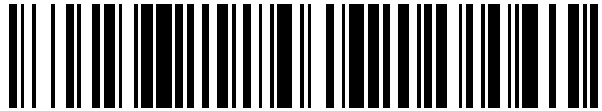


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 481 642**

51 Int. Cl.:

A61M 39/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **30.03.2009 E 09726235 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **28.05.2014 EP 2277582**

54 Título: **Dispositivo y método para conectar una bomba de sangre sin atrapar burbujas de aire**

30 Prioridad:

28.03.2008 US 40612 P
27.03.2009 US 413377

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
31.07.2014

73 Titular/es:

VITALMEX INTERNACIONAL, S.A. DE C.V.
(100.0%)
Moctezuma 26 Col. Torriello Guerra
C.P. 11050, Mexico D.F., MX

72 Inventor/es:

DUEÑAS FIGUEROA, BENJAMIN

74 Agente/Representante:

GARCÍA-CABRERIZO Y DEL SANTO, Pedro

ES 2 481 642 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

Dispositivo y método para conectar una bomba de sangre sin atrapar burbujas de aire

5 **Antecedentes de la invención**

1. Campo de la invención

10 La presente invención se refiere, en general, a cánulas de interconexión usadas con dispositivos médicos, y más particularmente, a dispositivos de conexión y purga conectados a cánulas para su utilización en procedimientos médicos.

2. Técnica relacionada

15 Como la enfermedad cardíaca ha llegado a ser más común en las recientes décadas, por varias razones, que pueden incluir elecciones nutricionales y de estilo de vida, se han desarrollado nuevos y mejorados procedimientos médicos para combatir esta afección médica. Los procedimientos para tratar o prevenir el fallo cardíaco típicamente requieren cirugía invasiva. Dichos procedimientos pueden implicar el uso de dispositivos de bombeo para el soporte circulatorio cardíaco antes, durante, y después de cirugía de corazón abierto, o como un puente en el caso de un bypass cardiopulmonar completo, por ejemplo, un trasplante de corazón. Ejemplos de dispositivos de soporte circulatorio cardíaco incluyen bombas de sangre rotarias y axiales, así como dispositivos de asistencia ventricular ("VAD"), que se usan para complementar la acción de bombeo del corazón durante y después de cirugía.

25 Los dispositivos de soporte circulatorio cardíaco se conectan al corazón de un paciente usando conductos médicos (es decir, cánulas) que se conectan al corazón en localizaciones apropiadas de acuerdo con procedimientos quirúrgicos convencionales. Algunos sistemas de soporte circulatorio cardíaco incluyen una unidad de propulsión neumática que conecta con un suministro de aire. Los sistemas de soporte circulatorio cardíaco también pueden incluir una bomba que está accionada magnética o eléctricamente.

30 Las FIG. 1A-1C ilustran tres ejemplos de configuraciones de VAD implantados en pacientes. La FIG. 1A muestra una ilustración esquemática de un VAD 100 implantado en un paciente como un dispositivo de asistencia ventricular izquierdo, o LVAD. El LVAD 100 se conecta a una cánula de salida 102, que está conectada quirúrgicamente al ventrículo izquierdo del corazón 108. El LVAD 100 también se conecta a una cánula de entrada 104, que está conectada quirúrgicamente a la aorta del paciente 106. El LVAD 100 recibe sangre del ventrículo izquierdo 108 a través de la cánula de salida 102 y suministra la sangre a través de la cánula de entrada 104 a la aorta 106 para la circulación por todo el organismo del paciente.

40 La FIG. 1B muestra una ilustración esquemática de un VAD 120 implantado en un paciente como un dispositivo de asistencia ventricular derecho, o RVAD. El RVAD 120 se conecta a una cánula de salida 122, que está conectada quirúrgicamente a la aurícula derecha del corazón 124. El RVAD 120 también se conecta a una cánula de entrada 126, que está conectada quirúrgicamente a la arteria pulmonar 128. El RVAD 120 recibe sangre de la aurícula derecha 124 a través de la cánula de salida 122 y suministra la sangre a través de la cánula de entrada 126 hasta la arteria pulmonar 128.

45 La FIG. 1C muestra una ilustración esquemática de dos VAD 140a y 140b implantados en un paciente como un dispositivo de asistencia biventricular, o BIVAD. El primer VAD 140a se conecta a una cánula de salida 142a, que está conectada a la aurícula derecha del corazón 124. El primer RVAD 140a también se conecta a una cánula de entrada 144a, que está conectada a la arteria pulmonar 128. El segundo VAD 140b se conecta a una cánula de salida 142b, que está conectada al ventrículo izquierdo del corazón 108. El segundo VAD 140b también se conecta a una cánula de entrada 144b, que está conectada a la aorta 106. El BIVAD 140a, 140b ayuda a la aurícula derecha y al ventrículo izquierdo, respectivamente, del corazón 108 combinando las operaciones tanto de un RVAD como de un LVAD.

55 Las FIG. 2A-2C ilustran tres ejemplos de configuraciones de un VAD extra-corpóreo. La FIG. 2A muestra una ilustración esquemática de un VAD 200 conectado de forma extra-corpórea a un paciente como un LVAD. El LVAD 200 conecta con una cánula de salida 202, que está quirúrgicamente conectada al ventrículo izquierdo del corazón 208. El LVAD 200 también conecta con una cánula de entrada 204, que está quirúrgicamente conectada a la aorta 206. El LVAD 200 se mantiene fuera del cuerpo del paciente. Las cánulas de salida y de entrada 202, 204 entran en el paciente en las aberturas 210, y se extienden hasta el ventrículo izquierdo 208 y la aorta 206, respectivamente.

65 La FIG. 2B es una ilustración esquemática de un VAD 220 conectado de forma extra-corpórea a un paciente como un RVAD. El RVAD 220 conecta con una cánula de salida 222, que está quirúrgicamente conectada a la aurícula derecha 224. El RVAD 220 también se conecta a una cánula de entrada 226, que está quirúrgicamente conectada a la arteria pulmonar 228. Las cánulas de salida y de entrada 222, 226 entran en el cuerpo en la abertura 230, y se extienden hasta la aurícula derecha 224 y la arteria pulmonar 228, respectivamente.

La FIG. 2C es una ilustración esquemática de dos VAD **240a**, **240b** conectados de forma extra-corpórea a un paciente como un BIVAD. El primer VAD **240a** se conecta a una cánula de salida **242a**, que está conectada quirúrgicamente a la aurícula derecha del corazón **224**. El primer VAD **240a** también se conecta quirúrgicamente a una cánula de entrada **244a**, que está conectada quirúrgicamente a la arteria pulmonar **248**. El segundo VAD **240b** se conecta a una cánula de salida **242b**, que está conectada al ventrículo izquierdo del corazón **208**. El segundo VAD **240b** también se conecta a una cánula de entrada **244b**, que está conectada a la aorta **252**. Los BIVAD **240a**, **240b** se mantienen fuera del cuerpo del paciente y ayudan a la aurícula derecha y al ventrículo izquierdo, respectivamente, del corazón **208**, **224** combinando el funcionamiento tanto de un RVAD como de un LVAD. Las cánulas **242a**, **244a**, **242b**, **244b** pueden entrar en el cuerpo del paciente en las aberturas **256**, **258**, respectivamente, en el tórax del paciente.

En algún momento antes, durante, o después de la cirugía, los cirujanos deben conectar un dispositivo de soporte circulatorio cardíaco, tal como los VAD mostrados en las FIG. 1A a 2C, a las cánulas que se conectan al corazón del paciente. Esta conexión requiere un conector que esté adaptado de forma precisa a las cánulas para reducir la turbulencia en el flujo de sangre en el sistema de soporte circulatorio cardíaco, que evite el drenaje de fluidos desde el interior del sistema de soporte circulatorio cardíaco, y también evite la introducción de aire u otros gases indeseados en el sistema de soporte circulatorio cardíaco. Durante el proceso de hacer la conexión, el volumen de aire en las cánulas puede remplazarse por solución salina, sangre, o cualquier otro líquido aceptable. En general, las soluciones salinas son cualquier solución estéril de cloruro sódico en agua. Estas soluciones salinas está disponibles en diversas formulaciones, para diferentes propósitos, tales como infusión intravenosa, aclarado de lentes de contacto, e irrigación nasal.

La eliminación de cualquier residuo de aire dentro de las cánulas o cualquier parte del sistema de soporte circulatorio cardíaco es necesaria porque la introducción de burbujas de aire, es decir, embolias de aire, en el sistema circulatorio del paciente puede provocar complicaciones graves. Por ejemplo, las burbujas de aire pueden bloquear u ocluir los vasos sanguíneos en el cerebro, de este modo causar la pérdida de función de una o más partes del cuerpo. Volúmenes más grandes de aire también pueden provocar embolias venosas de aire, hipotensión, o disritmias, o incluso muerte, cuando la entrada de aire es rápida. Otro riesgo es una oclusión por embolia pulmonar, que es el bloqueo de una arteria en los pulmones por una embolia de aire. La embolia de aire provoca un aumento del espacio muerto. Dicho bloqueo podría provocar constricción pulmonar.

Volúmenes grandes y rápidos de aire entrando en el torrente sanguíneo pueden llenar la aurícula derecha y producir una restricción de aire que podría provocar el cierre del ventrículo derecho, disminución de retorno venoso, y disminución cardíaca. Entonces al poco pueden aparecer isquemia de miocardio e isquemia cerebral.

En algunos casos, incluso si el remplazo de aire se ha realizado adecuada y cuidadosamente, aún pueden quedarse atrapadas burbujas de aire y permanecer dentro de las cánulas. Los intentos convencionales por retirar las burbujas de aire atrapadas implican extraer las burbujas con una jeringa o palmeando las cánulas. Ambos métodos a menudo llevan mucho tiempo y son algo imprecisos.

Se han desarrollado varios tipos de aparatos y métodos para purgar fluidos indeseados de un sistema circulatorio cerrado. Sin embargo, estos aparatos y métodos típicamente son excesivamente complejos para aplicaciones simples, tales como la purga de cánulas durante un procedimiento quirúrgico.

Además, la propia conexión puede crear problemas durante la conexión de las cánulas a un VAD. Se han desarrollado diferentes cánulas y conectores de conductos médicos para abordar dichos problemas. Sin embargo, típicamente son soluciones excesivamente complejas para aplicaciones simples, tales como conexiones a terminales médicos. Además, la existencia de diseños para fijar las conexiones y para prevenir el movimiento relativo de los componentes durante la operación generalmente atenúa la provisión de opciones de purga para la conexión. Y ciertos métodos de purga hacen más difícil hacer la conexión en una posición vertical a un VAD en un sistema circulatorio cerrado.

Por tanto, existe la necesidad de sistemas y métodos mejorados para conectar cánulas a una bomba de sangre que tengan la capacidad de purgar aire de la sangre u otro líquido dentro de las cánulas y en otros sitios de todo el sistema de soporte circulatorio cardíaco.

Sumario

Se describe un dispositivo desechable de purga ("DIP") para conectar cánulas a dispositivos de soporte circulatorio cardíaco para su uso en sistemas de soporte circulatorio cardíaco. El dispositivo DIP es funcional para purgar burbujas de aire de las cánulas y del sistema de soporte circulatorio cardíaco y también para evitar la entrada de aire en el sistema de soporte circulatorio cardíaco.

De acuerdo con un aspecto de la presente invención, se proporciona un dispositivo desechable de purga ("DIP") de acuerdo con la reivindicación 1.

También se describe un método para usar dicho dispositivo DIP para conectar cánulas a un dispositivo de soporte circulatorio cardiaco. En un método de funcionamiento ejemplar, los dispositivos DIP se unen a los accesos de entrada y salida de un dispositivo de asistencia ventricular ("VAD") y el ensamblaje VAD/dispositivo DIP se llena con un líquido, tal como una solución salina. Cada uno de los dispositivos DIP después se ocluye alternativamente y se llenan con líquido adicional para expulsar cualquier aire atrapado en el ensamblaje. Una vez completado esto, el ensamblaje VAD/dispositivo DIP se maniobra para permitir la inserción de las cánulas en el ensamblaje mientras se llenan las cánulas y el ensamblaje con el líquido. Después de la purga de cualquier aire en los dispositivos DIP, las cánulas se insertan adicionalmente en el ensamblaje y se conectan al VAD y después se retiran los dispositivos DIP del ensamblaje VAD/cánulas.

Serán o llegarán a ser evidentes otros sistemas, métodos y características de la invención para un especialista en la técnica tras examinar las siguientes figuras y descripción detallada.

Breve descripción de los dibujos

La invención puede entenderse mejor con referencia a las siguientes figuras. Los componentes en las figuras no están necesariamente a escala, dando el énfasis en su lugar a ilustrar los principios de la invención. En las figuras, números de referencia iguales indican partes correspondientes en todas las diferentes vistas.

La FIG. 1A muestra una ilustración esquemática de un dispositivo de asistencia ventricular ("VAD") implantado en un paciente como un dispositivo de asistencia ventricular izquierdo ("LVAD").

La FIG. 1B muestra una ilustración esquemática de un VAD implantado en un paciente como un dispositivo de asistencia ventricular derecho ("RVAD").

La FIG. 1C muestra una ilustración esquemática de dos VAD implantados en un paciente como un dispositivo de asistencia biventricular ("BIVAD").

La FIG. 2A muestra una ilustración esquemática de un VAD en uso extracorpóreo con un paciente como un LVAD.

La FIG. 2B muestra una ilustración esquemática de un VAD conectado de forma extracorpórea a un paciente como un RVAD.

La FIG. 2C muestra una ilustración esquemática de dos VAD conectados de forma extracorpórea a un paciente como una BIVAD.

La FIG. 3 muestra una vista transparente en perspectiva de un ejemplo de un dispositivo desechable de purga ("DIP") para conectar cánulas a un dispositivo de soporte circulatorio cardiaco que encarna la presente invención.

La FIG. 4 muestra una vista transparente despiezada en perspectiva del dispositivo DIP ejemplar mostrado en la FIG. 3.

La FIG. 5A muestra una vista en sección transversal del extremo distal del dispositivo DIP ejemplar mostrado en la FIG. 3.

La FIG. 5B muestra una vista en sección transversal a lo largo de la línea A-A en la FIG. 5A.

Las FIG. 6A y 6B ilustran un ejemplo de la utilización de un dispositivo DIP que encarna la invención para conectar cánulas a un dispositivo de soporte circulatorio cardiaco.

La FIG. 7 muestra una vista en perspectiva de un ensamblaje ejemplar que incluye un dispositivo DIP ejemplar que encarna la invención, dos cánulas y un VAD.

La FIG. 8 muestra una vista despiezada en perspectiva del ensamblaje mostrado en la FIG. 7.

La FIG. 9 muestra una vista longitudinal en sección transversal del ensamblaje mostrado en la FIG. 7.

La FIG. 10 muestra una vista en perspectiva de un VAD ejemplar que puede usarse en el ensamblaje mostrado en la FIG. 8.

Las FIG. 11A y 11B ilustran la unión de dispositivos DIP que encarnan la invención al VAD ejemplar de la FIG. 10.

Las FIG. 12A y 12B ilustran la adición de un líquido al ensamblaje VAD/dispositivo DIP en la FIG. 11B.

- Las FIG. 13 y 14 ilustran la oclusión de los dispositivos DIP y el giro del ensamblaje VAD/dispositivo DIP cabeza abajo.
- 5 Las FIG. 15A y 15B ilustran la adición de más líquido al ensamblaje VAD/dispositivo DIP.
- La FIG. 16 muestra el ensamblaje VAD/dispositivo DIP sujeto y llenado con líquido antes de la conexión de las cánulas al VAD.
- 10 Las FIG. 17A, 17B, y 17C ilustran la conexión de una de dos cánulas, una cánula de salida, al ensamblaje VAD/dispositivo DIP.
- La FIG. 18 ilustra las cánulas de salida insertadas en el ensamblaje VAD/dispositivo DIP.
- 15 La FIG. 19 ilustra la retirada de la pinza que ocluye el dispositivo DIP.
- La FIG. 20 ilustra la conexión de la entrada de flujo del VAD a las cánulas de salida insertadas en el extremo distal del dispositivo DIP de entrada.
- 20 La FIG. 21 muestra las segundas cánulas, es decir, las cánulas de entrada, antes de su inserción en el dispositivo DIP que aún está ocluido.
- Las FIG. 22, 23, y 24 ilustran la conexión de las cánulas de entrada al ensamblaje VAD/dispositivo DIP.
- 25 Las FIG. 25A - 25D ilustran un ejemplo de un método para eliminar burbujas de aire que entraron en el ensamblaje durante la inserción de las cánulas en los dispositivos DIP.
- La FIG. 26 ilustra la retirada de la pinza que ocluye el segundo dispositivo DIP durante la inserción de las cánulas de entrada al VAD.
- 30 La FIG. 27 ilustra las cánulas de entrada conectadas a la salida de flujo del VAD.
- Las FIG. 28A y 28B ilustran la retirada de uno de los dispositivos DIP de la conexión entre las cánulas y el VAD.
- 35 Las FIG. 29A y 29B ilustran la retirada del segundo dispositivo DIP.
- La FIG. 30 muestra un conector ejemplar que puede usarse para conectar cánulas a un VAD como se muestra en la FIG. 29B.
- 40 La FIG. 31 muestra tres (3) ejemplos de cánulas que pueden utilizarse con realizaciones de la invención.
- La FIG. 32 muestra un diagrama de flujo que ilustra un método ejemplar de funcionamiento que usa un dispositivo DIP que encarna la invención para conectar cánulas a un dispositivo de soporte circulatorio cardíaco y después purgar cualquier burbuja de aire que pueda haber entrado en el ensamblaje cánulas/dispositivo de soporte circulatorio cardíaco usando el dispositivo DIP.
- 45

Descripción detallada

- 50 En la siguiente descripción de ejemplos de implementaciones, se hace referencia a los dibujos adjuntos que forman una parte de la misma, y que muestran, a modo de ilustración, implementaciones específicas de la invención que pueden utilizarse. Pueden utilizarse otras implementaciones y pueden hacerse cambios estructurales sin alejarse del alcance de la presente invención definida en las reivindicaciones.
- 55 La FIG. 3 muestra una vista transparente en perspectiva de un ejemplo de un dispositivo desechable de purga ("DIP") 300 para conectar cánulas a dispositivos de soporte circulatorio cardíaco funcional para purgar burbujas de aire de las cánulas y del sistema de soporte circulatorio cardíaco y también para evitar la entrada de aire en el sistema de soporte circulatorio cardíaco. La FIG. 2 muestra una vista despiezada en perspectiva del dispositivo de la FIG. 3 que ilustra el modo en que los componentes del dispositivo DIP 300 están configurados unos en relación a los otros.
- 60 El dispositivo DIP 300 incluye un cuerpo de dispositivo 302 que tiene un extremo distal 304 y un extremo proximal 306. El cuerpo de dispositivo 302 puede incluir un anillo flexible semi-cerrado interior 308 posicionado hacia extremo distal 304 del cuerpo de dispositivo 302, y una salida de aire 310. Un conducto externo 322 que se extiende radialmente desde el cuerpo de dispositivo 302 entre el extremo distal 304 y el extremo proximal 306 se conecta o
- 65 une a la salida de aire 310. Un conector hembra 320 puede insertarse en el conducto externo 322, con un conector macho 326 acoplado a o cubriendo el conector hembra 320 para permitir el control de la abertura y cierre de la

5 salida de aire **310** en el conducto externo **322**. El cuerpo de dispositivo **302** incluye una sección de desprendimiento **324** para permitir la retirada del dispositivo DIP **300** de un ensamblaje conectado y libre de burbujas de aire de conductos médicos y dispositivos de soporte circulatorio cardiaco. La sección de desprendimiento **324** puede incluir una aleta **324A** que se extiende más allá del extremo distal **304** para proporcionar una parte de la sección de desprendimiento **324** sobre la que el usuario puede agarrar la sección de desprendimiento **324** para permitir la extracción y desconexión del dispositivo DIP **300**.

10 El cuerpo de dispositivo **302** generalmente se ajusta a la forma de los tubos que componen el circuito de fluido cerrado en que se usa el dispositivo **300**. El cuerpo de dispositivo **302** ejemplar mostrado en las FIG. 3 y 4 es un cuerpo tubular hueco, flexible, y transparente o traslúcido, y puede estar hecho de un material elastomérico o polimérico natural o sintético. El cuerpo de dispositivo **302** es hueco en el interior, teniendo aberturas en el extremo distal **304** y el extremo proximal **306**. El extremo proximal **306** conecta con un dispositivo de soporte circulatorio, que puede ser una bomba de sangre o un dispositivo de asistencia ventricular ("VAD"), o cualquier otro tipo de bomba o dispositivo usado para soporte circulatorio. El extremo distal **304** conecta con una cánula u otro tipo de conducto médico utilizado en aplicaciones médicas. El cuerpo de dispositivo **302** también puede configurarse para ocluirse en cualquier parte de su cuerpo con pinzas u otro instrumento quirúrgico similar. Además, la longitud del cuerpo de dispositivo **302** puede modificarse fácilmente cortando o rasgando el cuerpo transversalmente, para obtener un cuerpo de dispositivo **302** más corto o más largo, según pueda ser el caso, para facilitar la conexión de cánulas al dispositivo de soporte circulatorio cardiaco.

20 El dispositivo DIP **300** de la FIG. 3 puede usarse para conectar los conductos médicos, tales como cánulas, que pueden implantarse quirúrgicamente en un paciente para su conexión a un dispositivo de soporte circulatorio cardiaco. El dispositivo DIP **300** facilita la conexión de las cánulas al dispositivo de soporte circulatorio cardiaco. Una vez conectado, el dispositivo DIP **300** también permite a sus usuarios purgar cualquier burbuja de aire que pueda haberse formado en el líquido que fluye a través del dispositivo de soporte circulatorio cardiaco durante la conexión. Los dispositivos típicos de soporte circulatorio cardiaco incluyen un acceso de entrada para recibir fluido tal como sangre, y un acceso de salida a través del cual fluye la sangre desde el dispositivo de soporte circulatorio cardiaco. El dispositivo de soporte circulatorio cardiaco puede bombear la sangre u otro líquido que reciba en el acceso de entrada a través del acceso de salida para su circulación a través del cuerpo del paciente. Puede implantarse una cánula en el paciente para portar sangre que fluirá hasta el dispositivo de soporte circulatorio cardiaco y puede implantarse quirúrgicamente otra cánula en el paciente para portar sangre desde el dispositivo de soporte circulatorio cardiaco en el acceso de salida de vuelta hasta el paciente. Durante la conexión de las cánulas al dispositivo de soporte circulatorio cardiaco, un dispositivo DIP **300** recibe una cánula en el extremo distal **304**. El extremo proximal **306** se conecta a uno de los accesos del dispositivo de soporte circulatorio cardiaco. Se usa otro dispositivo DIP **300** para conectar la otra cánula al otro acceso del dispositivo de soporte circulatorio cardiaco.

40 El anillo flexible semi-cerrado interior **308** se posiciona en la superficie interna del cuerpo de dispositivo **302**. El anillo flexible semi-cerrado interior **308** puede estar hecho de material elastomérico o polimérico natural o sintético, y puede unirse mediante adhesivo, soldadura, u otro método de unión adecuado. El anillo flexible semi-cerrado interior **308** también puede moldearse como parte del cuerpo de dispositivo **302**. El anillo flexible semi-cerrado interior **308** incluye una abertura suficiente para permitir la inserción de la cánula. La abertura también es suficientemente ajustada alrededor de la superficie de la cánula para sellarla, evitando de este modo la entrada de aire en el dispositivo **300** durante la inserción de la cánula. Este sellamiento donde la cánula contacta con el anillo flexible semi-cerrado **308** separa el líquido dentro de la cánula y el dispositivo **300** del aire fuera de la cánula y el dispositivo DIP **300**.

50 El conducto externo **322** puede conectarse o unirse a la salida de aire **330** formada en el cuerpo de dispositivo **302**. El conducto externo **322** puede estar hecho de material elastomérico o polimérico natural o sintético. El conducto externo **322** puede rellenarse con un conector hembra **320**, que puede formarse para permitir la inserción de una jeringa para extraer fluido y burbujas de aire del dispositivo DIP **300**. En un ejemplo, el conector hembra **320** puede ser un conector tipo luer hembra, y puede fijarse al conducto externo **322** por adhesivo u otro medio de fijación. El conector hembra **320** también puede fabricarse, por ejemplo, moldeando el conector hembra **320** y el conducto externo **322** con el cuerpo de dispositivo **302** como una unidad única. El conducto externo **322** también puede incluir un conector macho **326**, que puede usarse para cubrir el conector hembra **320** o como una llave de paso para controlar la entrada de flujo y la salida de flujo de líquidos a través del dispositivo de conexión **300**. En una implementación ejemplar, el conector macho **326** puede ser un conector tipo luer macho que puede bloquearse con el conector tipo luer hembra **320** para permitir un sellamiento y abertura selectivos de la salida **310** en el cuerpo de dispositivo **302**.

60 La sección de desprendimiento **324** del cuerpo de dispositivo **302** puede formarse con dos costuras que discurren paralelas por toda la longitud del cuerpo de dispositivo **302**. Las costuras se forman para permitir al usuario rasgar la sección de desprendimiento **324** del resto del cuerpo de dispositivo **302**. La aleta **324a** se extiende desde la sección de desprendimiento **324** para proporcionar un asimiento para facilitar la acción de extraer la sección de desprendimiento **324** del cuerpo de dispositivo **302**. La sección de desprendimiento **324** puede estar hecha de un material metálico o polimérico, o cualquier otro material que pueda proporcionar un sellamiento con el resto del cuerpo de dispositivo **302**, pero permitir una fácil retirada de la sección de desprendimiento **324** del cuerpo de

dispositivo **302**.

La FIG. 5A muestra una vista frontal desde el extremo distal **304** del dispositivo DIP **300** de la FIG. 3. La vista en la FIG. 5A muestra el anillo flexible semi-cerrado **308**, el conducto externo **322**, el conector hembra **320**, el conector macho **326**, y la sección de desprendimiento **324**. La sección de desprendimiento **324** se muestra en la FIG. 3A como esa sección del cuerpo de dispositivo **302** entre dos muescas o cortes donde el cuerpo de dispositivo **302** es más delgado que el resto del cuerpo de dispositivo **302**.

La FIG. 5B muestra una vista en sección transversal del dispositivo DIP **300** en la línea A-A mostrada en la FIG. 5A. La FIG. 5B muestra la aleta **324a** que se extiende desde la sección de desprendimiento **324** que permite al usuario agarrar la aleta **324a** y tirar de la sección de desprendimiento **324** desde el cuerpo de dispositivo **302**, permitiendo de este modo la retirada del dispositivo DIP **300** de un ensamblaje cánulas/VAD. Puede usarse otro medio para rasgar o separar el cuerpo de dispositivo **302** para permitir la retirada del dispositivo DIP **300** una vez se han conectado las cánulas a un dispositivo de soporte circulatorio cardiaco.

El dispositivo DIP **300** puede usarse para conectar un dispositivo de soporte circulatorio cardiaco a un paciente. El dispositivo de soporte circulatorio cardiaco puede ser un VAD, una bomba de sangre, o cualquier otro tipo de bomba o dispositivo usado para bombear sangre u otro líquido durante un procedimiento que requiera soporte circulatorio. Los ejemplos descritos a continuación se refieren al uso de dispositivos DIP en el contexto de conexión de cánulas a un VAD. Sin embargo, debe entenderse que la referencia a un VAD es simplemente con fines de proporcionar una descripción y no se concibe como ningún tipo de limitación. Ejemplos de VAD que pueden usarse en los ejemplos descritos a continuación se describen en la patente de Estados Unidos N° 7.217.236 de Calderon et al., expedida el 15 de mayo de 2007.

Las FIG. 6A y 6B ilustran un ejemplo de la utilización de un dispositivo DIP para conectar cánulas a un dispositivo de soporte circulatorio cardiaco. La FIG. 6A muestra un VAD **602** conectado a un par de dispositivos DIP **608**, **610**. El VAD **602** incluye un conector de entrada **604** y un conector de salida **606**. El primer dispositivo DIP **608** se conecta al conector de entrada **604** y el segundo dispositivo DIP **610** se conecta al conector de salida **606**.

Con referencia a la FIG. 6A, se forma un ensamblaje VAD/dispositivo DIP **600** conectando el primer dispositivo DIP **608** al conector de entrada **604** del VAD **602**, y el segundo dispositivo DIP **610** al conector de salida **606** del VAD **602**. El ensamblaje **600** después puede llenarse con un líquido, tal como una solución salina, y retirarse cualquier burbuja de aire mediante las aberturas distal de los dispositivos DIP **608**, **610**. Como se describe en mayor detalle con referencia a las FIG. 10-15B a continuación, el líquido se añade en el extremo distal de los dispositivos DIP **608**, **610** mientras el ensamblaje **600** está orientado con los extremos distales apuntando hacia arriba. El VAD **602** por tanto se posiciona para recoger el líquido que se está vertiendo en el ensamblaje. Una vez el ensamblaje **600** mostrado en la FIG. 6A se ha llenado con el líquido, puede retirarse cualquier burbuja de aire mediante la abertura en los extremos distales de los dispositivos DIP **608**, **610**.

La FIG. 6B muestra el VAD **602** conectado a los dos dispositivos DIP **606**, **608**, y a las cánulas **610**, **612**, que se insertan en los correspondientes dispositivos DIP **606**, **608**. Los dispositivos DIP **606**, **608** se ocluyen usando un par de pinzas **620**, **622**, respectivamente. Las dos cánulas **610**, **612** después pueden implantarse quirúrgicamente en el paciente. Mientras se llenan las cánulas **610**, **612** y los dispositivos DIP **606**, **608** con líquido, las cánulas **610**, **612** se insertan en los dispositivos DIP **606**, **608**, respectivamente. Las dos cánulas **610**, **612** primero pueden insertarse parcialmente en los dispositivos DIP **606**, **608**, respectivamente. Los extremos de las cánulas **610**, **612** pueden mantenerse en el cuerpo de los dispositivos DIP **606**, **608** mediante el anillo flexible semi-cerrado interior **108**, FIG. 1. Las cánulas **610**, **612**, el dispositivo DIP **606**, **608** y el VAD **600** de este modo pueden formarse un recipiente cerrado de líquido. Cualquier burbuja de aire atrapada puede retirarse mediante los conductos externos dispuestos radialmente **614**, **616** sobre los dispositivos DIP **606**, **608**, respectivamente.

La FIG. 7 es una vista en perspectiva de un ensamblaje ejemplar ("ensamblaje VAD/dispositivo DIP/cánulas") **700** que incluye dos dispositivos DIP **708**, **710**, dos cánulas **712**, **714** y un VAD **702**. La FIG. 8 muestra una vista despiezada en perspectiva del ensamblaje de la FIG. 7 que ilustra el modo en que los componentes encajan unos con otros. La FIG. 9 muestra una vista longitudinal en sección transversal del ensamblaje mostrado en la FIG. 7, que también ilustra el modo en que los componentes encajan unos con otros. Con referencia a las FIG. 7, 8, y 9, los dos dispositivos DIP **708**, **710** se conectan al VAD **702** mediante los conectores respectivos que incluyen el conector de entrada **704**, que conecta con el extremo proximal **716** del primer dispositivo DIP **708**, y el conector de salida **706**, que conecta con el extremo proximal **718** del segundo dispositivo DIP **710**. Las dos cánulas **712**, **714** se muestran insertadas en los dispositivos DIP **708**, **710** en los extremos distales **720**, **722**, respectivamente.

Las FIG. 10-29B ilustran el modo en que pueden usarse ejemplos de un dispositivo DIP que encarna la invención para conectar cánulas que se han acoplado quirúrgicamente a un paciente, a un dispositivo de soporte circulatorio cardiaco. Los ejemplos ilustrados representan la unión a un VAD; sin embargo, pueden usarse procedimientos similares para otros dispositivos de soporte circulatorio cardiaco.

La FIG. 10 es una vista en perspectiva de un VAD ejemplar **1000** que puede usarse en un ensamblaje

VAD/dispositivo DIP/cánulas tal como el mostrado en la FIG. 7. Las FIG. 11A y 11B ilustran la unión de dos dispositivos DIP 1100a, 1100b al VAD ejemplar 1000 de la FIG. 10. Los dispositivos DIP 1100a, 1100b puede unirse mediante un sellamiento estanco, que puede formarse mediante un ajuste hermético del material elástico de los dispositivos DIP 1100a, 1100b alrededor de los accesos de entrada y salida del VAD 1000, respectivamente. También puede formarse un sellamiento estanco usando una pinza u otros métodos convencionales de sellamiento. El VAD 1000 y los dispositivos DIP 1100a, 1100b unidos, una vez ensamblados, forman un ensamblaje VAD/dispositivo DIP 1102 como se muestra en la FIG. 11B.

Las FIG. 12A y 12B ilustran la adición de un líquido 1202 al ensamblaje VAD/dispositivo DIP 1102 de la FIG. 11B. El líquido 1202 puede añadirse a las aberturas distales 1204 y 1206 de cualquier de los respectivos dispositivos DIP 1100a, 1100b mostrados en la FIG. 12A. Según se vierte el líquido 1202 en el ensamblaje VAD/dispositivo DIP 1102, el líquido 1202 reemplaza el aire dentro del ensamblaje VAD/dispositivo DIP 1102. Sin embargo, pueden quedar burbujas de aire 1210 o formarse dentro del ensamblaje VAD/dispositivo DIP 1102. El líquido 1202 se añade al ensamblaje VAD/dispositivo DIP 1102 hasta que el nivel de líquido 1210 en cada dispositivo DIP 1100a, 1100b esté por encima de la salida de aire en el conducto externo 1212, 1214, que puede cerrarse mediante el acoplamiento de un conector de cierre macho en una posición cerrada. Mientras se está añadiendo el líquido 1202, el ensamblaje VAD/dispositivo DIP 1102 debe mantenerse en posición erguida, vertical, con los extremos distales hacia arriba. Con el nivel 1220 del líquido 1202 dentro del ensamblaje VAD/dispositivo DIP 1102 como se muestra en la FIG. 12B, los dispositivos DIP 1100a, 1100b después pueden ocluirse por debajo de la salida de aire en los conductos externos 1212, 1214, respectivamente, para cerrar el recipiente de líquido.

Volviendo a la FIG. 11, esta figura ilustra la oclusión de los dispositivos DIP 1100a, 1100b usando un par de pinzas 1102 y 1104, respectivamente. La FIG. 14 ilustra el giro del recipiente de líquido del ensamblaje VAD/dispositivo DIP 1102 cabeza abajo, causando que cualquier burbuja de aire 1402 atrapada se recoja en el VAD 1000. Si fuera necesario, el ensamblaje VAD/dispositivo 1102 puede agitarse o palmearse para agrupar o unir las burbujas de aire 1402 existentes en una única burbuja de aire.

Las burbujas de aire una vez recogidas después puede moverse de vuelta a uno o ambos dispositivos DIP 1100a, 1100b girando el ensamblaje VAD/dispositivo DIP 1102 de nuevo de modo que los dispositivos DIP 1100a, 1100b de nuevo apunten hacia arriba, como se muestra en la FIG. 14. Cuando el ensamblaje VAD/dispositivo DIP 1102 se giró boca abajo en la FIG. 14, el líquido contenido en el espacio entre las pinzas 1102 y 1104 y las aberturas proximales de los dispositivos DIP 1100a, 1100b vacía los dispositivos DIP 1100a, 1100b. La FIG. 15A ilustra la retirada de la pinza 1102 (no mostrada) del primer dispositivo DIP 1100a para permitir la adición de más líquido 1502 al ensamblaje VAD/dispositivo DIP 1102. El líquido 1502 puede añadirse al primer dispositivo DIP 1100a hasta que el nivel de líquido 1504 sube por encima de la salida de aire en el conducto externo 1212. Según se añade el líquido 1502, las burbujas de aire 1506 puede liberarse en el extremo distal abierto del primer dispositivo DIP 1100a. Una vez el nivel de líquido 1504 ha subido hasta un nivel adecuado y se han liberado las burbujas de aire 1506, el primer dispositivo DIP 1100a puede ocluirse de nuevo con la pinza 1102 como se muestra en la FIG. 11.

La FIG. 15B ilustra el segundo dispositivo DIP 1100b sin la pinza 1104, FIG. 11, que estaba sellando el líquido en el ensamblaje VAD/dispositivo DIP 1102 del espacio en el segundo dispositivo DIP 1100b. La FIG. 15B ilustra la adición de más líquido 1510 al segundo dispositivo DIP 1100b en el ensamblaje VAD/dispositivo DIP 1102. El líquido se añade como se muestra en la FIG. 15B hasta que el nivel de líquido en el segundo dispositivo DIP 1100b sube hasta un nivel adecuado por encima del conducto externo 1214 del segundo dispositivo DIP 1100b, y se libera cualquier burbuja de aire atrapada en la abertura del extremo distal del segundo dispositivo DIP 1100b del mismo modo que el mostrado en la FIG. 15A.

Este proceso de purga del segundo dispositivo DIP 1100b así como el proceso de purga del primer dispositivo DIP 1100a pueden repetirse tantas veces como sea necesario para conseguir un ensamblaje VAD/dispositivo DIP 1102 lleno de líquido, libre de burbujas de aire. Volviendo a la FIG. 16, esta figura muestra el ensamblaje VAD/dispositivo DIP 1102 ocluido con pinzas 1102 y 1104, y listo para manipulación adicional, incluyendo la conexión de cánulas al VAD 1000. El ensamblaje VAD/dispositivo DIP 1102 mostrado en la FIG. 16 se llena con un líquido y también se purga de cualquier burbuja de aire atrapada dentro de la parte de recipiente de líquido cerrado del ensamblaje VAD/dispositivo DIP 1102 entre las dos pinzas 1102 y 1104.

En general, las FIG. 17A a 27 ilustran la conexión de cánulas al ensamblaje VAD/dispositivo DIP 1102 de la FIG. 17A y la purga de las burbujas de aire del ensamblaje VAD/dispositivo DIP/cánulas resultante. Las FIG. 17A, 17B, y 17C ilustran la conexión de una primera cánula 1700 al ensamblaje VAD/dispositivo DIP 1102 mostrado en la FIG. 16. En la FIG. 17A, el ensamblaje VAD/dispositivo DIP 1102 purgado de aire, libre de burbujas se coloca mirando al extremo distal de la primera cánula 1700 de modo que la primera cánula 1700 esté en posición para su inserción en el primer dispositivo DIP 1100a en su extremo distal. La primera cánula 1700 es una cánula de salida con referencia al corazón del paciente ya que ésta es siempre la cánula que se conecta primero al VAD (y una cánula de entrada con referencia al VAD). Durante el proceso de conexión del ensamblaje cánulas-VAD/conector, el ensamblaje VAD/dispositivo DIP 1102 puede manipularse o manejarse en cualquier posición, incluyendo la vertical, mientras se retenga su estado purgado de aire y libre de burbujas. Aunque la primera cánula 1700 puede fijarse quirúrgicamente a un paciente (no mostrado) en un extremo de la cánula 1700, aún son posibles movimientos controlables, no

restringidos en el proceso de conexión del ensamblaje cánulas-VAD/conector independientemente del método de conexión o dispositivo de soporte circulatorio cardíaco que pueda usarse.

5 La FIG. 17B ilustra la adición de un líquido 1702 a la primera cánula 1700 y al primer dispositivo DIP 1100a mientras el primer dispositivo DIP 1100a permanece ocluido por la pinza 1102. En la FIG. 17C, se añade el líquido 1702 tanto a la primera cánula 1700 como al primer dispositivo DIP 1100a según se colocan el extremo abierto de la primera cánula 1700 y el extremo distal del dispositivo DIP 1100a en estrecha proximidad entre sí. El líquido 1702 se vierte en ambos según se inserta la cánula 1700 en el primer dispositivo DIP 1100a. Esto minimiza la posibilidad de que entren burbujas de aire en el espacio dentro del primer dispositivo DIP 1100a.

10 La FIG. 18 ilustra la primera cánula 1700 parcialmente insertada en el primer dispositivo DIP 1100a. La cánula 1700 se inserta hasta que el extremo avanza pasado el anillo flexible semi-cerrado interior 1800. En la FIG. 19, la pinza 1102 que ocluye el primer dispositivo DIP 1100a se retira, creando un recipiente cerrado de líquido en la primera cánula 1700, el primer dispositivo DIP 1100a, el VAD 1000, y el segundo dispositivo DIP 1100b hasta el punto en que la pinza 1104 crea la oclusión restante. La FIG. 20 ilustra la inserción adicional de la primera cánula 1700 en el primer dispositivo DIP 1100a hasta que se establece una conexión en el conector 2000 con el acceso de entrada del VAD 1000.

15 Una vez se ha conectado la cánula de salida al ensamblaje VAD/dispositivo DIP y se ha purgado, el proceso debe repetirse para la cánula de entrada (con referencia al corazón del paciente). Volviendo a la FIG. 21, se muestra una segunda cánula 1720 antes de su inserción en el segundo dispositivo DIP 1100b que aún está ocluido por la pinza 1104. La FIG. 22 ilustra el líquido 2202 siendo vertido en los extremos distales de la segunda cánula 1720 y el segundo dispositivo DIP 1100b. En la FIG. 21, el líquido 2102 se está vertiendo simultáneamente tanto en la segunda cánula 1720 como en el segundo dispositivo DIP 1100b según se inserta la segunda cánula 1720 en el segundo dispositivo DIP 1100b, evitando de este modo la introducción de aire en el ensamblaje VAD/dispositivo DIP 1102. En la FIG. 24, la segunda cánula 1720 se inserta en el ensamblaje VAD/dispositivo DIP 1102 de modo que punta de la segunda cánula 1720 se mueve más allá del anillo flexible semi-cerrado interior 2402. La pinza 1104 permanece en su sitio, ocluyendo parcialmente el ensamblaje VAD/dispositivo DIP 1102.

20 Según se inserta la segunda cánula 1720 en el segundo dispositivo DIP 1100b, pueden formarse burbujas de aire 2502 en el espacio dentro del segundo dispositivo DIP 1720 como se muestra en la FIG. 25A. Estas burbujas de aire puede retirarse utilizando una jeringa que se inserta en el conducto externo 2504 del segundo dispositivo DIP 1100b después de retirar el conector macho 126 del conector hembra 120 (FIG. 1, 2, y 3). En la FIG. 25B, la jeringa 2510, llena con un líquido y con el émbolo 2512 extendido, se muestra insertada en el conducto externo 2504 del segundo dispositivo DIP 1100b. En la FIG. 25C, el émbolo 2512 de la jeringa 2510 se muestra pulsado hacia abajo, lo que inyecta el líquido en el segundo dispositivo DIP 1100b, creando de este modo presión adicional en el segundo dispositivo DIP 1100b.

25 Volviendo a la FIG. 25D, el émbolo 2510 se muestra con el émbolo 2512 extendido hacia arriba. Esto causa que las burbujas de aire 2508 se extraigan del segundo dispositivo DIP 1100b al interior de la jeringa 2510. Una vez se ha hecho esto, la jeringa 2510 se retira del conducto externo 2504 del segundo dispositivo DIP 1100b, el conector macho 126 se encaja de nuevo sobre el conector hembra 120 (FIG. 1, 2, y 3), y se retira la pinza 1104, como se muestra en la FIG. 26. La FIG. 27 muestra la cánula 1720 insertada adicionalmente en el segundo dispositivo DIP 1100b hasta que se establece una conexión en el conector 2004 con el acceso de salida del VAD 1000. El resultado es un ensamblaje VAD/dispositivo DIP/cánulas 2700 purgado de aire, libre de burbujas.

30 En general, las FIG. 28A y 28B ilustran la retirada del primer dispositivo DIP 1100a del ensamblaje VAD/dispositivo DIP/cánulas 2700 y las FIG. 29A y 29B ilustran la retirada del segundo dispositivo DIP 1100b. El primer dispositivo DIP 1100a se desprende del ensamblaje VAD/dispositivo DIP/cánulas 2700 tirando de la aleta 2802a, dejando el ensamblaje 2700 mostrado en la FIG. 28B. Este proceso se repite para la segunda cánula 1720 como se muestra en la FIG. 29A, siendo el resultado final el ensamblaje cánulas/VAD 2900 mostrado en la FIG. 29B, donde las cánulas 1700 y 1720 se muestran conectadas al VAD 1000 a través de los conectores 2902 y 2904, respectivamente.

35 La FIG. 30 muestra un conector ejemplar 3000 que puede usarse para conectar cánulas a un VAD, tal como los conectores 2902 y 2904 mostrados en la FIG. 29. El conector 3000 tiene un extremo distal 3002 y un extremo proximal 3004 y puede unirse a los accesos de entrada y salida (no mostrados) de un VAD, con el extremo distal 3002 unido a los accesos. Los dispositivos DIP después se unen en el extremo proximal 3004 y después se unen también los extremos distales de las cánulas. El conector 3000 puede estar adaptado a las cánulas a unir de modo que se reduzca la turbulencia en el flujo de fluido en todo el sistema de soporte circulatorio cardíaco y se evite el drenaje de flujo desde el sistema o entrada de flujo de aire en el sistema. El conector 3000 puede estar hecho de acero inoxidable u otro material adecuado. La FIG. 31 muestra tres (3) ejemplos de cánulas que pueden utilizarse con realizaciones de la invención, tales como las cánulas 1700 y 1720 mostradas en la FIG. 29B.

40 La FIG. 32 muestra un diagrama de flujo que ilustra un método ejemplar de funcionamiento que usa dispositivos DIP que encarnan la invención para conectar cánulas a un dispositivo de soporte circulatorio cardíaco y después, usando el dispositivo DIP, para purgar cualquier burbuja de aire que pueda haber entrado en el ensamblaje

cánulas/dispositivo de soporte circulatorio cardíaco. El método de funcionamiento empieza en la etapa **3302** donde se conecta un dispositivo DIP a los accesos de entrada y salida de un dispositivo de soporte circulatorio cardíaco, que en este método ejemplar es un dispositivo de asistencia ventricular ("VAD"). Esta conexión se hace utilizando conectores que se unen a los accesos del VAD y se une un dispositivo DIP al extremo proximal de cada conector.

5 En la etapa **3304**, el ensamblaje VAD/DIP se gira con el VAD hacia abajo, y se vierte un líquido en ambos dispositivos DIP. Cada uno de los dispositivos DIP después puede ocluirse con una pinza. A continuación, en la etapa **3306**, se purgan las burbujas de aire del ensamblaje VAD/DIP invirtiendo el ensamblaje VAD/DIP, retirando una de las pinzas de un dispositivo DIP, y vertiendo más líquido en el dispositivo DIP para impulsar el aire atrapado fuera del extremo distal del dispositivo DIP. Esta secuencia de etapas se ilustra en las FIG. 15A y 15B.

10 En la etapa **3308**, se maniobra el ensamblaje VAD/DIP ocluido para posicionar los extremos distales de las cánulas enfocando a los extremos distales del ensamblaje, como se muestra en la FIG. 17A. En la siguiente etapa **3310**, las cánulas se insertan en el ensamblaje VAD/DIP mientras se vierte líquido en los extremos distales de las cánulas y el dispositivo DIP, y también vertiendo el líquido sobre el hueco entre las cánulas y los dispositivos DIP cuando se insertan las cánulas en los dispositivos DIP.

15 En la etapa **3312**, se purgan las burbujas de aire de cada uno de los dispositivos DIP. Se muestran más detalles de este proceso en las FIG. 25A, 25B, 25C, y 25D. En la etapa **3314**, se retiran las pinzas de los dispositivos DIP y se mueven las cánulas adicionalmente en los dispositivos DIP hasta que se hace una conexión entre las cánulas y los conectores unidos al VAD.

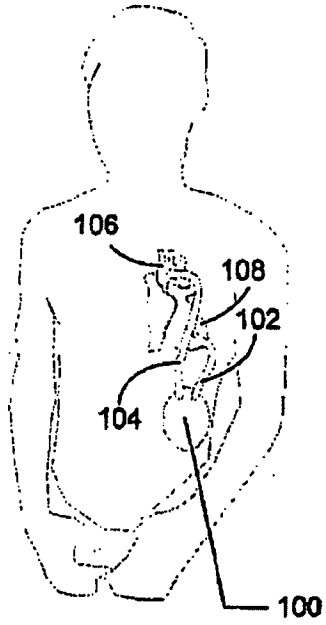
20 En la etapa **3316**, los dispositivos DIP se retiran del ensamblaje VAD/dispositivo DIP/cánulas, como se muestra en las FIG. 28A, 28B, 29A, y 29B. El proceso finaliza en la etapa **3318**, con el ensamblaje cánulas/VAD que se muestra en la FIG. 29B.

25 Aunque se han descrito diversas implementaciones de la invención, será evidente para los especialistas en la técnica que son posibles muchas más realizaciones e implementaciones que están dentro del alcance de esta invención. Además, se entenderá que la anterior descripción de una implementación se ha presentado con fines de ilustración y descripción. No es exhaustiva y no limita las invenciones reivindicadas a la forma precisa descrita. Son posibles modificaciones y variaciones a la luz de la anterior descripción o pueden adquirirse a partir de la práctica de la invención. Las reivindicaciones y sus equivalentes definen el alcance de la invención.

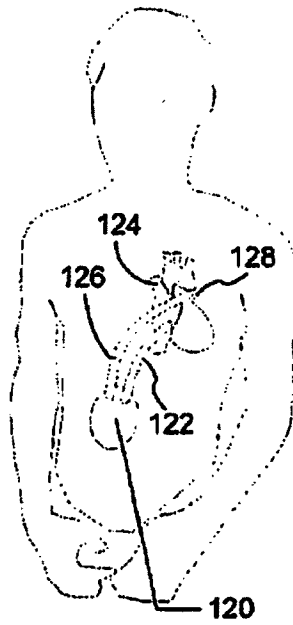
30

REIVINDICACIONES

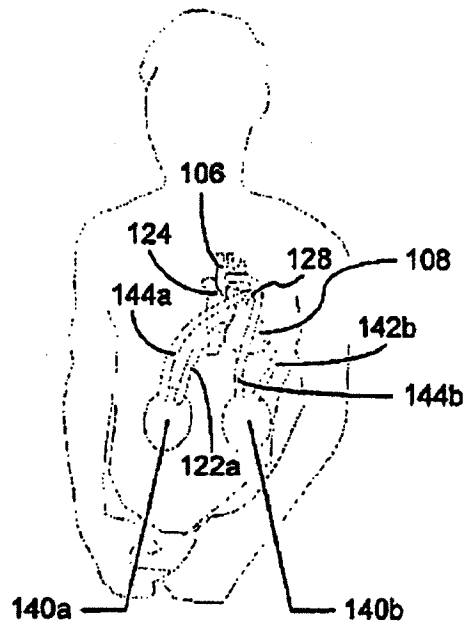
- 5 1. Un dispositivo desechable de purga ("DIP") (300) para conectar cánulas a un dispositivo de soporte circulatorio cardiaco para su uso en un sistema de soporte circulatorio cardiaco, comprendiendo el dispositivo DIP (300):
- 10 un cuerpo de dispositivo (302) que tiene un extremo distal (304) y un extremo proximal (306);
una salida de aire (310) formada en el cuerpo de dispositivo (302) entre el extremo distal (304) y el extremo proximal (306); y
un conducto externo dispuesto radialmente (322) posicionado en la salida de aire (310);
caracterizado porque el dispositivo DIP comprende:
- 15 un anillo flexible semi-cerrado interior (308) posicionado en la superficie interna del cuerpo de dispositivo (302); y
en el que el cuerpo de dispositivo (302) incluye una sección de desprendimiento (324) configurada para poder separarse del resto del cuerpo de dispositivo para permitir la retirada del dispositivo DIP una vez se han conectado las cánulas al dispositivo de soporte circulatorio cardiaco.
- 20 2. El dispositivo DIP (300) de la reivindicación 1, que incluye adicionalmente:
un conector hembra (320) configurado para encajar en el conducto externo (322); y
un conector macho (326) configurado para cubrir o tapar el conector tipo hembra (320).
- 25 3. El dispositivo DIP (300) de la reivindicación 2, donde el conector hembra (320) es un conector tipo luer y el conector macho (326) es un conector de cierre luer.
4. El dispositivo DIP (300) de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en el que la sección de desprendimiento (324) incluye una aleta (324a) que se extiende desde la sección de desprendimiento (324) y está posicionada para agarrarse y extraerse del cuerpo de dispositivo (302).
- 30 5. El dispositivo DIP (300) de la reivindicación 1, en el que el dispositivo DIP (300) está hecho de un material elastomérico o polimérico natural o sintético.



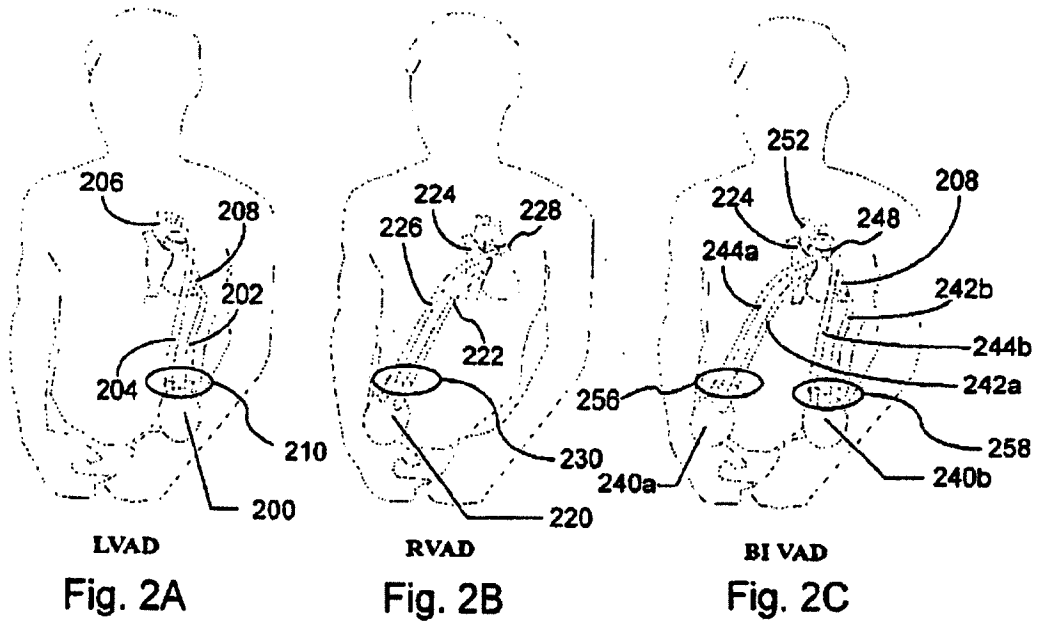
LVAD
Fig. 1A

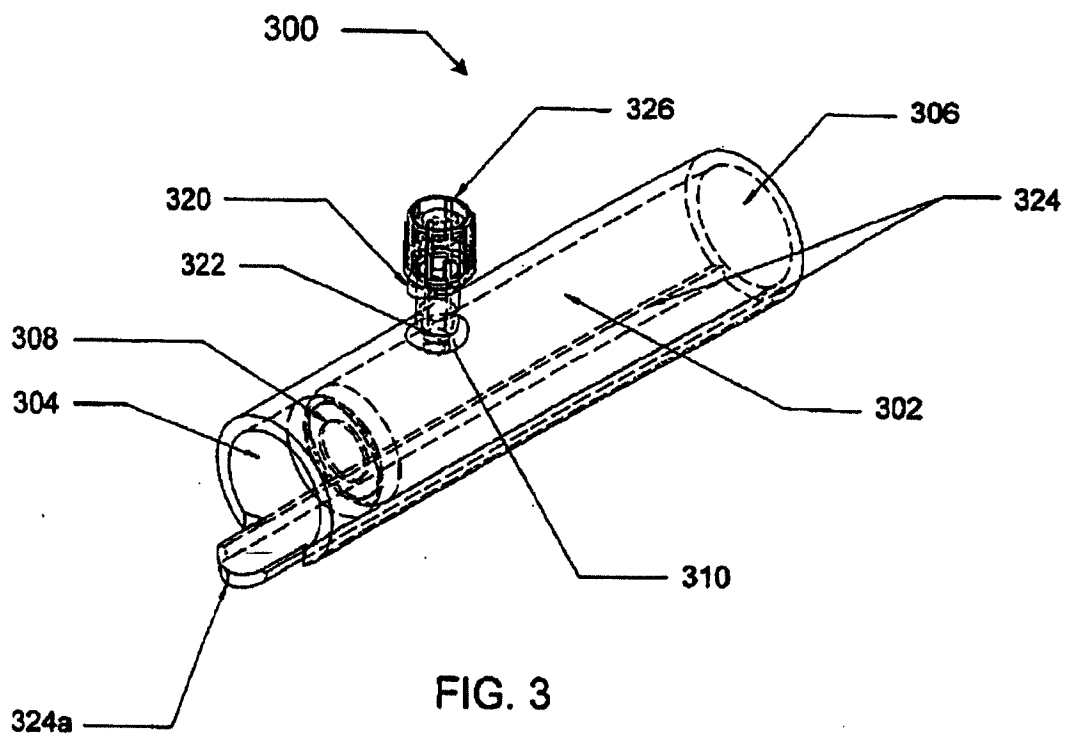


RVAD
Fig. 1B



BiVAD
Fig. 1C





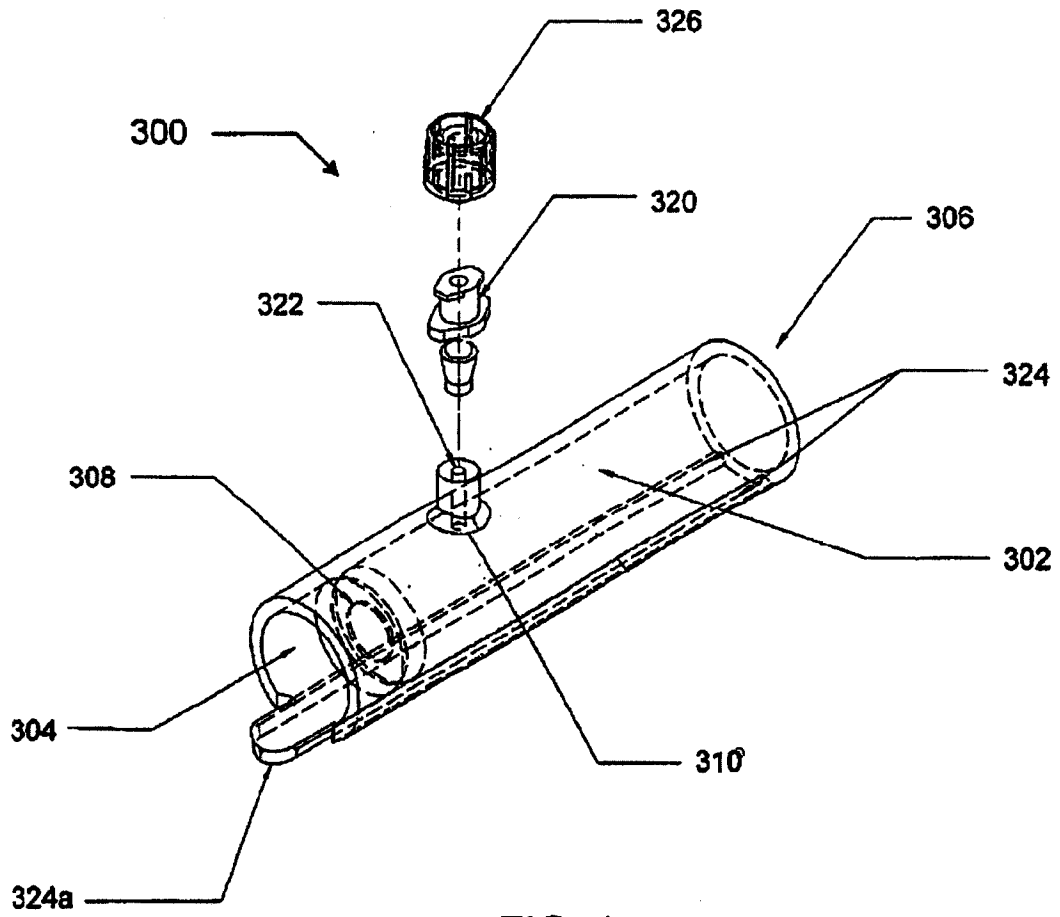


FIG. 4

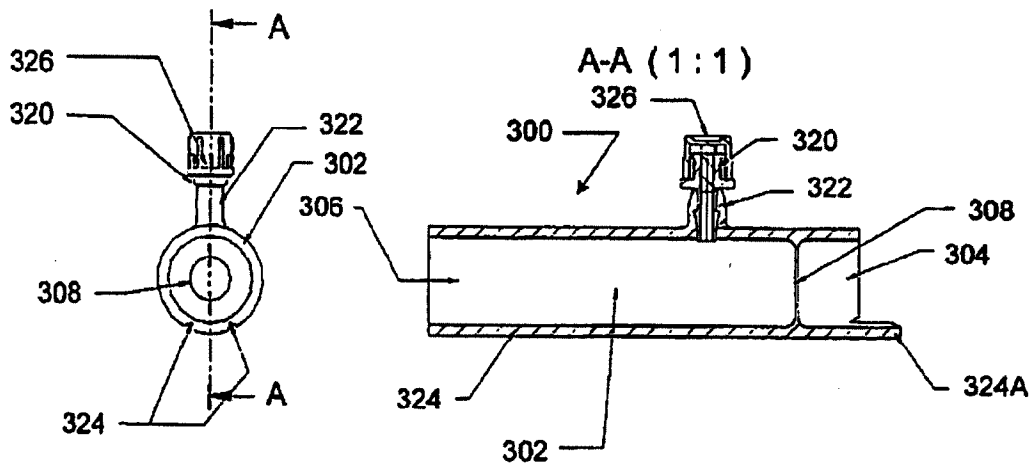


FIG. 5A

FIG. 5B

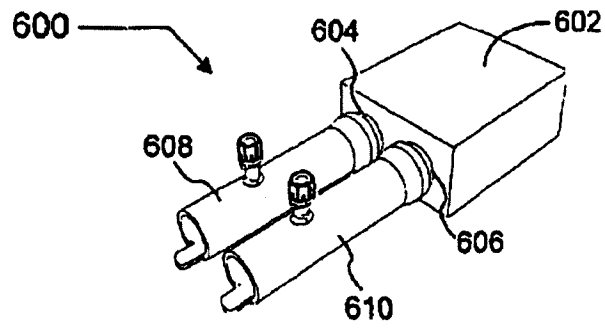


Fig. 6A

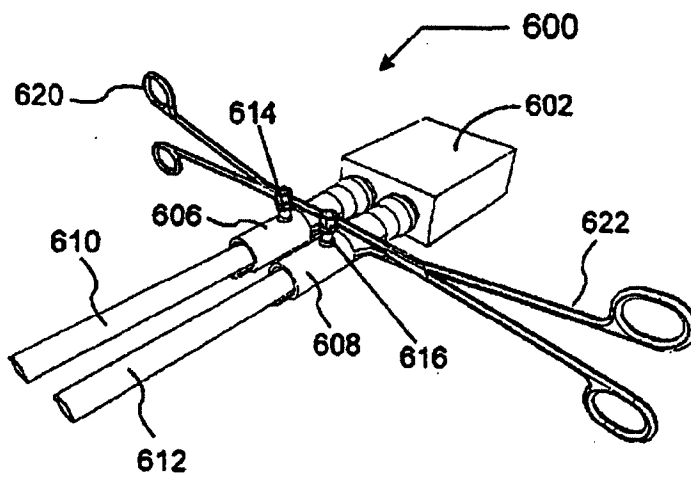


Fig. 6B

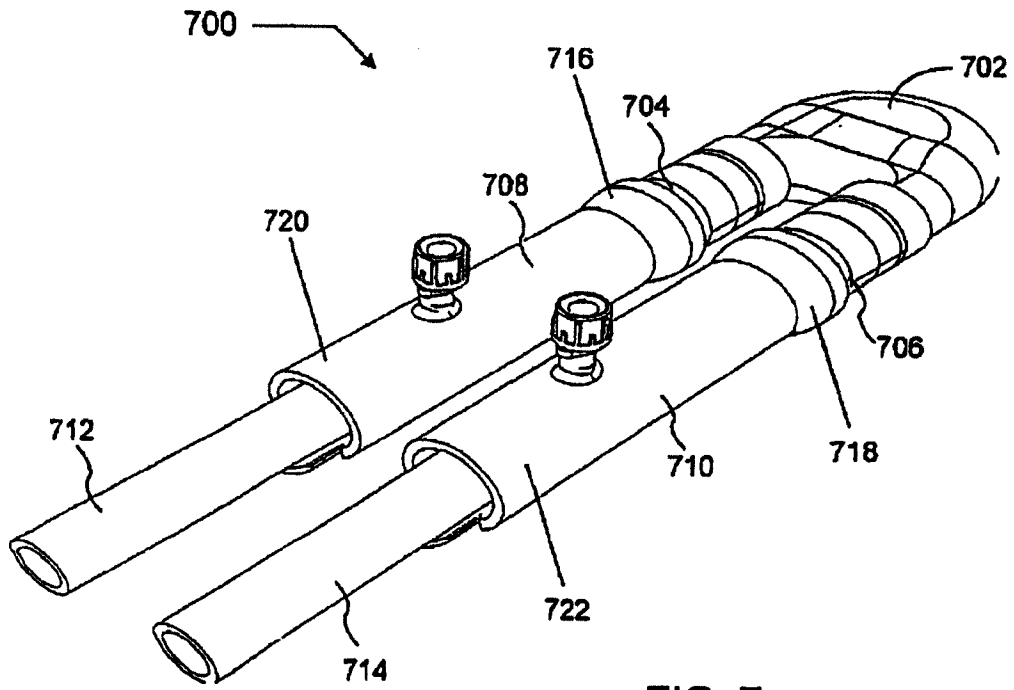


FIG. 7

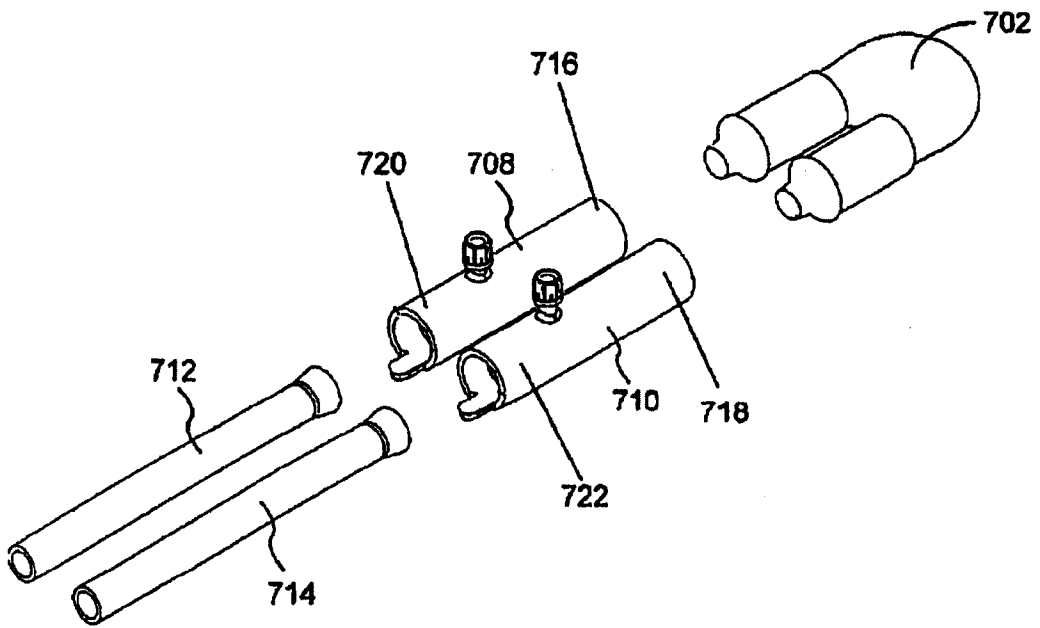


FIG. 8

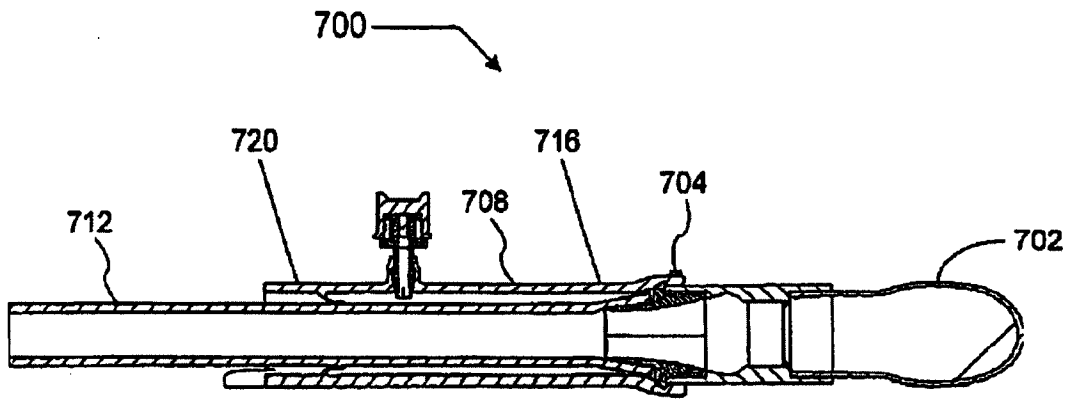


FIG. 9

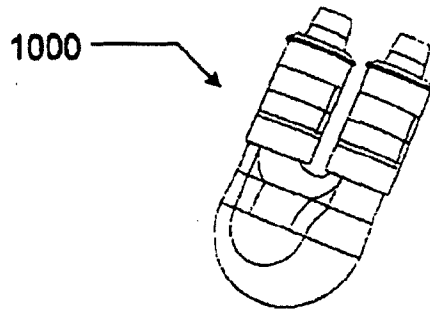


FIG. 10

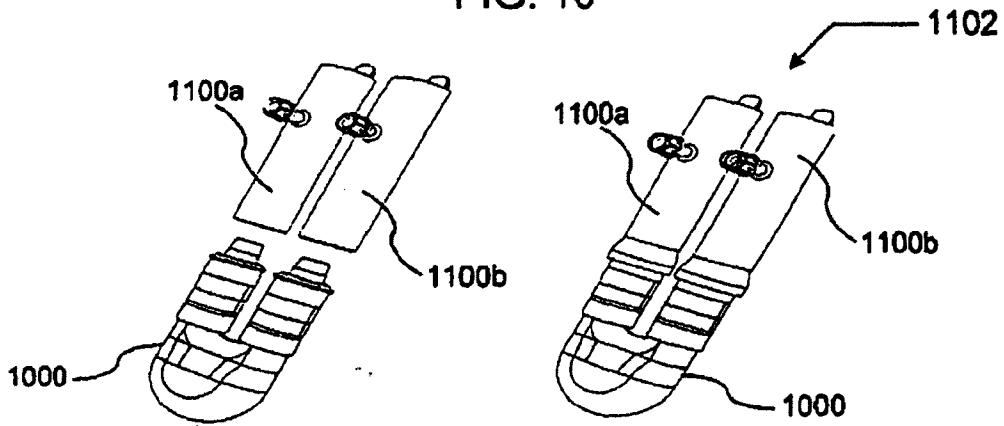


FIG. 11A

FIG. 11B

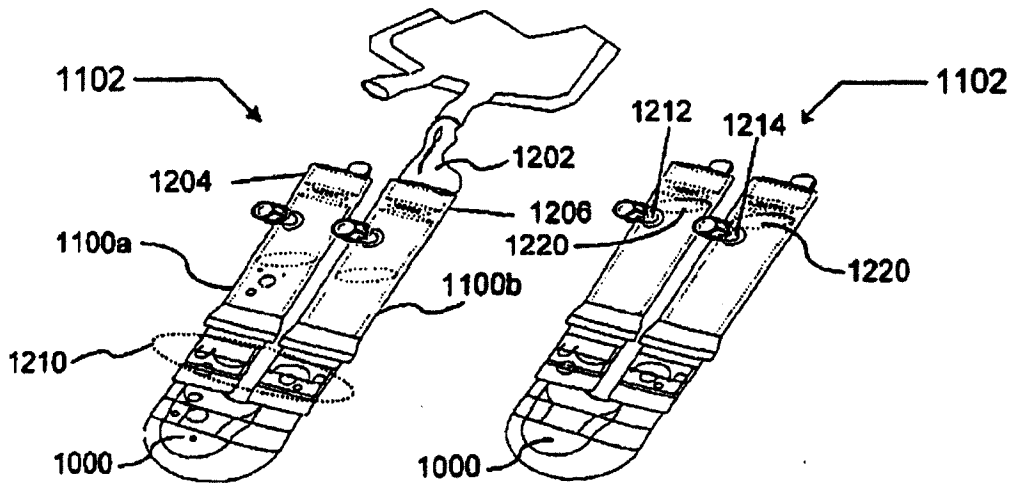


FIG. 12A

FIG. 12B

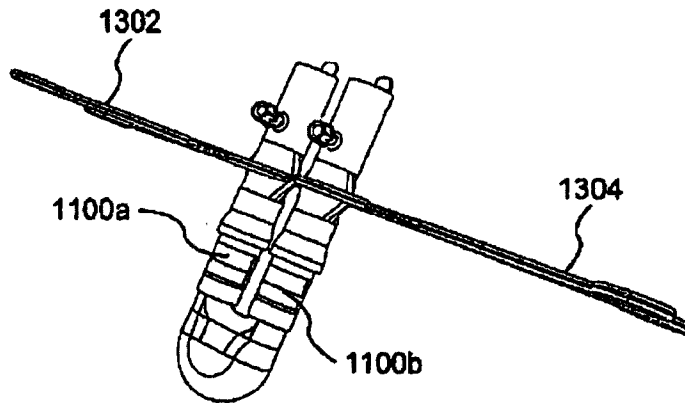


FIG. 13

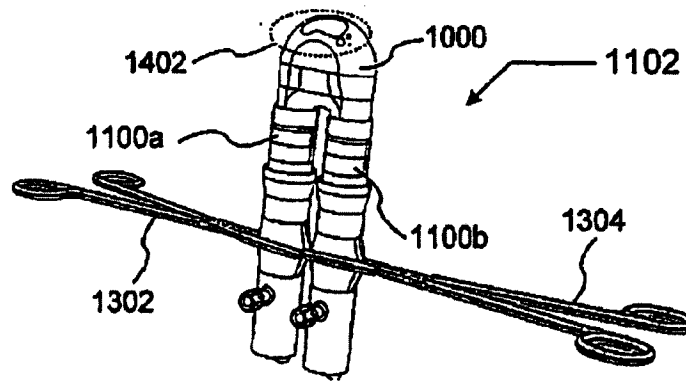


FIG. 14

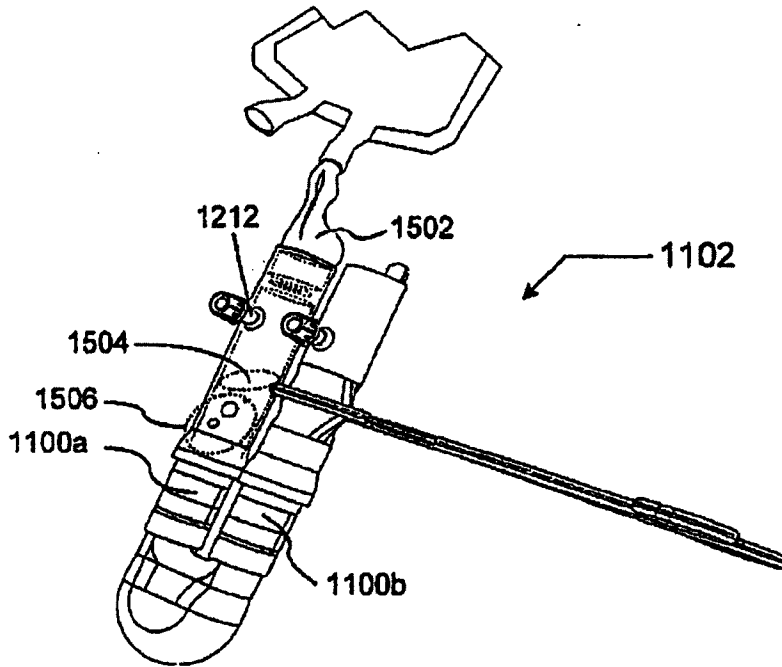


FIG. 15A

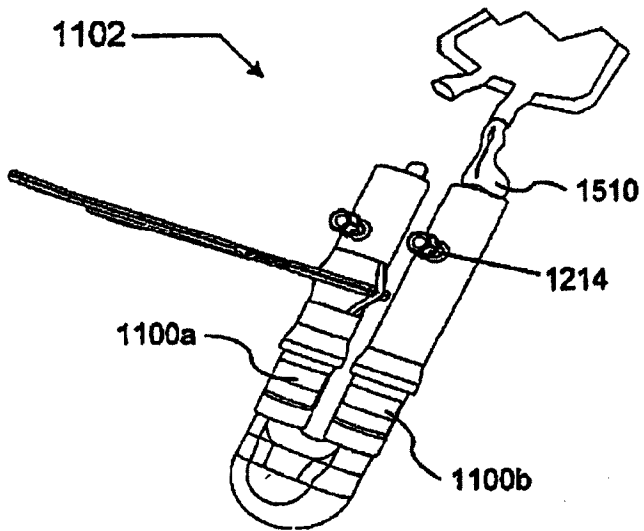


FIG. 15b

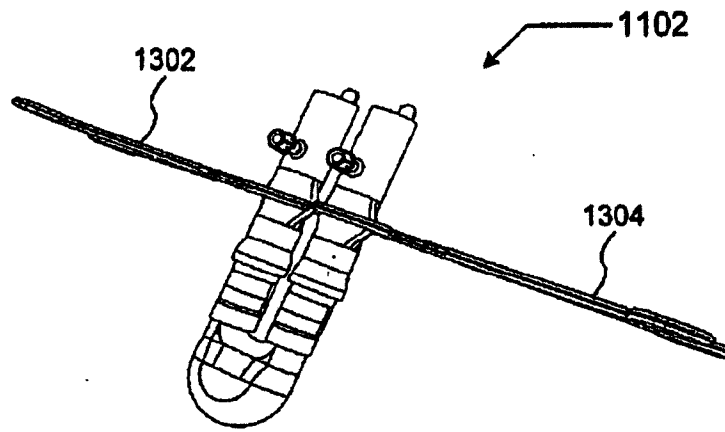


FIG. 16

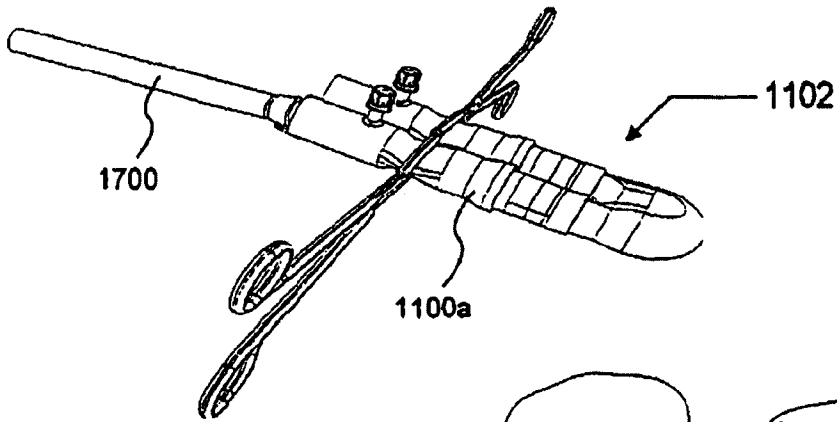


FIG. 17A

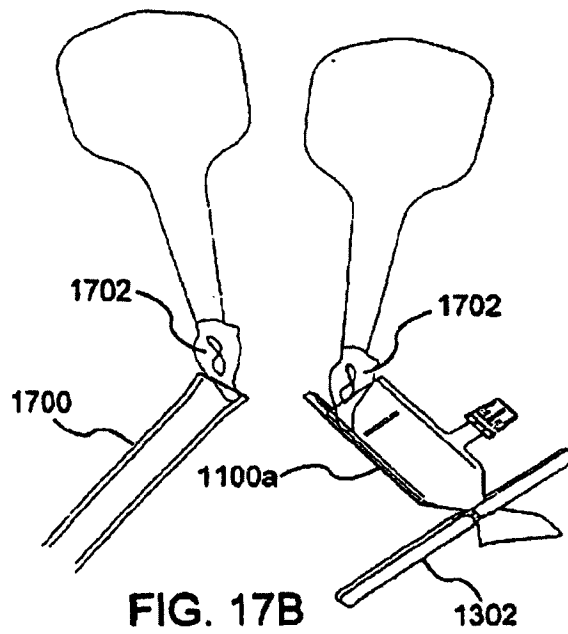


FIG. 17B

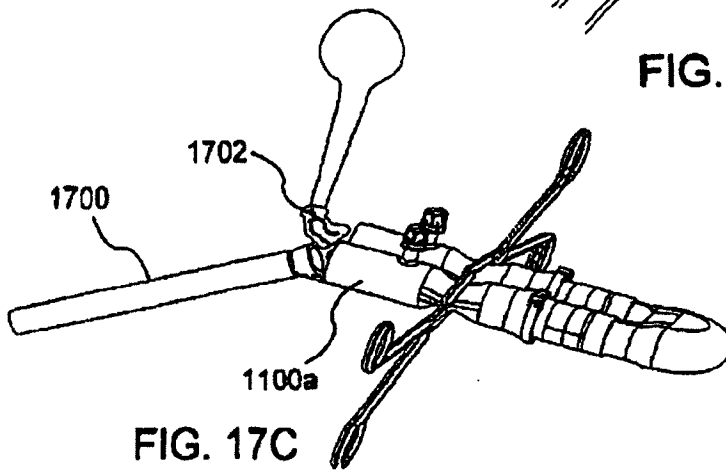


FIG. 17C

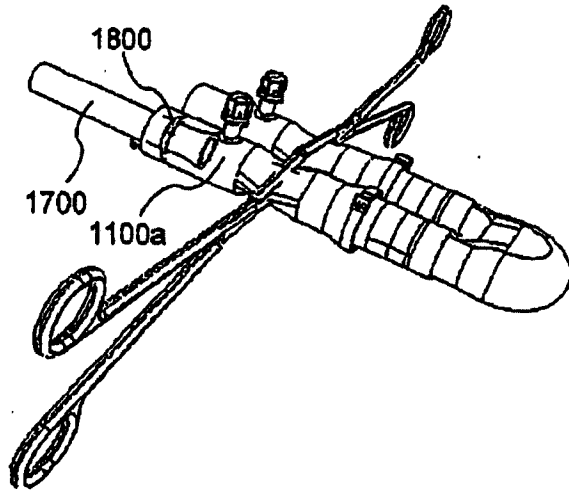


FIG. 18

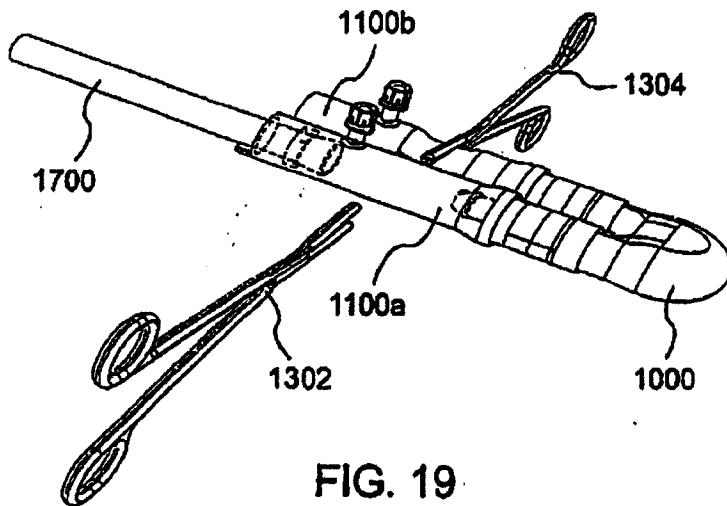


FIG. 19

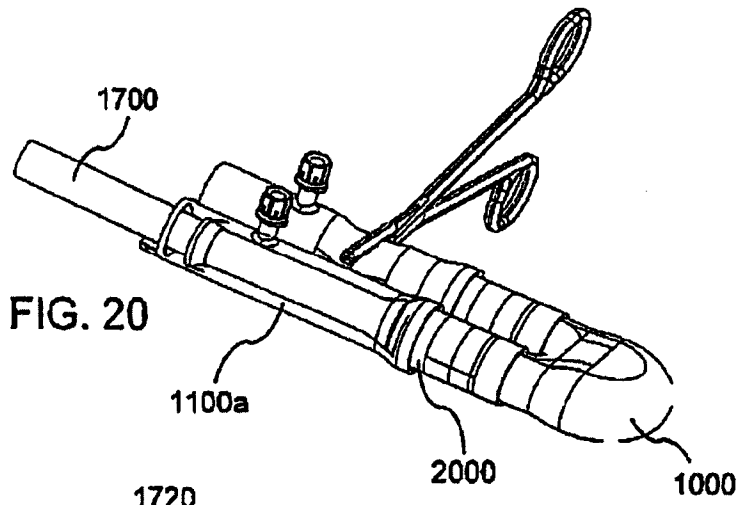


FIG. 20

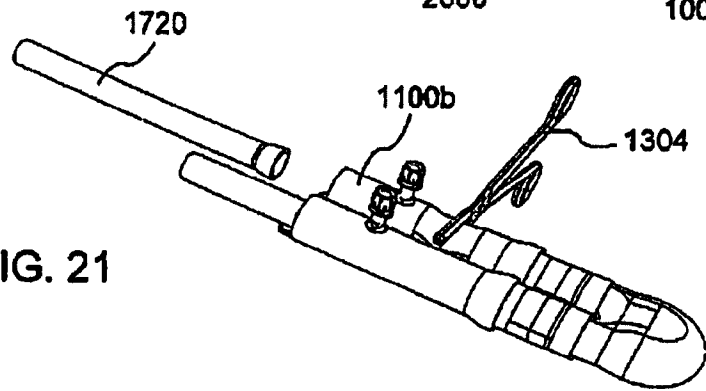


FIG. 21

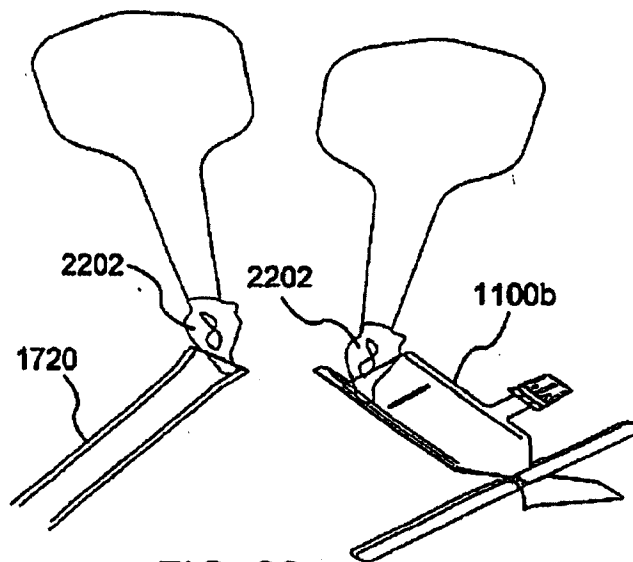


FIG. 22

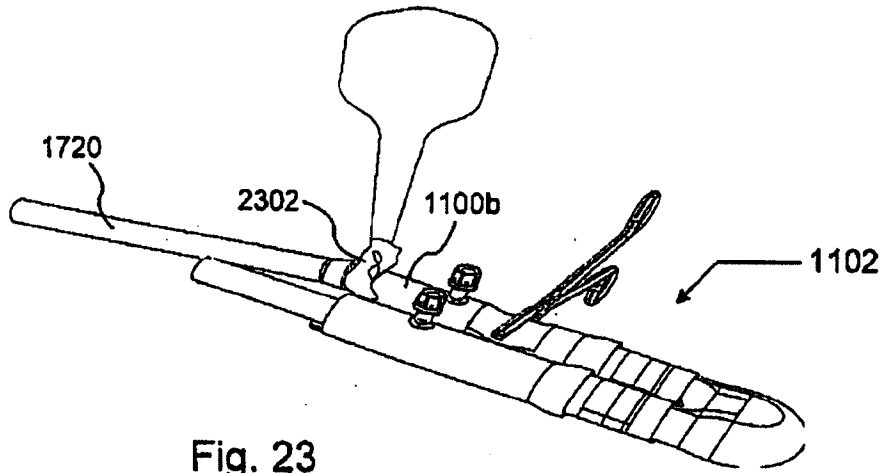


Fig. 23

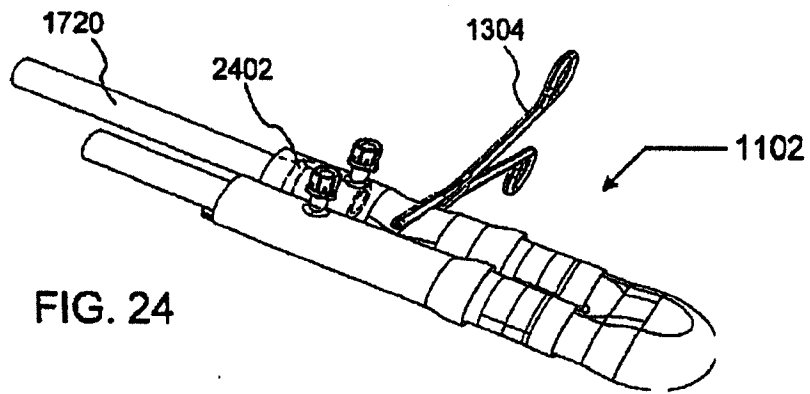


FIG. 24

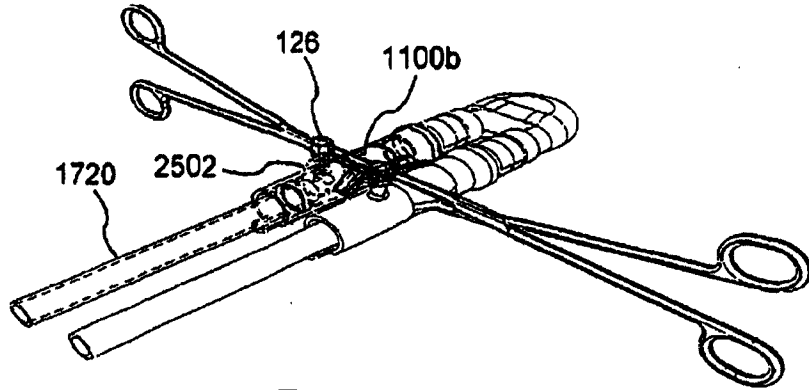


FIG. 25A

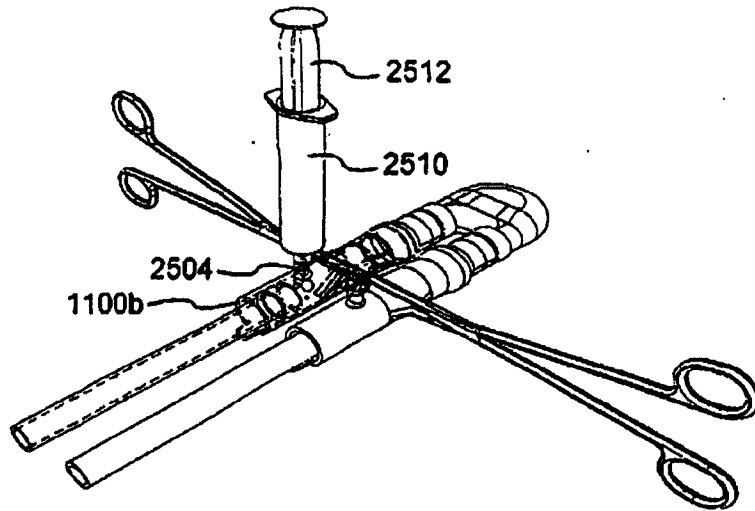


FIG. 25B

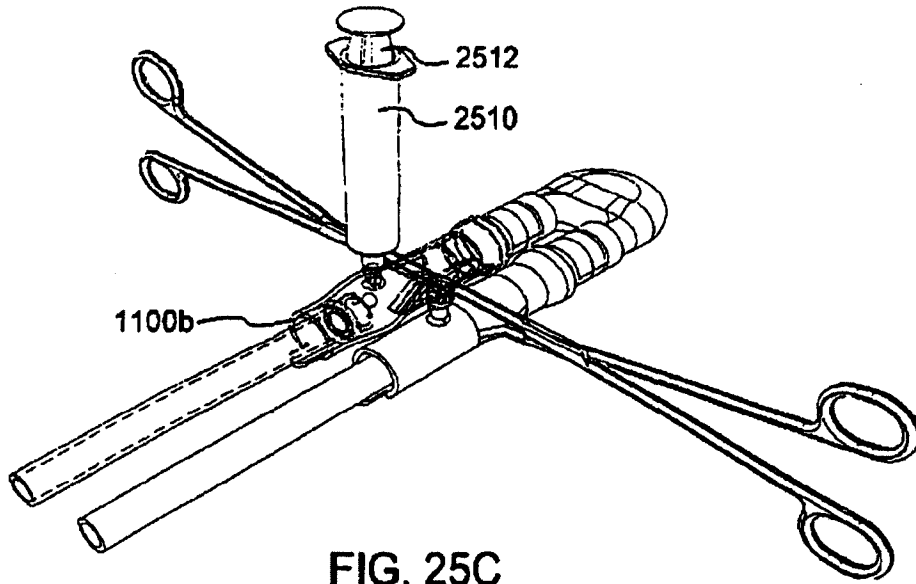


FIG. 25C

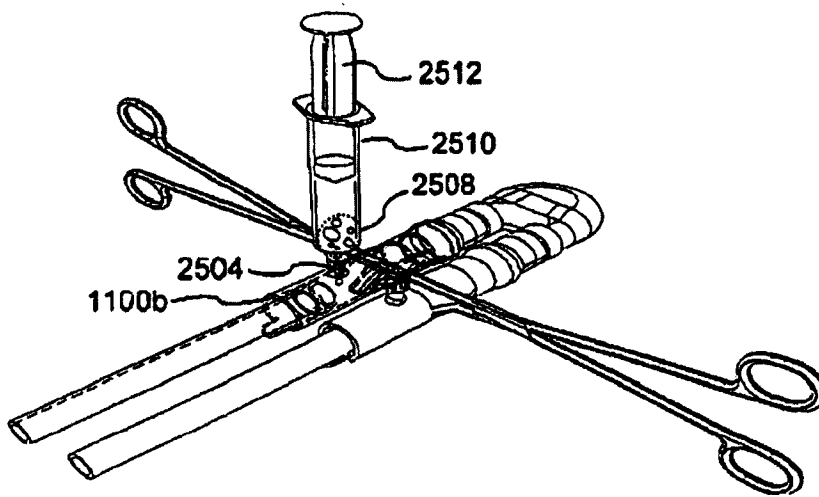


FIG. 25D

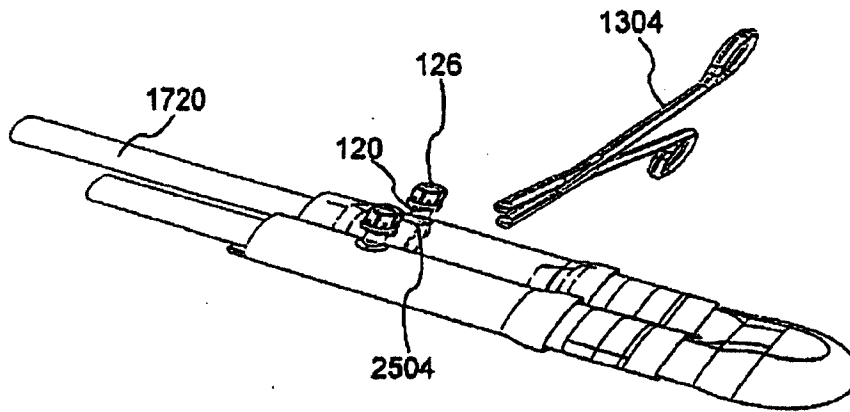


FIG. 26

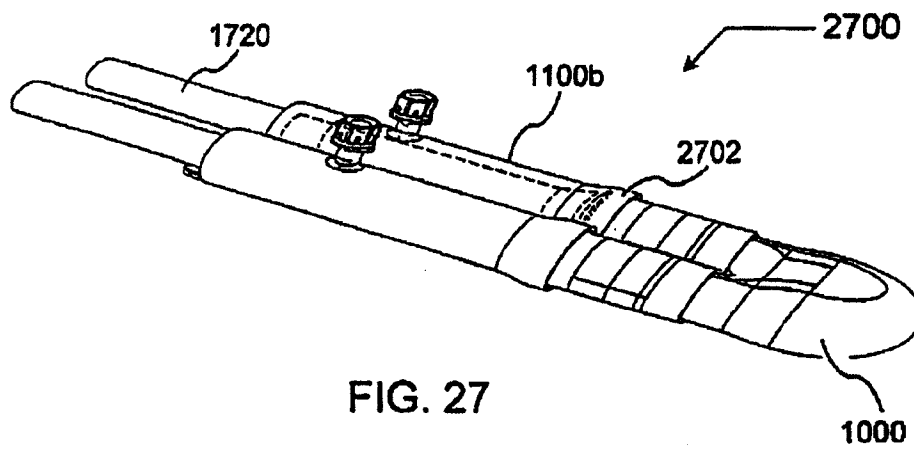


FIG. 27

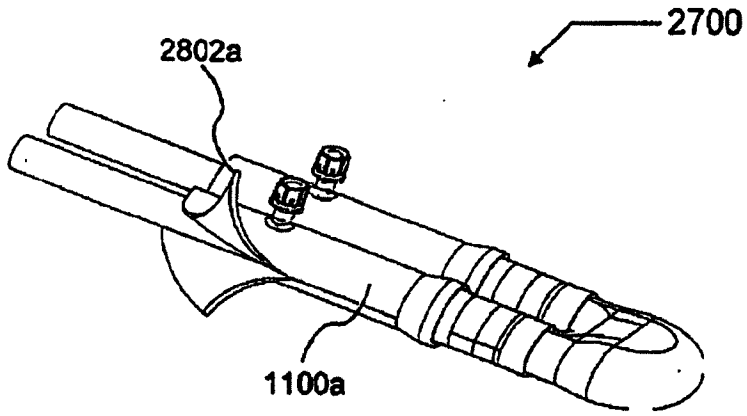


FIG. 28A

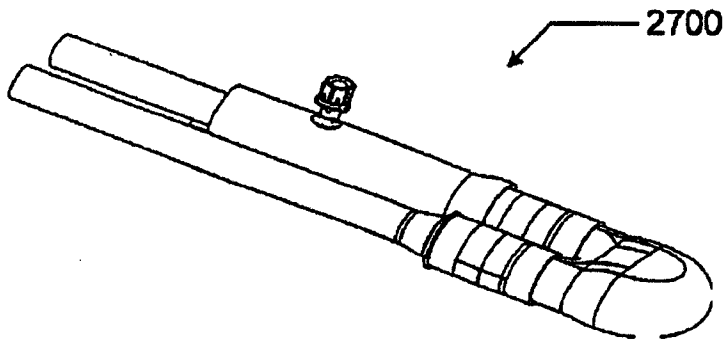


FIG. 28b

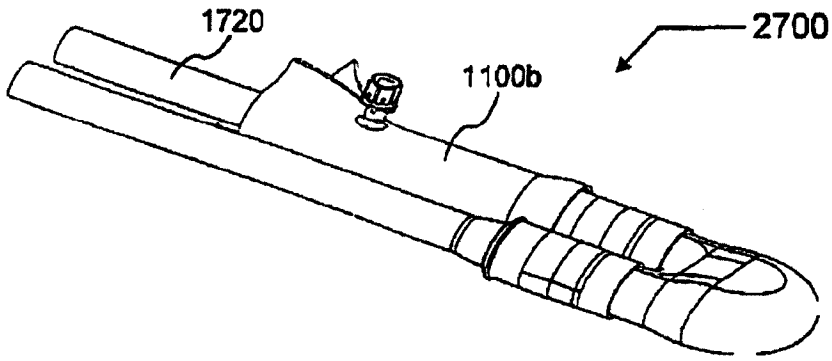


FIG. 29A

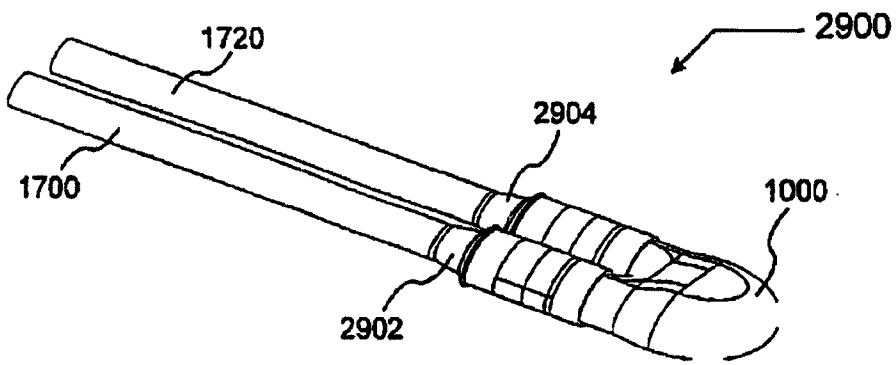


FIG. 29B

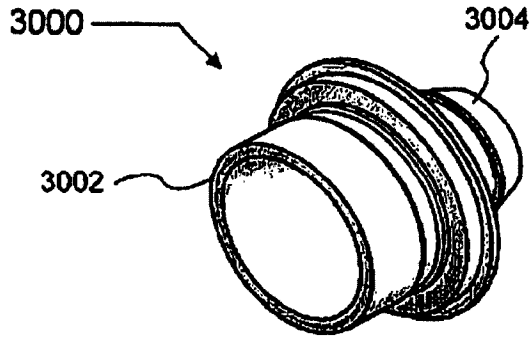


FIG. 30

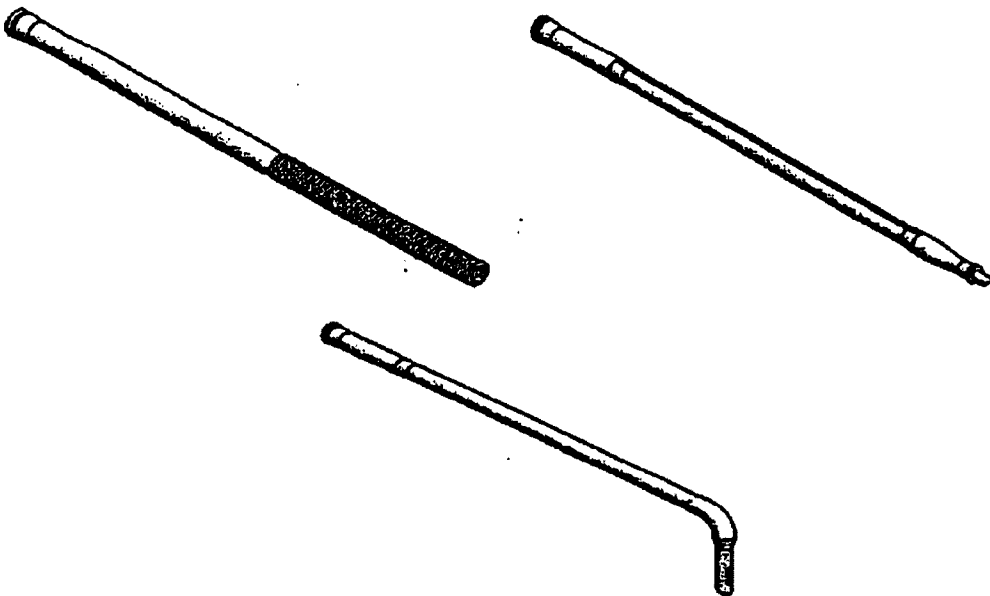


FIG. 31

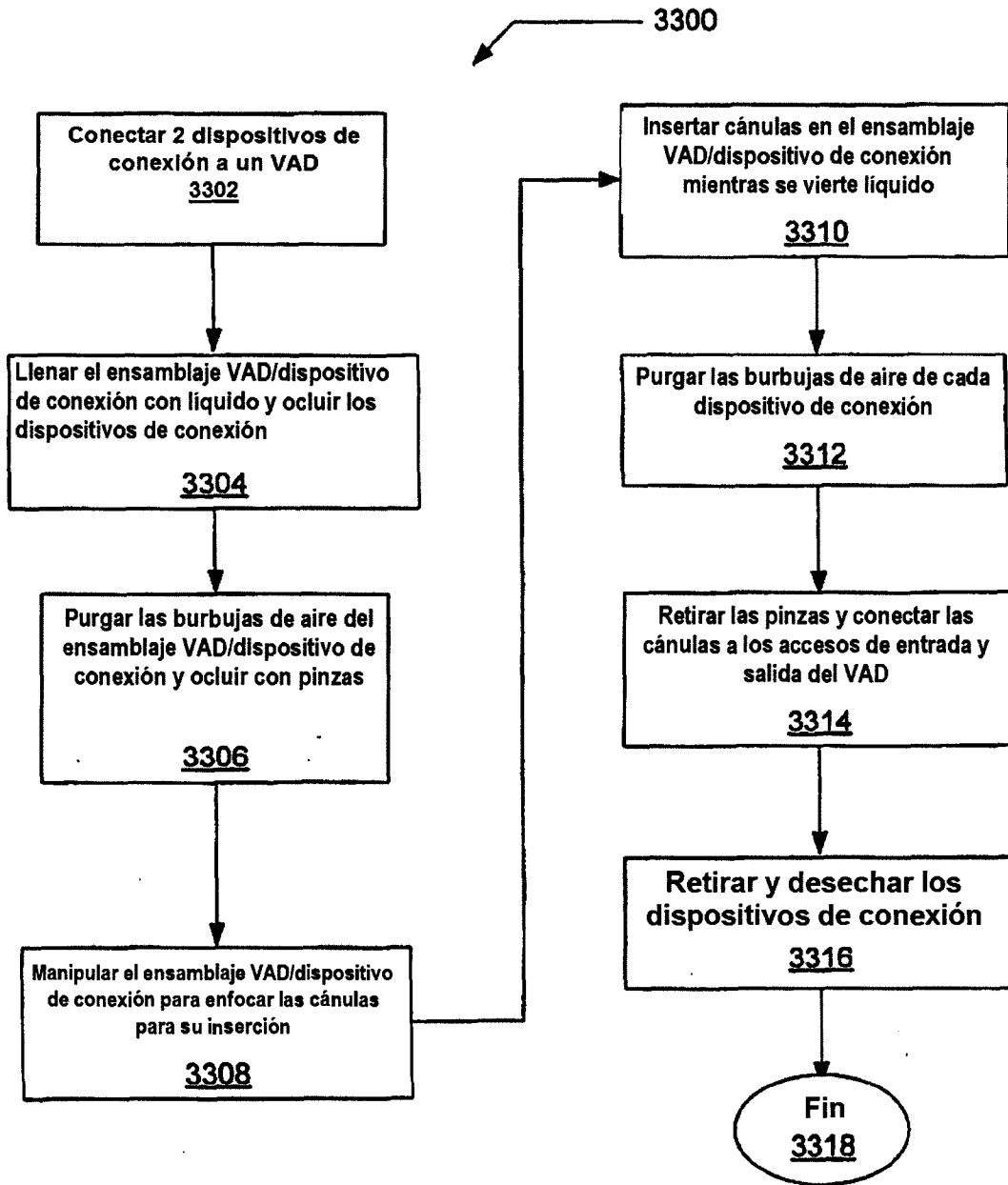


FIG. 32