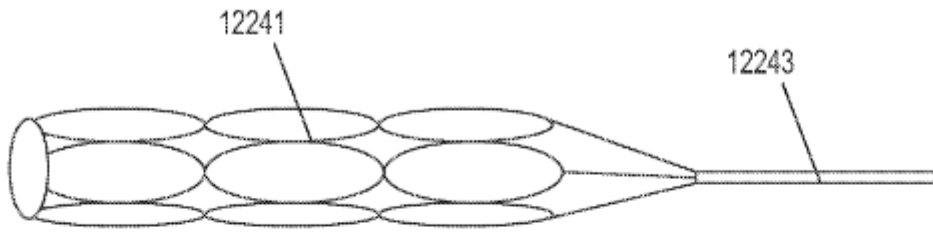


FIG. 35

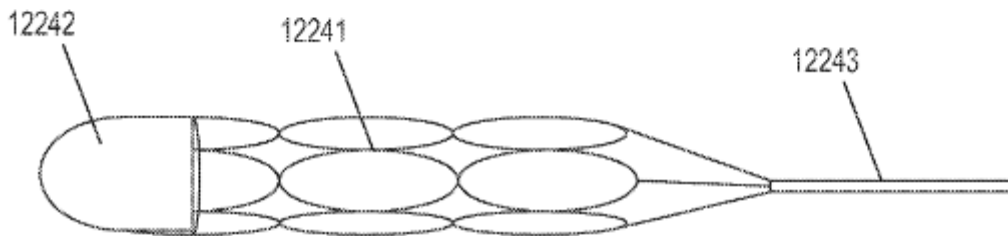


FIG. 36

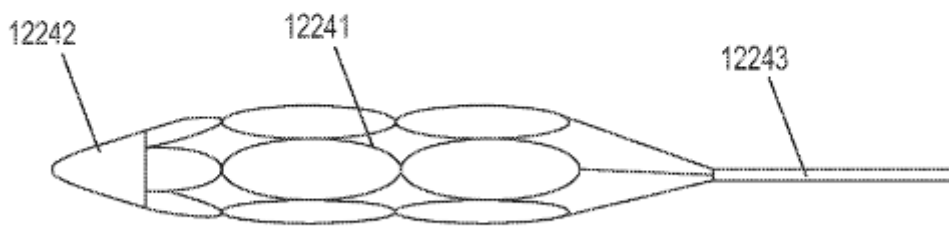


FIG. 37

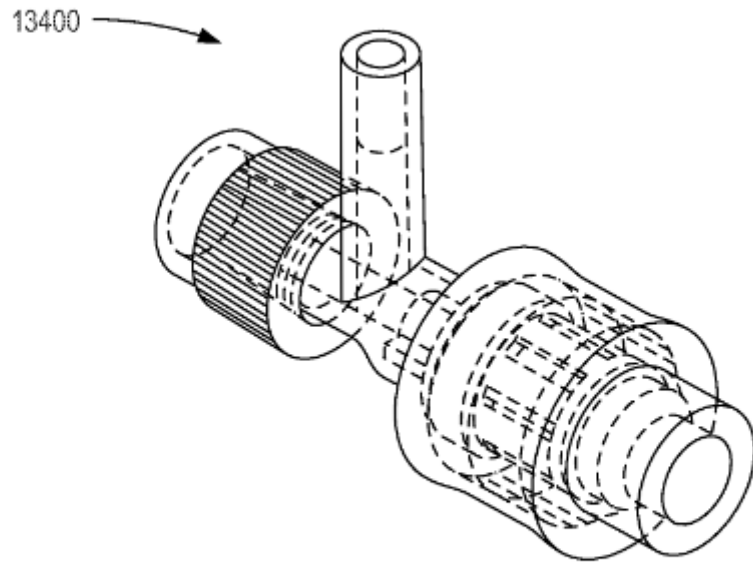


FIG.38

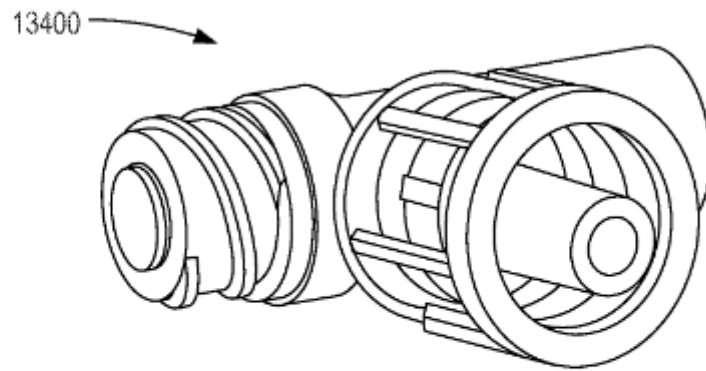


FIG.39

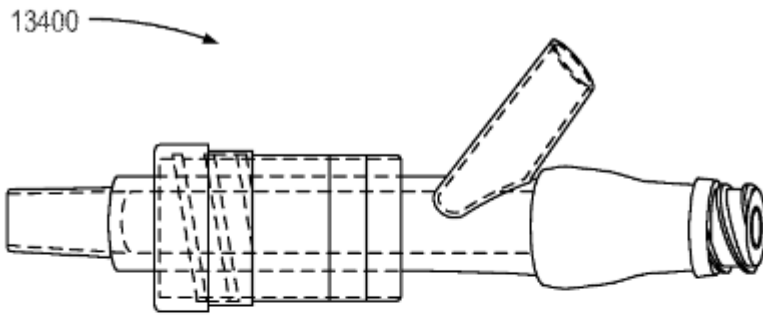


FIG.40

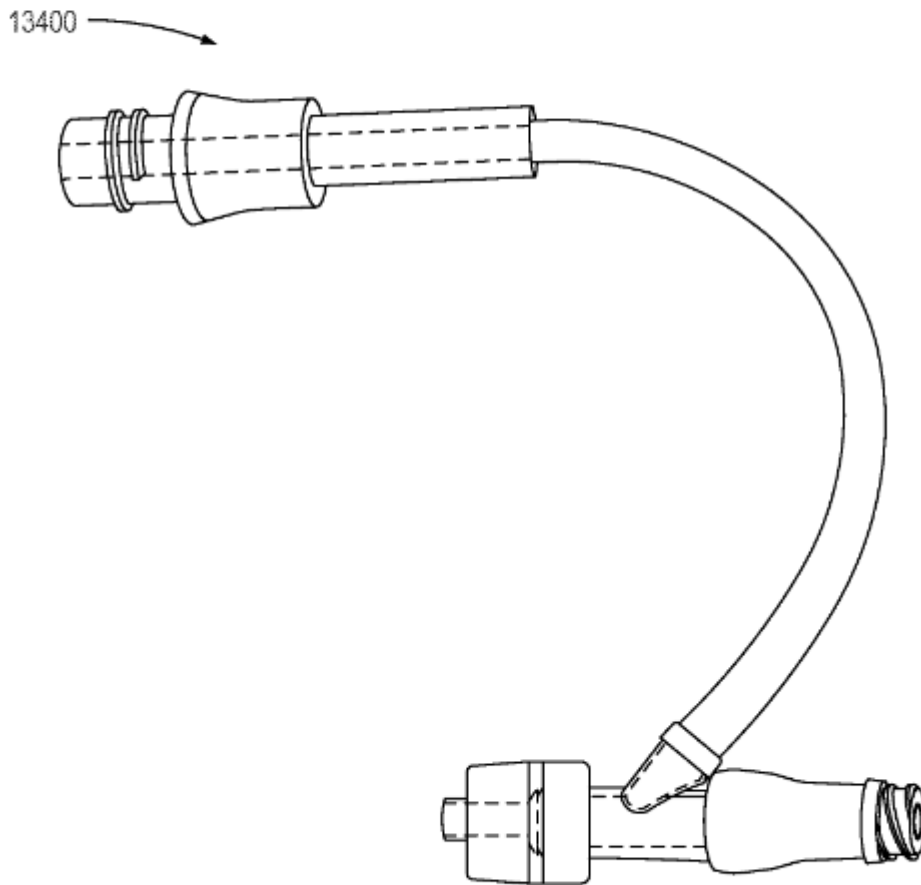


FIG.41

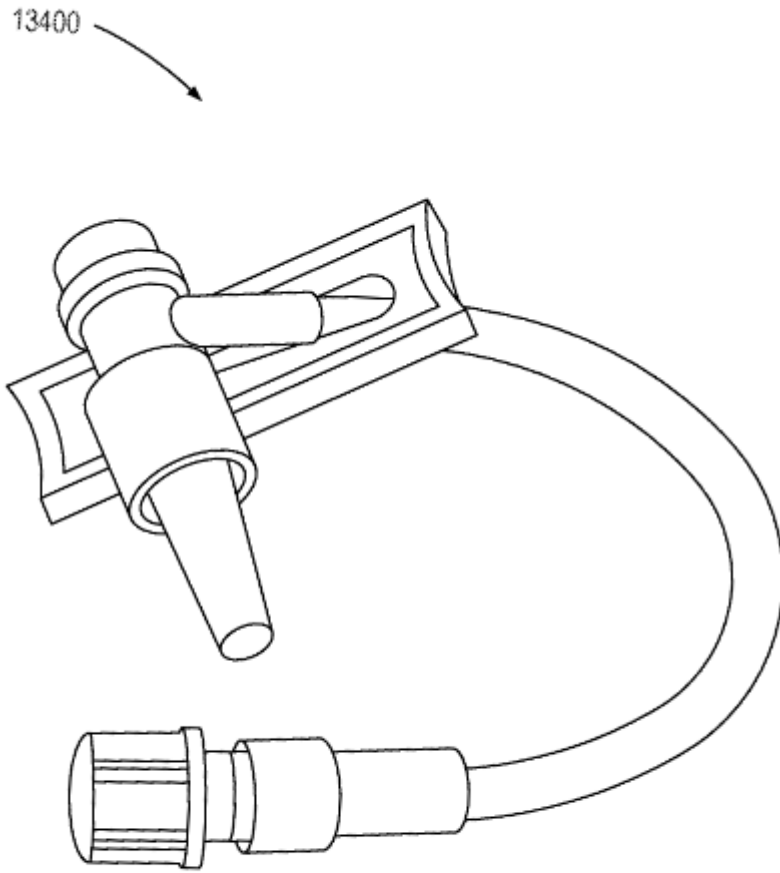


FIG.42

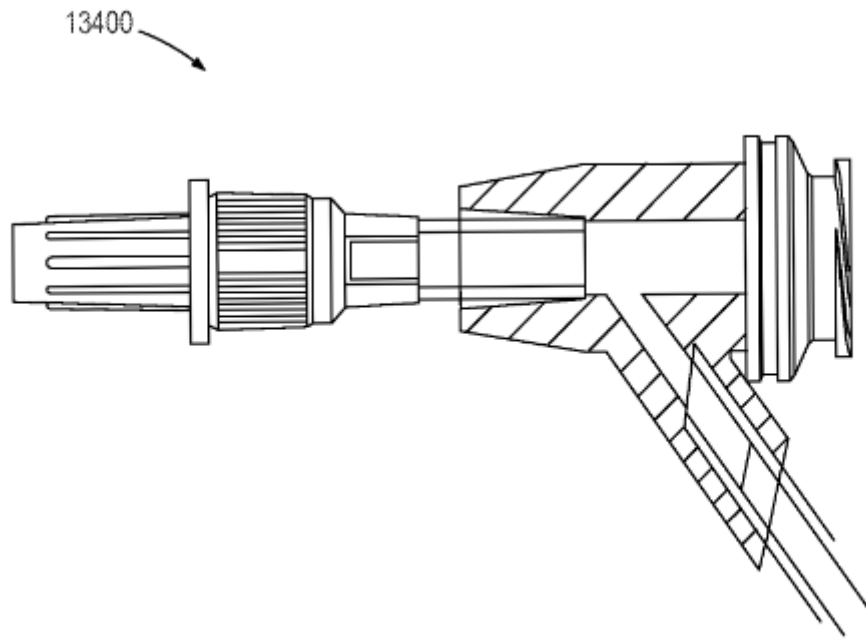


FIG.43

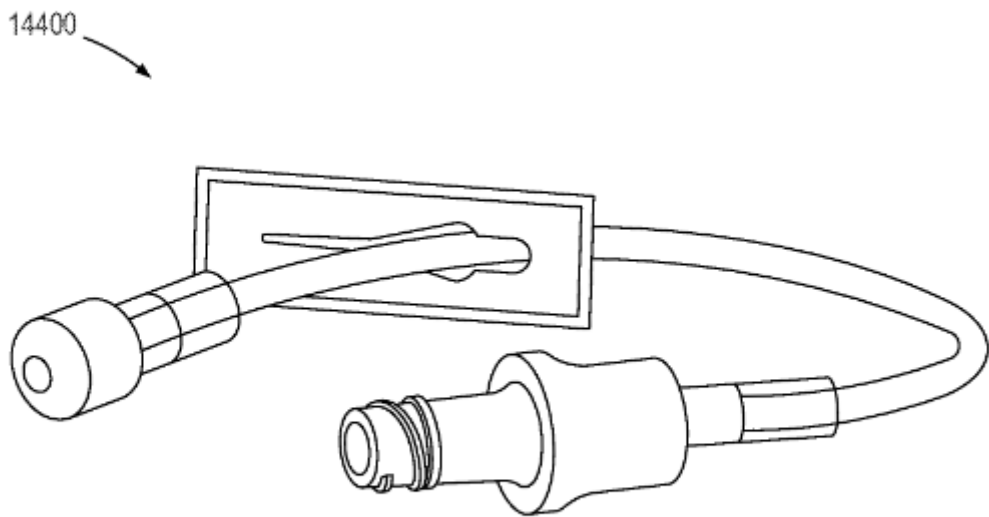


FIG.44

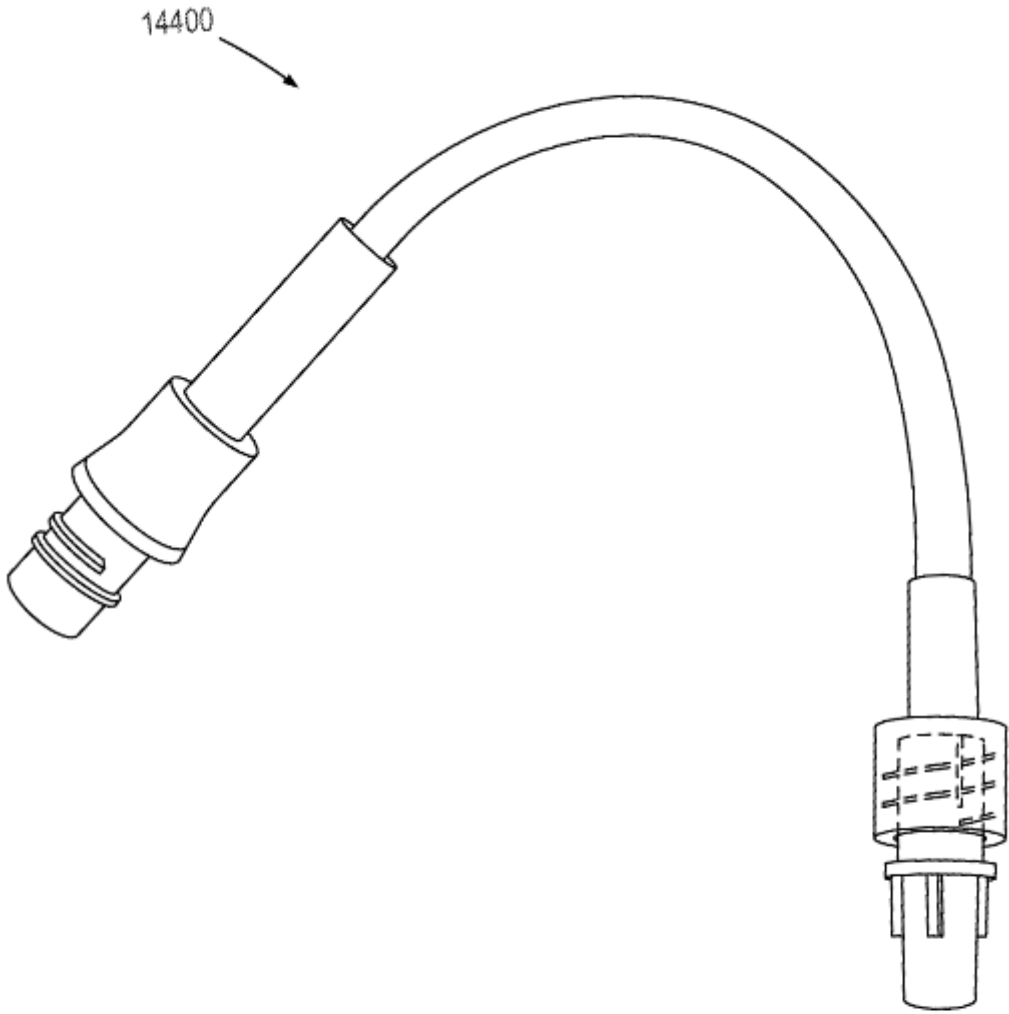


FIG.45

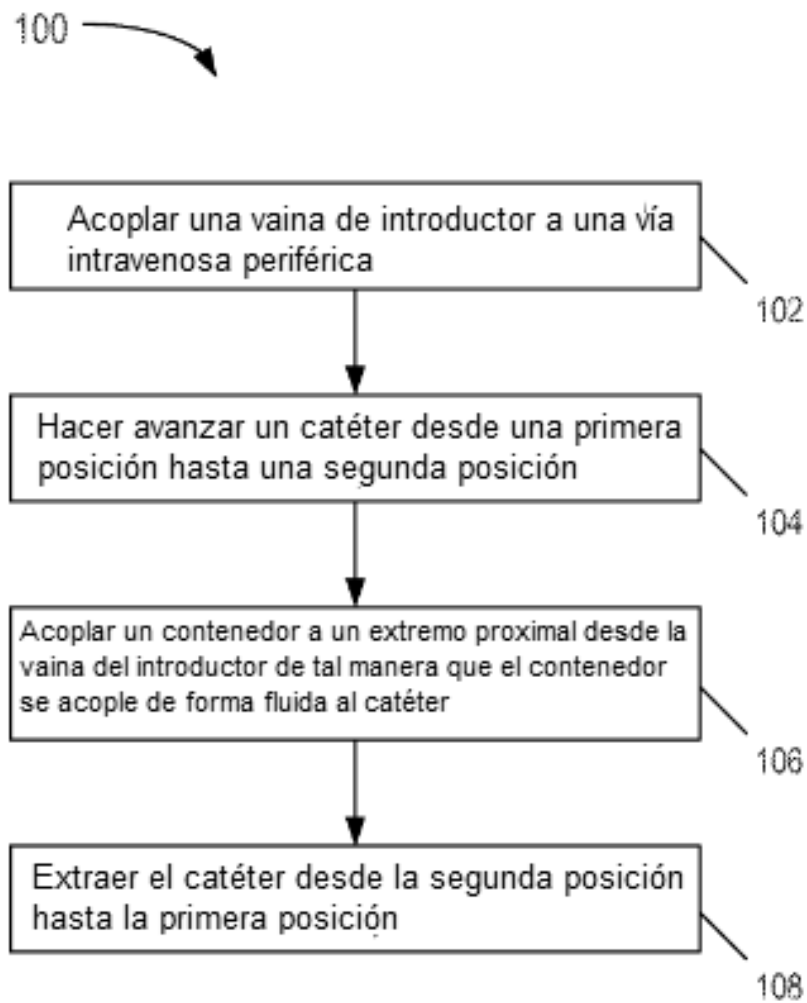


FIG. 46

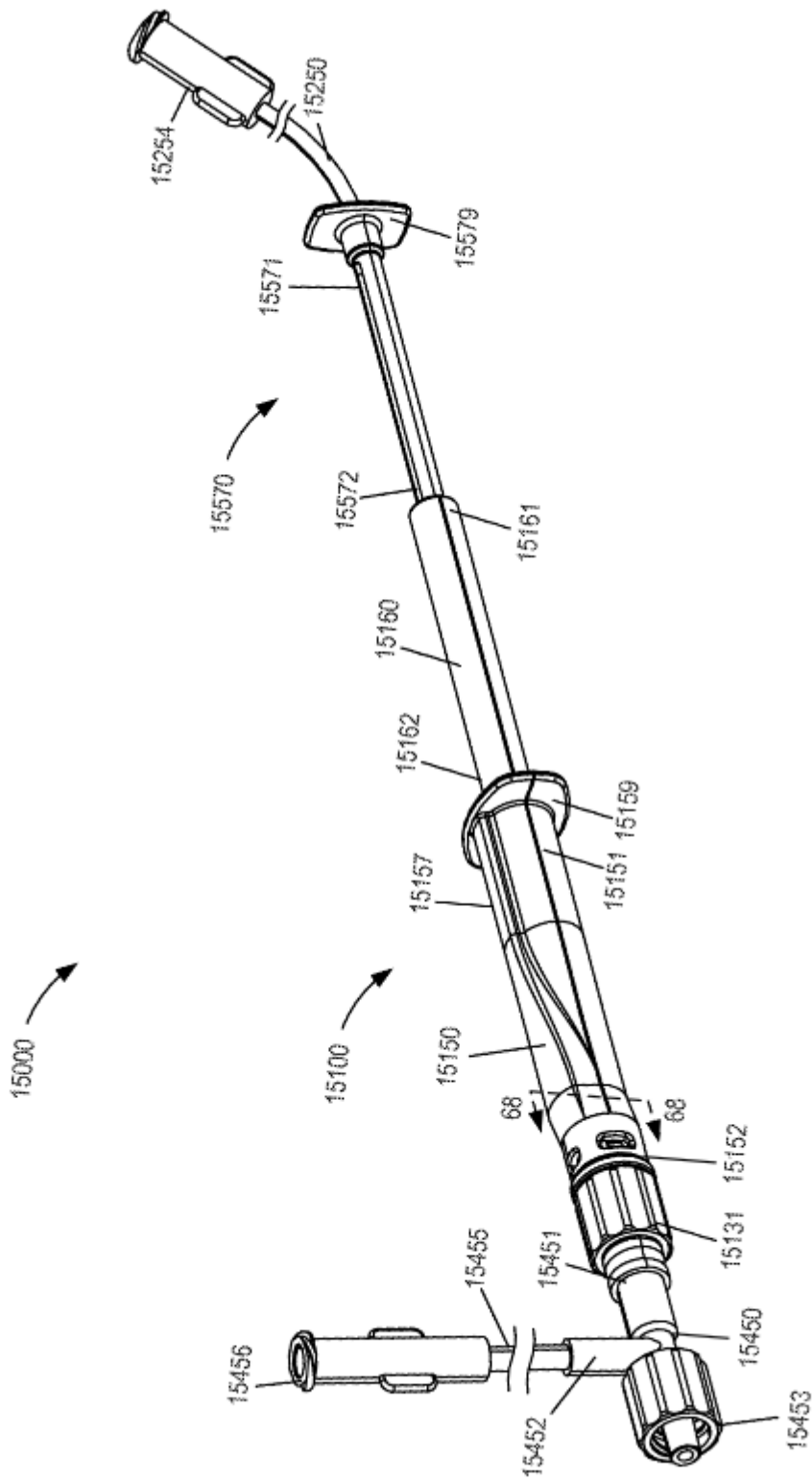


FIG. 47

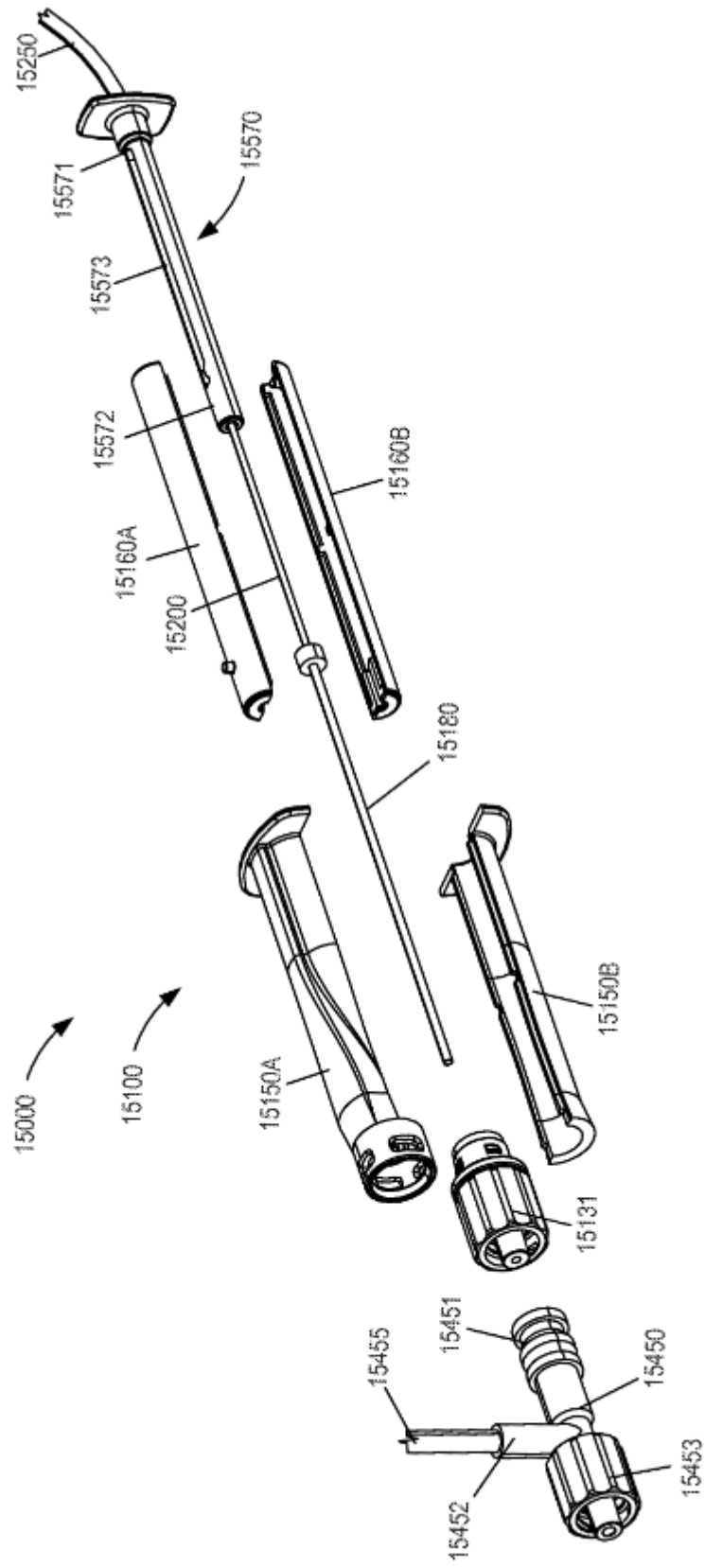


FIG. 48

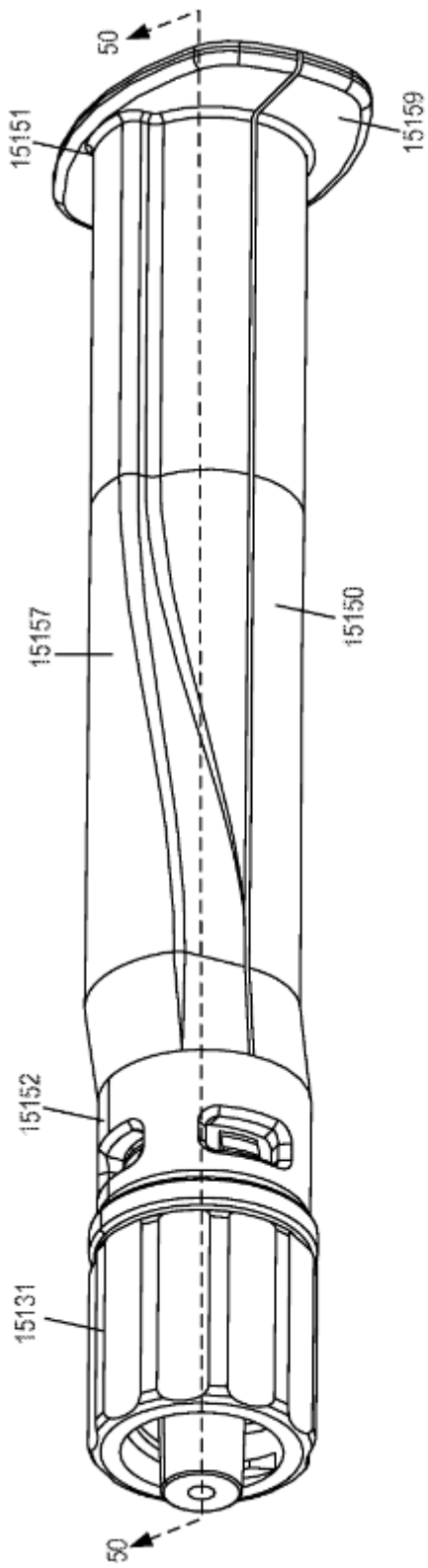


FIG. 49

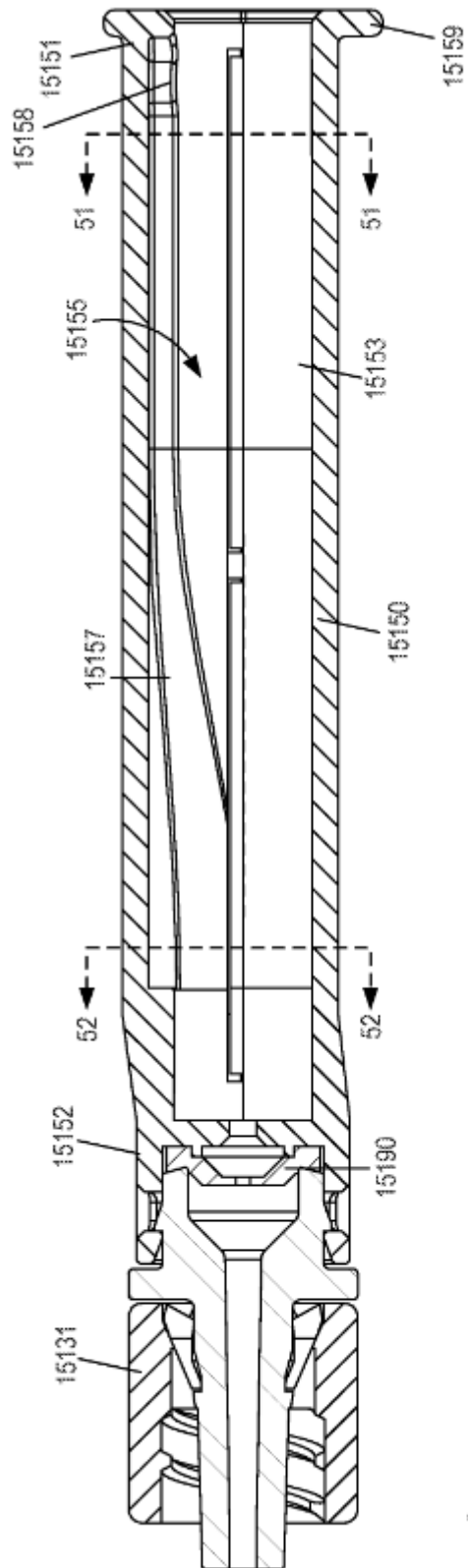


FIG. 50

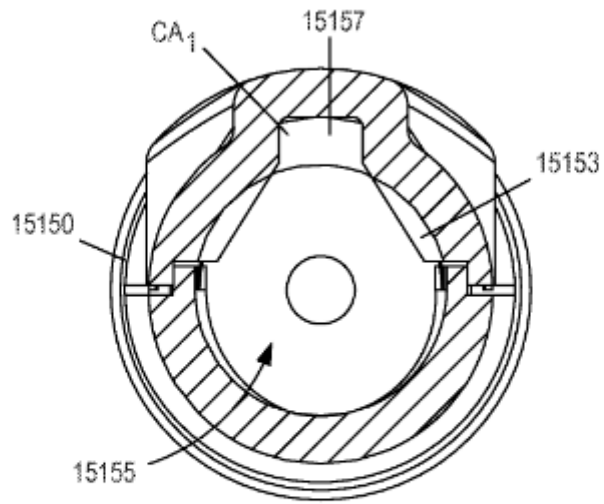


FIG. 51

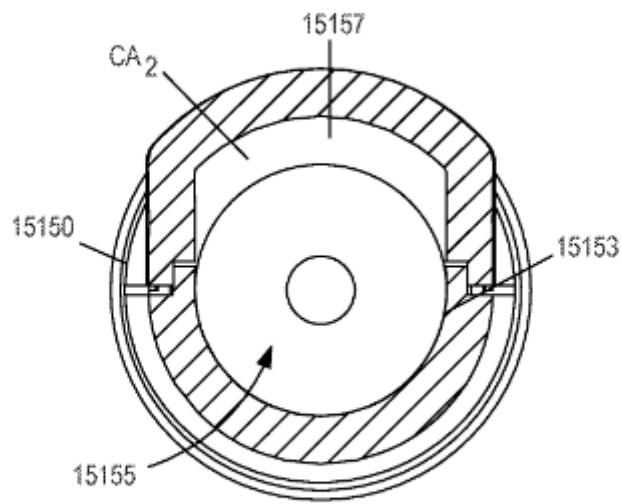


FIG. 52

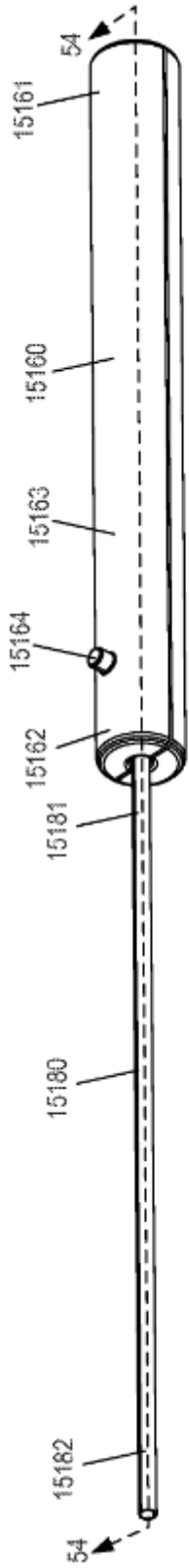


FIG. 53

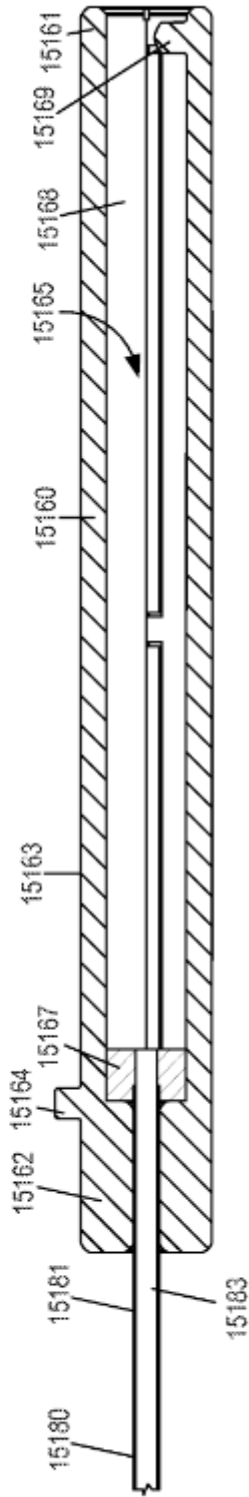


FIG. 54

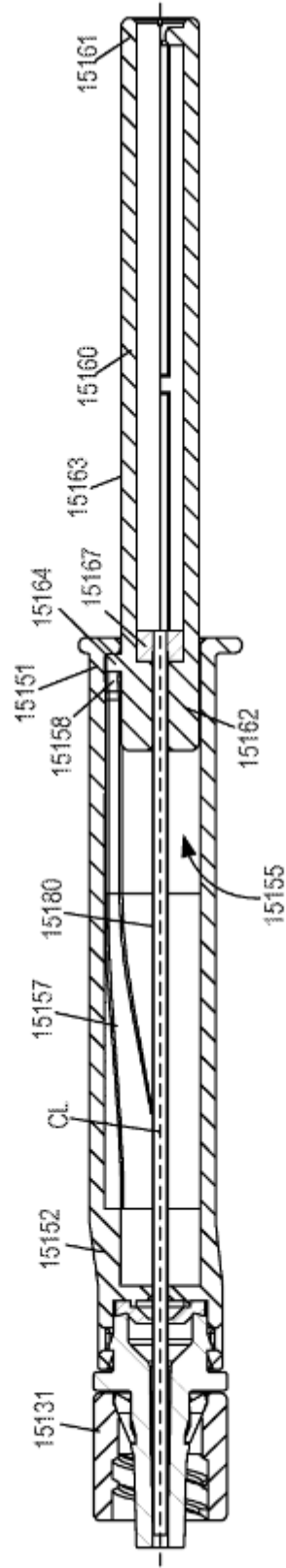
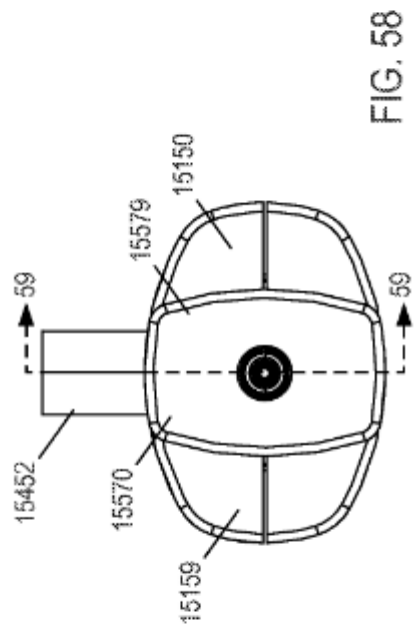
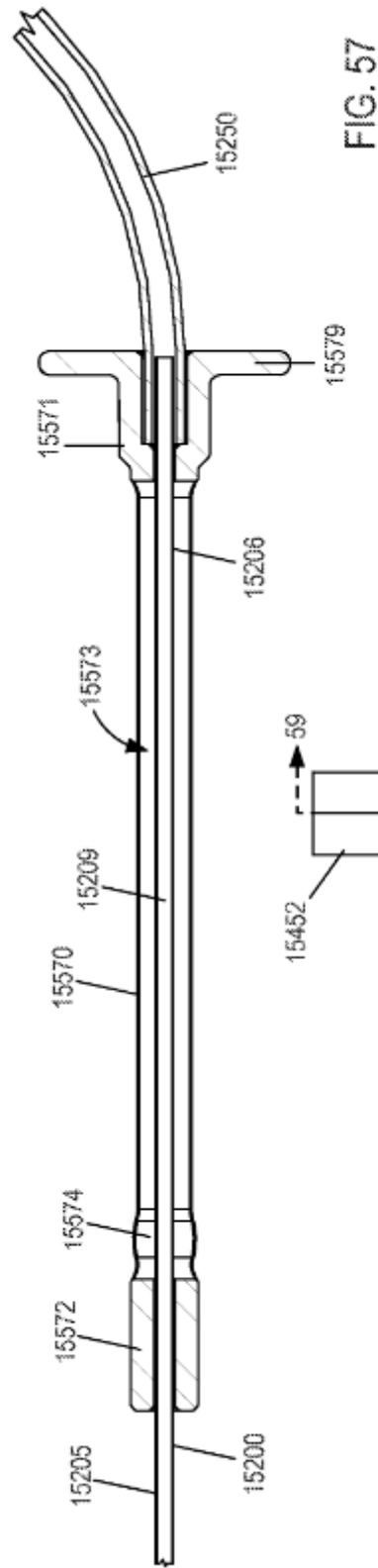
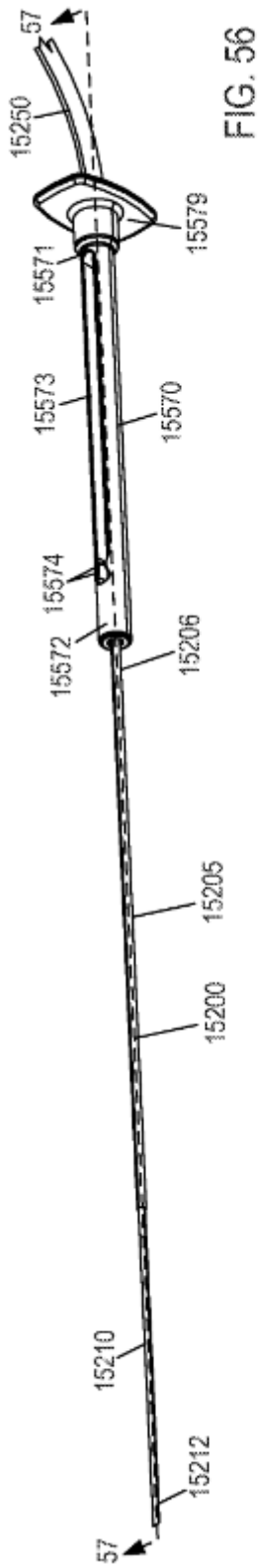


FIG. 55



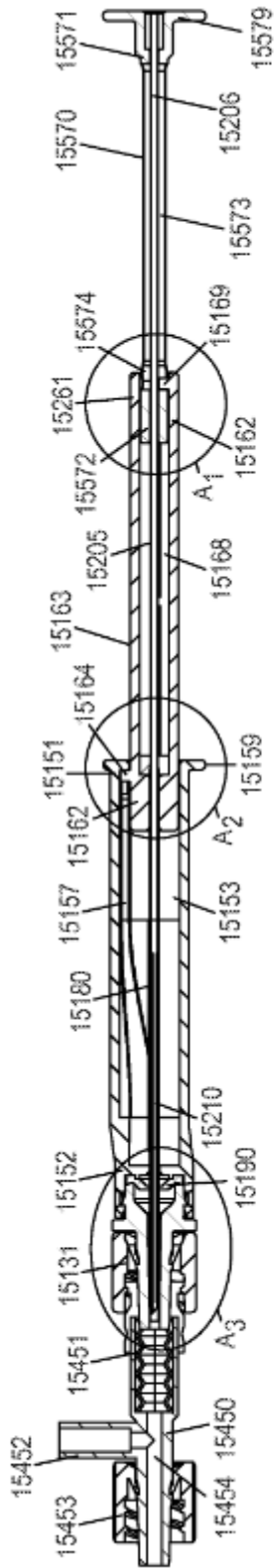


FIG. 59

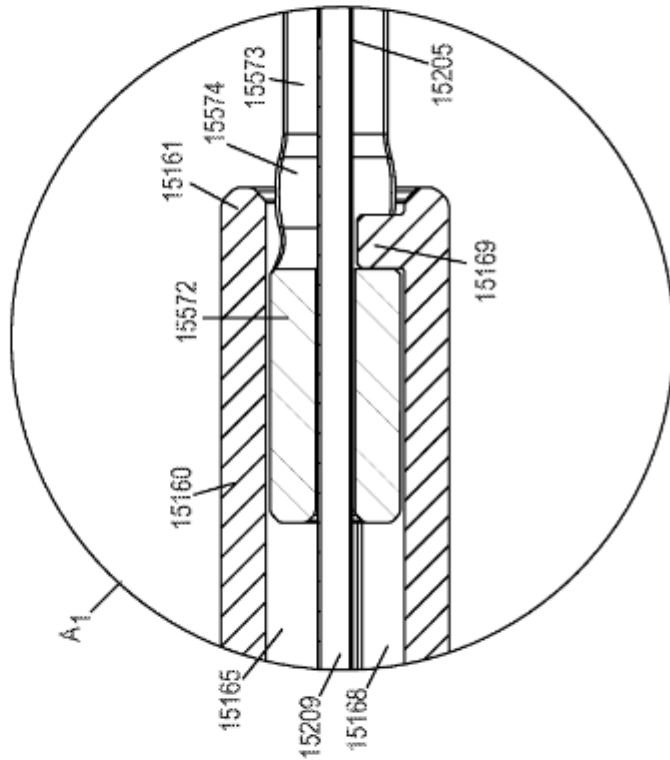


FIG. 60

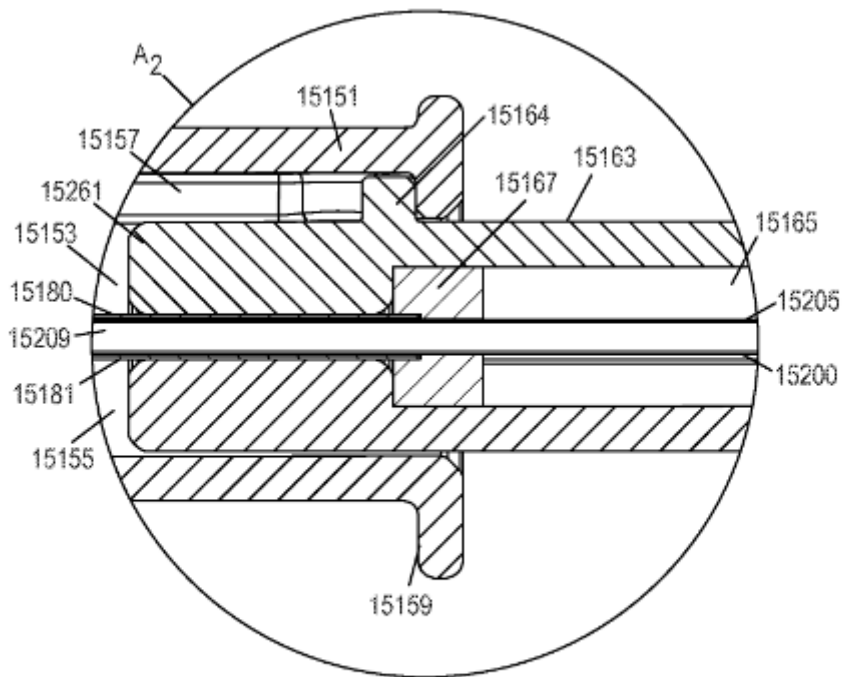


FIG. 61

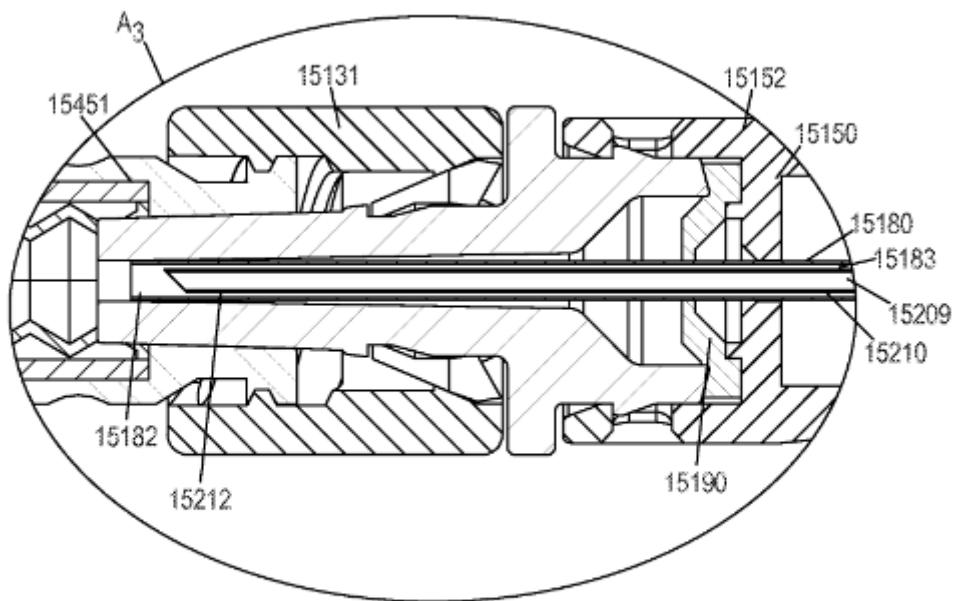


FIG. 62

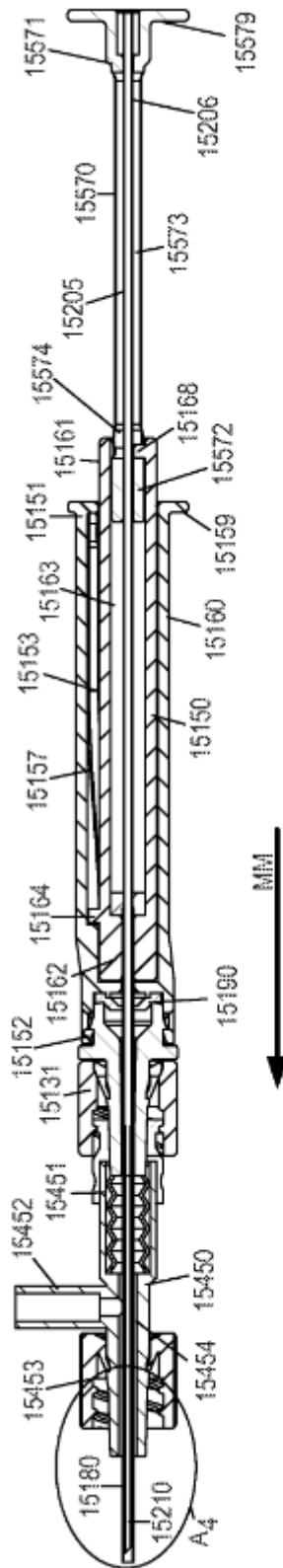


FIG. 63

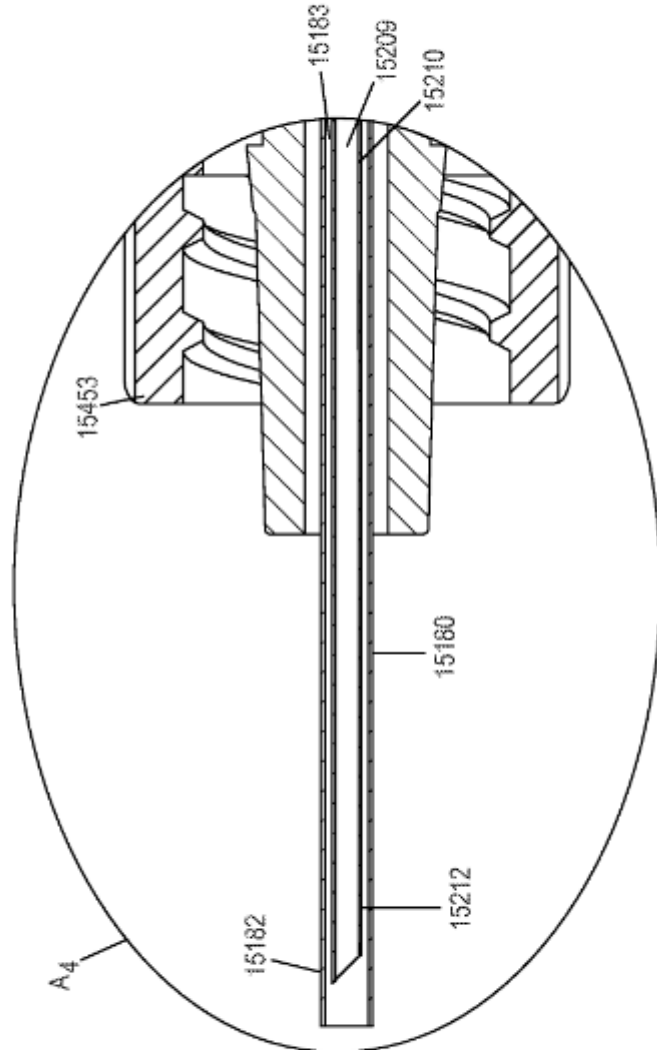
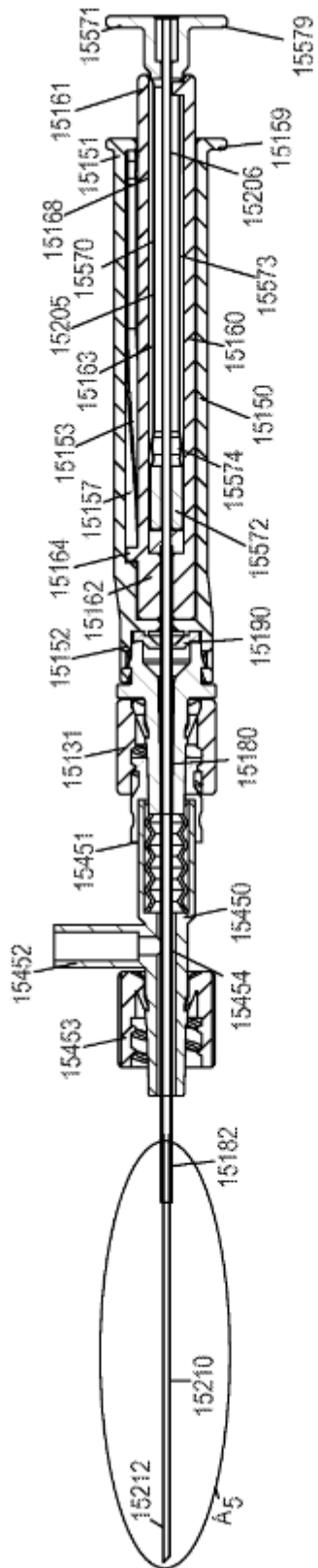


FIG. 64



← NN →

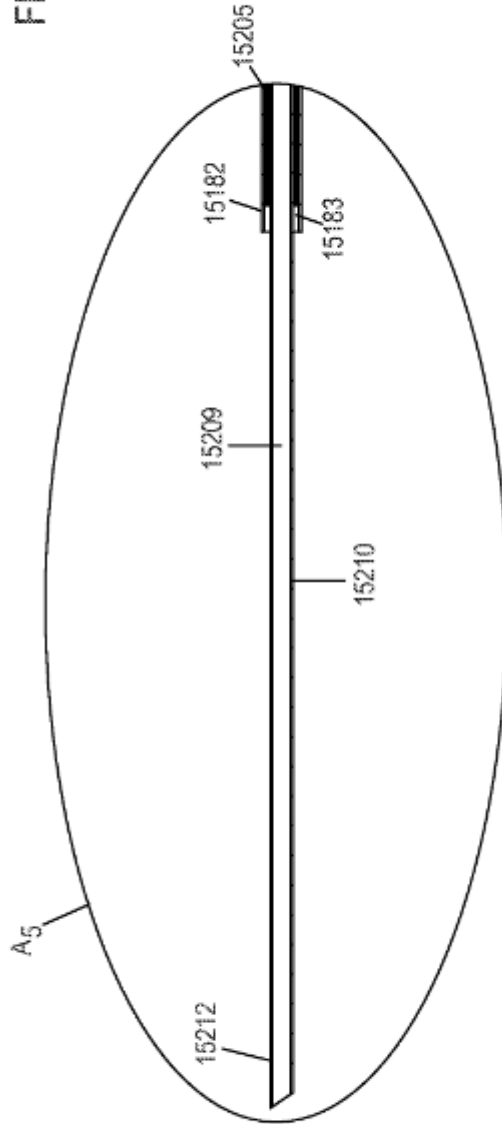


FIG. 65

FIG. 66

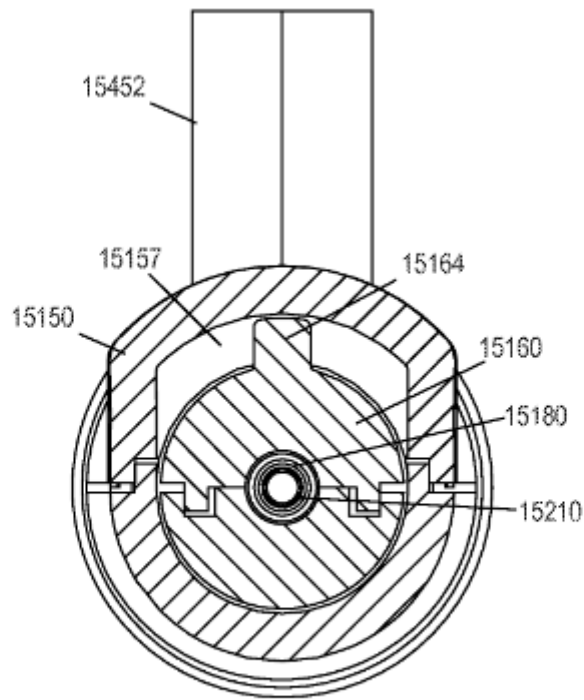


FIG. 67

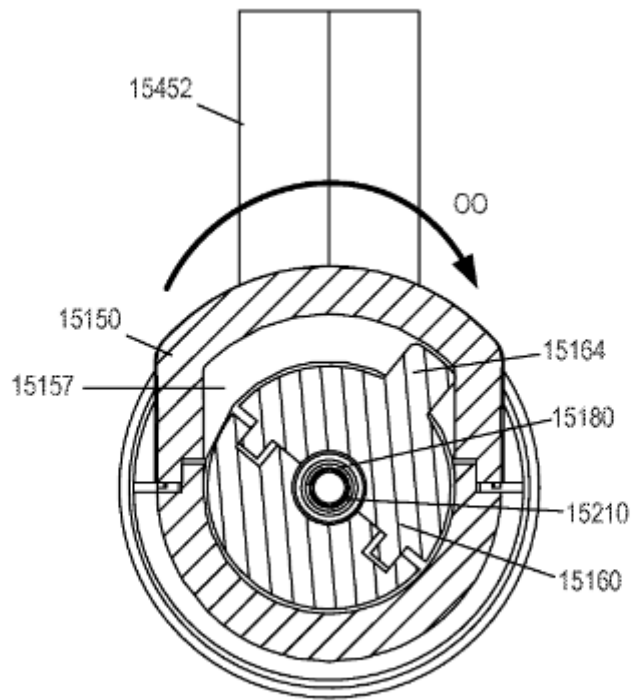


FIG. 68

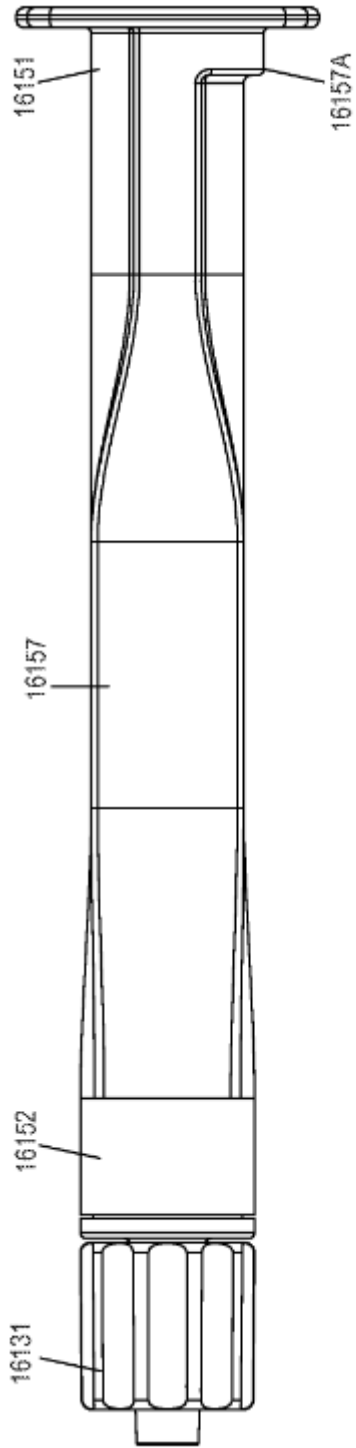


FIG. 69

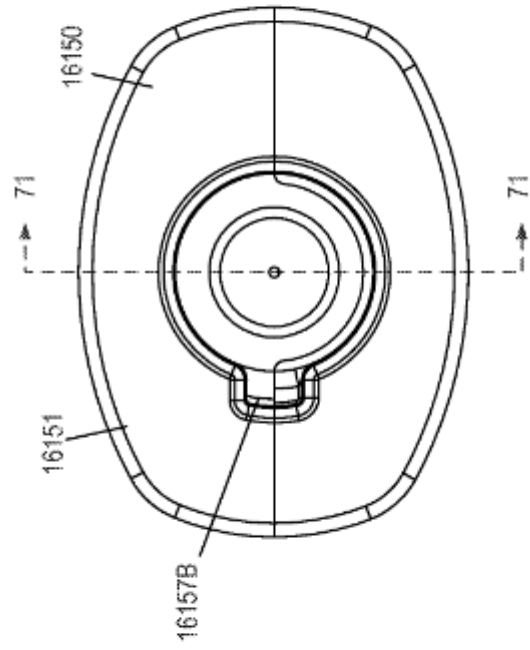


FIG. 70

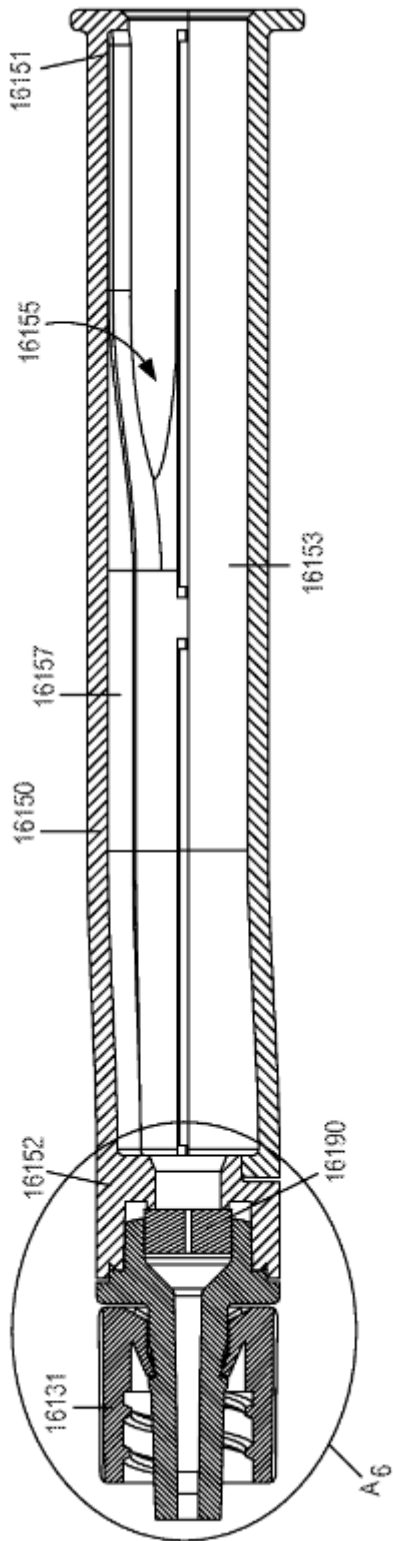


FIG. 71

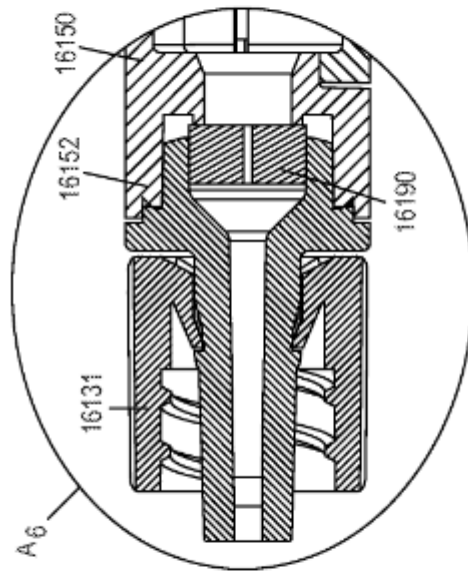


FIG. 72

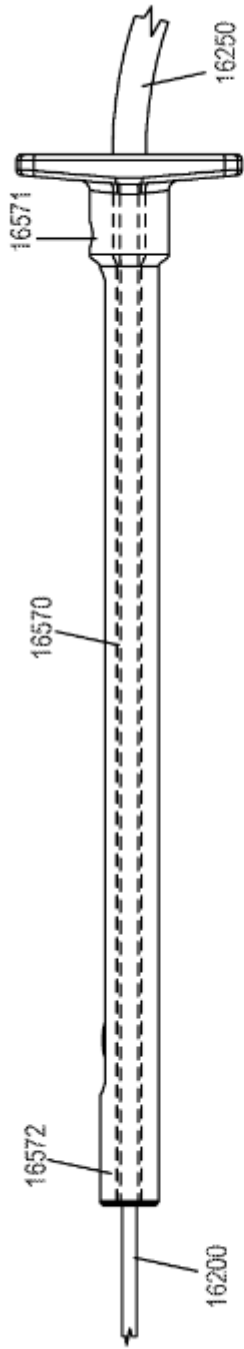


FIG. 73

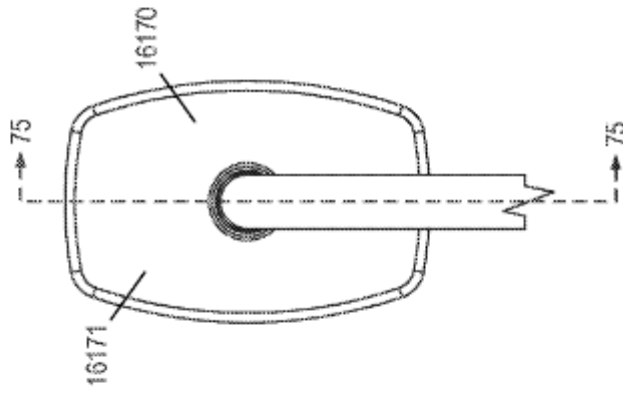


FIG. 74

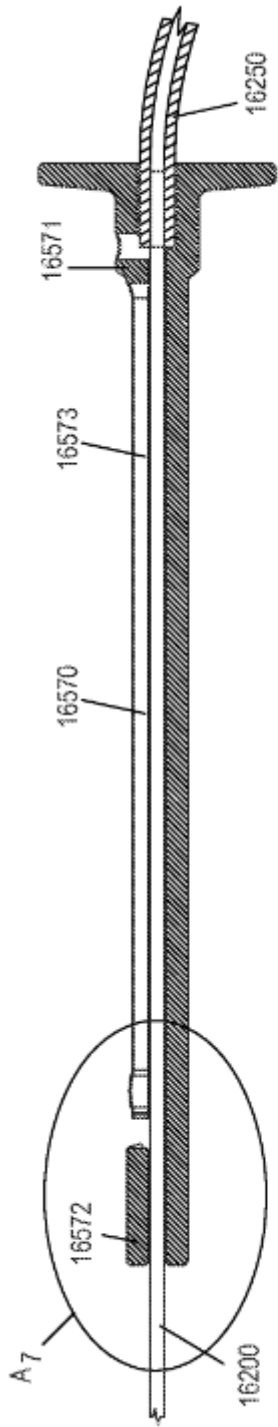


FIG. 75

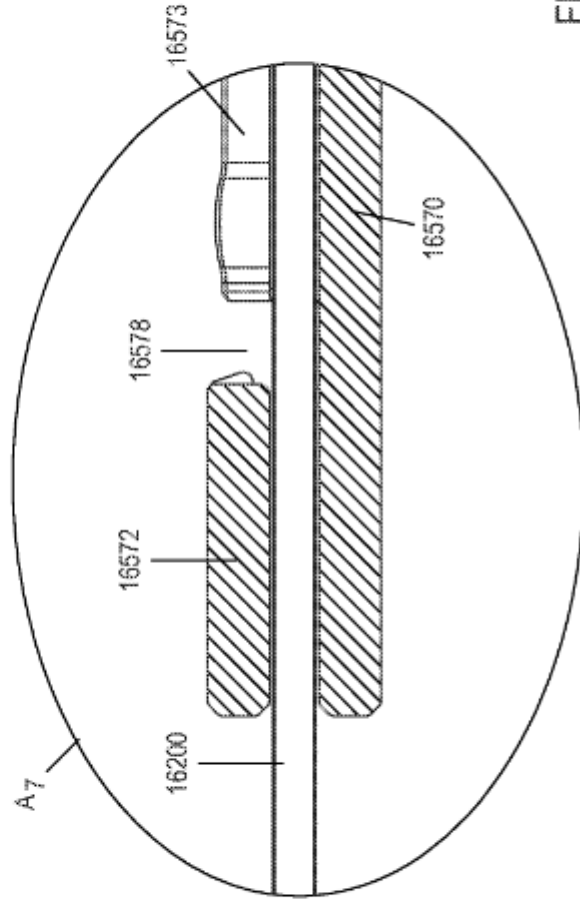


FIG. 76

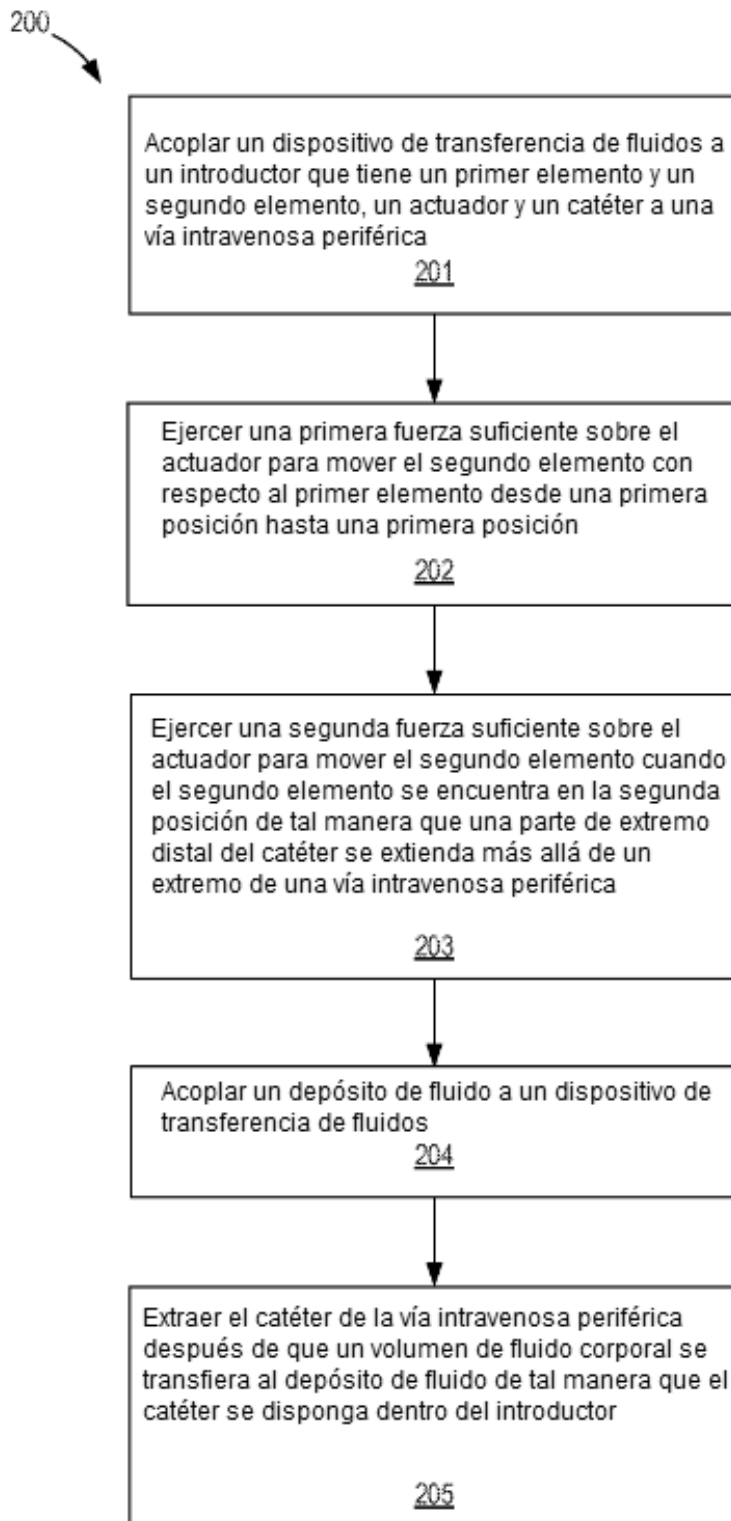


FIG. 77

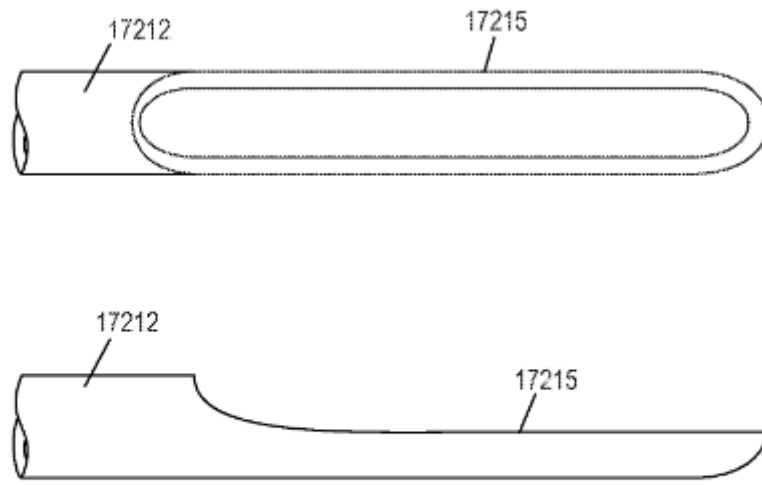


FIG. 78



FIG. 79