

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **3 014 221**

51 Int. Cl.:

A61M 1/14 (2006.01)

F04B 43/073 (2006.01)

F04B 23/08 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **27.10.2017** **E 20213906 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **29.01.2025** **EP 3824919**

54 Título: **Máquina de fluidoterapia médica que incluye una caja de bomba neumática y acumuladores para esta**

30 Prioridad:

27.10.2016 US 201615336266

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

21.04.2025

73 Titular/es:

BAXTER INTERNATIONAL INC (50.00%)

One Baxter Parkway

Deerfield, IL 60015, US y

VANTIVE HEALTH GMBH (50.00%)

72 Inventor/es:

BOYLAN,, CHARLES WAYNE

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 3 014 221 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

Máquina de fluidoterapia médica que incluye una caja de bomba neumática y acumuladores para esta

5 Antecedentes

La presente divulgación se refiere, en general, a dispositivos, sistemas y métodos para máquinas de administración de fluidos médicos. Más específicamente, la presente divulgación se refiere a máquinas de administración de fluidos médicos, tales como máquinas de terapia para insuficiencia renal, que emplean el bombeo neumático.

Con respecto a las máquinas de terapia para insuficiencia renal, debido a diversos motivos, el sistema renal de una persona puede fallar. La insuficiencia renal produce varios trastornos fisiológicos. Ya no es posible equilibrar el agua y los minerales o excretar la carga metabólica diaria. Los productos finales tóxicos del metabolismo del nitrógeno (urea, creatinina, ácido úrico y otros) se pueden acumular en la sangre y los tejidos.

La insuficiencia renal y la función renal reducida se han tratado con diálisis. La diálisis elimina los desechos, las toxinas y el exceso de agua del cuerpo que los riñones que funcionan con normalidad eliminarían de otra manera. El tratamiento de diálisis para el reemplazo de las funciones renales es fundamental para muchas personas porque el tratamiento les salva la vida.

Un tipo de terapia para la insuficiencia renal es la hemodiálisis ("HD"), que, en general, utiliza la difusión para eliminar los productos de desecho de la sangre de un paciente. Se produce un gradiente de difusión a través del dializador semipermeable entre la sangre y una solución de electrolitos denominada dializado o fluido de diálisis para provocar la difusión.

La hemofiltración ("HF") es una terapia de reemplazo renal alternativa que se basa en un transporte convectivo de toxinas desde la sangre del paciente. La HF se logra agregando fluido de sustitución o reemplazo al circuito extracorpóreo durante el tratamiento (por lo general, de diez a noventa litros de tal fluido). El fluido de sustitución y el fluido acumulado por el paciente entre tratamientos es ultrafiltrado durante el transcurso del tratamiento de HF, proporcionando un mecanismo de transporte convectivo que es particularmente beneficioso a la hora de eliminar moléculas medianas y grandes (en hemodiálisis se elimina una pequeña cantidad de desechos junto con el fluido ganado entre las sesiones de diálisis; sin embargo, el arrastre de soluto de la eliminación de ese ultrafiltrado no es suficiente para proporcionar una depuración convectiva).

La hemodiafiltración ("HDF") es una modalidad de tratamiento que combina las depuraciones convectivas y difusivas. La HDF utiliza fluido de diálisis que fluye a través de un dializador, similar a la hemodiálisis estándar, para proporcionar una depuración difusiva. De manera adicional, la solución de sustitución se proporciona directamente al circuito extracorpóreo, proporcionando una depuración convectiva.

La mayoría de los tratamientos de HD (HF, HDF) se realizan en centros. Hoy en día, existe una tendencia hacia la hemodiálisis domiciliaria ("HHD") en parte porque la HHD se puede realizar a diario, ofreciendo beneficios terapéuticos sobre los tratamientos de hemodiálisis en los centros, que se realizan, por lo general, dos o tres veces a la semana. Los estudios han demostrado que los tratamientos frecuentes eliminan más toxinas y productos de desecho que un paciente que recibe tratamientos con menos frecuencia, aunque quizá más largos. Un paciente que recibe tratamientos más frecuentes no experimenta tanto ciclo de bajada como un paciente que acude a un centro, que ha acumulado toxinas durante dos o tres días antes de un tratamiento. En determinadas áreas, el centro de diálisis más cercano puede estar muy lejos de la casa de los pacientes, lo cual hace que el tiempo de tratamiento puerta a puerta consuma una gran parte del día. La HHD puede tener lugar durante la noche o durante el día mientras el paciente se relaja, trabaja o es productivo de otra manera.

Otro tipo de tratamiento para la insuficiencia renal es la diálisis peritoneal, que infunde una solución de diálisis, también denominada fluido de diálisis, en la cavidad peritoneal del paciente a través de un catéter. El fluido de diálisis entra en contacto con la membrana peritoneal de la cavidad peritoneal. Los desechos, las toxinas y el exceso de agua pasan desde el torrente sanguíneo del paciente, a través de la membrana peritoneal y hacia el fluido de diálisis debido a la difusión y la ósmosis, es decir, se produce un gradiente osmótico a través de la membrana. Un agente osmótico en la diálisis proporciona el gradiente osmótico. El fluido de diálisis utilizado o gastado se drena del paciente, eliminando los desechos, las toxinas y el exceso de agua del paciente. Este ciclo se repite, por ejemplo, varias veces.

Existen diversos tipos de terapias de diálisis peritoneal, incluidas la diálisis peritoneal continua ambulatoria ("DPCA"), la diálisis peritoneal automatizada ("DPA") y la diálisis de flujo con modalidad "TIDAL" (o "mareas") y la diálisis peritoneal de flujo continuo ("DPFC"). La DPCA es un tratamiento de diálisis manual. En este caso, el paciente conecta manualmente un catéter implantado a un drenaje para permitir que el fluido de dializado utilizado o gastado se drene de la cavidad peritoneal. Luego, el paciente conecta el catéter a una bolsa de fluido de diálisis nuevo para infundir fluido de diálisis nuevo a través del catéter y hacia el paciente. El paciente desconecta el catéter de la bolsa de fluido de diálisis nuevo y permite que el fluido de diálisis permanezca dentro de la cavidad peritoneal, en donde tiene lugar la transferencia de desechos, toxinas y exceso de agua. Después de un período de permanencia, el paciente repite el

procedimiento de diálisis manual, por ejemplo, cuatro veces al día, durando cada tratamiento aproximadamente una hora. La diálisis peritoneal manual requiere una cantidad significativa de tiempo y esfuerzo por parte del paciente, dejando un amplio margen de mejora.

- 5 La diálisis peritoneal automatizada ("DPA") es similar a la DPCA en que el tratamiento de diálisis incluye los ciclos de drenaje, llenado y permanencia. Las máquinas de DPA, sin embargo, realizan los ciclos automáticamente, por lo general, mientras el paciente duerme. Las máquinas de DPA liberan a los pacientes de tener que realizar los ciclos de tratamiento manualmente y de tener que transportar suministros durante el día. Las máquinas de DPA se conectan fluidamente a un catéter implantado, a una fuente o bolsa de fluido de diálisis nuevo y a un drenaje de fluido. Las
- 10 máquinas de DPA bombean fluido de diálisis nuevo desde una fuente de fluido de diálisis, a través del catéter y hacia la cavidad peritoneal del paciente. Las máquinas de DPA también permiten que el fluido de diálisis permanezca dentro de la cavidad y la transferencia de desechos, toxinas y exceso de agua. La fuente puede incluir una serie de bolsas de solución de fluido de diálisis estériles.
- 15 Las máquinas de DPA bombean el dializado utilizado o gastado de la cavidad peritoneal, a través del catéter y hacia el drenaje. Al igual que con el proceso manual, se produce una serie de ciclos de drenaje, llenado y permanencia durante la diálisis. Un "último llenado" se produce al final de la DPA y permanece en la cavidad peritoneal del paciente hasta el siguiente tratamiento.
- 20 Cualquiera de las modalidades anteriores realizadas por una máquina puede emplear el bombeo neumático. El bombeo neumático, por lo general, implica la aplicación de presión de aire positiva y/o negativa a una membrana o diafragma de bombeo. La presión positiva se puede proporcionar a través de un compresor que alimenta un tanque o acumulador de presión positiva. La presión negativa se puede proporcionar a través de una bomba de vacío que alimenta un tanque o acumulador de presión negativa. Se pueden hacer intentos para eliminar el agua de la presión
- 25 positiva antes de que el aire sea alimentado al acumulador de tanque de presión positiva. El agua presente en el aire de presión positiva puede provocar corrosión dentro de las válvulas solenoides y en otros lugares.

Los componentes descritos anteriormente pueden generar calor o pueden funcionar de manera más eficaz en un entorno no calentado. En consecuencia, se necesita una mejor coordinación de tales componentes.

- 30 De manera adicional, el acumulador de presión positiva es eficaz únicamente hasta que su presión alcanza la necesaria para impulsar una determinada aplicación. Por ejemplo, puede estar presente un regulador de presión entre el acumulador de presión positiva y la aplicación, por ejemplo, una válvula de fluido. Si el regulador está configurado para suministrar 34,47 kPa (5 psig) para cerrar la válvula, por ejemplo, entonces el acumulador no puede suministrar
- 35 la presión necesaria para cerrar la válvula una vez que su presión desciende por debajo de 34,47 kPa (5 psig). Pueden existir situaciones en las que sea deseable que los acumuladores positivo y negativo suministren una presión positiva y negativa, respectivamente, durante el mayor tiempo posible. En consecuencia, existe una necesidad adicional de prolongar la vida útil de los acumuladores de presión neumáticos.
- 40 El documento US 5.628.908 divulga un sistema para diálisis peritoneal que comprende una cámara de bombeo con regiones superior e inferior generalmente dispuestas en posición vertical y un diafragma al que se aplica presión de fluido para hacer funcionar la cámara de bombeo. El sistema está diseñado para dirigir el líquido hacia la cavidad peritoneal del paciente únicamente desde la región inferior de la cámara de bombeo. De este modo, el aire se acumula en la región superior de la cámara de bombeo, que está orientada verticalmente, mientras se aísla la cavidad peritoneal
- 45 del paciente del aire presente en la cámara de bombeo.

El documento US 2016/082173 divulga un sistema de tratamiento médico, tal como un sistema de diálisis peritoneal, que incluye un sistema de control capaz de ajustar el volumen de fluido infundido hacia la cavidad peritoneal para impedir que el volumen de fluido intraperitoneal supere una cantidad preestablecida. El sistema de control puede realizar ajustes al añadir uno o más ciclos de terapia, lo que permite reducir los volúmenes de llenado en cada ciclo. Asimismo, el sistema de control puede permitir que el fluido se drene desde la cavidad peritoneal de la manera más completa posible antes de iniciar el siguiente ciclo de terapia. Además, el sistema de control puede ajustar el tiempo de permanencia del fluido dentro de la cavidad peritoneal durante los ciclos de terapia para completar una terapia dentro de un período de tiempo programado.

55 Sumario

De acuerdo con la presente invención, se proporciona una máquina de administración de fluidos médicos de acuerdo con la reivindicación 1.

- 60 Los ejemplos descritos en el presente documento divulgan dispositivos, sistemas y métodos de caja de bomba aplicables, por ejemplo, a la administración de fluidos para: tratamientos de plasmáferesis, hemodiálisis ("HD"), hemofiltración ("HF"), hemodiafiltración ("HDF") y terapia de reemplazo renal continua ("TRRC"). Por lo tanto, los dispositivos, sistemas y métodos de caja de bomba descritos en el presente documento también son aplicables a la
- 65 diálisis peritoneal ("DP") y a la administración de fármacos intravenosos. Estas modalidades se pueden denominar de manera colectiva o, en general, individualmente "administración de fluidos médicos".

Así mismo, cada uno de los dispositivos, sistemas y métodos descritos en el presente documento se pueden utilizar con máquinas clínicas o domiciliarias. Por ejemplo, los sistemas se pueden emplear en máquinas de HD, HF o HDF en el centro, que funcionan durante todo el día. De manera alternativa, los sistemas se pueden utilizar con máquinas de HD, HF o HDF domiciliarias, que son hechas funcionar a conveniencia del paciente. Uno sistema domiciliario de este tipo se describe en la patente de los Estados Unidos n.º 8.029.454 ("la patente '454"), emitida el 4 de octubre de 2011, titulada *"High Convection Home Hemodialysis/Hemofiltration And Sorbent System"* (Sistema de hemodiálisis/hemofiltración y sorbentes domiciliario de alta convección), presentada el 4 de noviembre de 2004, asignada al cesionario de la presente solicitud. Otro sistema domiciliario de este tipo se describe en la patente de los Estados Unidos n.º 8.393.690 ("la patente '690"), emitida el 12 de marzo de 2013, titulada *"Enclosure for a Portable Hemodialysis System"* (Bastidor para un sistema de hemodiálisis portátil), presentada el 27 de agosto de 2008.

En una realización, la máquina de administración de fluidos médicos incluye un chasis de administración de fluidos médicos. El chasis de administración de fluidos médicos aloja los componentes necesarios para administrar los fluidos médicos, tales como una o más bombas, varias válvulas, un calentador, si es necesario, un equipo de generación de fluidos médicos en línea, si es necesario y deseado, varios sensores, tal como uno o más o todos los sensores de presión, sensores de conductividad, sensores de temperatura, detectores de aire, detectores de fugas de sangre y similares, una interfaz de usuario y una unidad de control, que puede emplear uno o más procesadores y memorias para controlar el equipo descrito anteriormente.

Los diversos componentes, tales como las bombas y las válvulas de fluido, pueden ser accionados neumáticamente. En tal caso, se contempla proporcionar una caja de bomba neumática, que aloja el equipo necesario para generar y almacenar aire de presión positiva y/o negativa. "Aire", como se utiliza en el presente documento, significa aire tal como existe naturalmente, que se compone de gases individuales, como nitrógeno, oxígeno, argón y dióxido de carbono. "Aire" también puede incluir una atmósfera modificada deseada, tal como un mayor porcentaje de, o un gas puro, tal como nitrógeno o dióxido de carbono. El término "neumático" también se refiere al aire de origen natural y/o cualquier tipo de atmósfera modificada.

La caja de bomba neumática puede alojar componentes, tales como una bomba de vacío para suministrar presión de aire negativa, un compresor para suministrar presión de aire positiva, un secador para eliminar el agua del aire de presión positiva que sale del compresor antes de su almacenamiento en el acumulador, y acumuladores positivo y negativo para almacenar presión de aire positiva y negativa, respectivamente. La caja de bomba neumática puede estar fijada de manera extraíble al chasis de administración de fluidos médicos. Si se desea hacer funcionar la máquina de administración de fluidos médicos mientras el paciente está durmiendo, por ejemplo, o si el paciente desea un ambiente tranquilo por cualquier motivo, puede ser deseable que el paciente retire la caja de bomba neumática y la guarde en un armario u otra ubicación remota para amortiguar el ruido. La caja de bomba neumática extraíble está conectada neumáticamente al chasis de administración de fluidos médicos a través de una o más líneas de presión positiva y negativa y puede recibir energía eléctrica a través de su propio cable eléctrico o a través de una alimentación de energía eléctrica desde el chasis.

La bomba de vacío de la caja de bomba es, por lo general, el punto más caliente de la caja durante el funcionamiento. El secador, en una realización, enfría el aire del compresor para condensar el agua del aire comprimido, de modo que el agua pueda ser eliminada antes de ser suministrada al acumulador de presión positiva. Eliminar el agua del aire comprimido es importante porque el agua en el volumen de aire comprimido puede provocar fallos en el sistema debido a la corrosión. En consecuencia, la caja neumática de la presente divulgación ubica la bomba de vacío en la parte superior de la caja de bomba neumática. En este caso, el calor se eleva desde la bomba de vacío hasta la parte superior de la caja, de tal manera que se minimiza su impacto en los demás componentes de la caja. Se contempla, además, ubicar un ventilador pequeño y económico directamente en la parte superior de la caja directamente por encima del secador, que está orientado para expulsar el aire calentado de la caja. Los respiraderos de entrada para el ventilador pueden estar provistos en la caja de bomba, por ejemplo, justo por debajo de la bomba de vacío.

Con la bomba de vacío ubicada en la parte superior de la caja de bomba, los objetivos para ubicar el resto del equipo son dos, en concreto, (i) ubicar el secador lo más lejos posible de la bomba de vacío para evitar que el calor generado por la bomba de vacío caliente el secador, y (ii) reducir y simplificar el recorrido de los tubos entre la caja de bomba neumática tanto como sea posible. Para ello, el compresor o el secador pueden estar ubicados en la parte inferior de la caja. Ubicar el compresor en la parte inferior de la caja, el secador por encima del compresor y los acumuladores por encima del secador optimiza el recorrido de los tubos y otras conexiones de aire, que discurren desde el compresor hasta el secador y desde el secador hasta el acumulador de presión positiva. Por otra parte, ubicar el secador en la parte inferior de la caja, el compresor por encima del secador y los acumuladores por encima del compresor, separa el secador (por ejemplo, el dispositivo de enfriamiento) lo más lejos posible de la bomba de vacío que produce calor.

En una realización, la caja de bomba neumática incluye dos acumuladores, en concreto, un acumulador de presión positiva y un acumulador de presión negativa. Es posible que el control de bomba y válvula neumáticas utilice diferentes niveles de presión en diferentes ubicaciones dentro de la máquina de administración de fluidos médicos. Por ejemplo, una bomba neumática puede incluir una cámara de bomba asociada con sus propias cámaras de válvula de entrada y salida, en donde la presión aplicada a las cámaras de válvula es mayor que la presión aplicada a la

cámara de bomba, de modo que el funcionamiento de la cámara de bomba no afecte al estado deseado de la válvula. En otro ejemplo, puede ser deseable aplicar menos presión a un funcionamiento de bomba de sangre que a una operación de fluido de diálisis, para evitar mejor dañar las células sanguíneas u otros componentes sanguíneos. En cualquier caso, una serie de acumuladores puede estar provista para almacenar una serie de presiones positivas y/o negativas. En una realización preferente, sin embargo, un único acumulador de presión positiva y un único acumulador de presión negativa están provistos para alimentar una serie de reguladores neumáticos que establecen las diferentes presiones de funcionamiento neumáticas positivas y/o negativas deseadas.

Los reguladores neumáticos pueden incluir reguladores estáticos que establecen una presión neumática positiva o negativa deseada, por ejemplo, para alimentar una serie de aplicaciones de encendido/apagado o binarias. Los reguladores neumáticos pueden incluir, de manera alternativa o de manera adicional, un orificio de diámetro variable, por ejemplo, tal como una válvula variable o vari-válvula. Los componentes tales como los reguladores neumáticos, las válvulas neumáticas binarias y las vari-válvulas, están ubicados, en una realización, en un colector que está ubicado dentro del chasis de administración de fluidos médicos, de modo que las líneas únicas de presión positiva y negativa desde la caja de bomba neumática hasta el chasis puedan alimentar cada uno de los componentes del colector.

Para mejorar la eficiencia de los acumuladores, se contempla fijar herméticamente una ampolla de acumulador elástica dentro de un alojamiento exterior rígido de acumulador de presión positiva, lo cual limita el tamaño al que se puede expandir la ampolla y también define la forma de la ampolla cuando se expande para llenar completamente el volumen del alojamiento de acumulador. La ampolla está formada para requerir una determinada presión positiva para su inflado, en concreto, la presión de inflado de ampolla. La cámara exterior rígida está ventilada, en una realización, de modo que el aire entre la ampolla y la cámara exterior rígida se pueda desplazar a la atmósfera cuando se infla la ampolla. Cuando se extrae aire de presión positiva inicialmente de la ampolla de acumulador, no se produce ningún cambio de forma y el conjunto de acumulador actúa como un acumulador estriado convencional hasta que la presión en la ampolla desciende hasta la presión de inflado de ampolla. Cuando la presión positiva comienza a descender por debajo de la presión de inflado de ampolla, la ampolla de acumulador se contrae y continúa suministrando un volumen de aire de presión positiva a la presión de inflado de ampolla hasta que la ampolla de acumulador está completamente contraída. Durante la contracción, el aire atmosférico se introduce en el recipiente exterior rígido fuera de la ampolla a través del respiradero. El volumen total de aire suministrado es mayor que el posible con un acumulador rígido único debido a la fuerza aplicada por el elastómero de la ampolla al volumen de aire interno de ampolla.

Por lo general, el acumulador se carga a través de un compresor a una presión establecida, que está por encima de la presión de funcionamiento deseada. La presión de funcionamiento deseada se logra mediante el uso de un regulador para establecer una presión neumática aguas abajo precisa. Se contempla construir la ampolla para hacer que la presión de inflado de ampolla que esté justo ligeramente por encima de la presión de funcionamiento deseada. De esta manera, la mayoría de la presión delta entre la presión de carga establecida y la presión de funcionamiento deseada se consume antes de la contracción de la ampolla.

Las válvulas de fluido se cierran bajo una presión positiva y se abren ventilando la presión positiva a la atmósfera. Por ejemplo, una primera válvula solenoide accionada eléctricamente puede estar provista para permitir o no permitir que la presión positiva fluya o no fluya hacia la válvula de fluido. Una segunda válvula solenoide accionada eléctricamente puede estar provista para permitir o no permitir que la presión positiva sea ventilada a la atmósfera. Para cerrar la válvula de fluido, se abre la primera válvula solenoide accionada eléctricamente, mientras la segunda válvula solenoide accionada eléctricamente está cerrada, lo cual permite que la válvula de fluido vea una presión de aire positiva, que no está ventilada. Para abrir la válvula de fluido, se cierra la primera válvula solenoide accionada eléctricamente, mientras la segunda válvula solenoide accionada eléctricamente está abierta, lo cual interrumpe la presión positiva a la válvula de fluido y ventila la presión positiva existente en la válvula de fluido a la atmósfera, permitiendo que la válvula de fluido se abra. La válvula de fluido se puede abrir debido a la fuerza de la presión de fluido en el lado del fluido de un diafragma de válvula y/o el diafragma de válvula puede estar preformado o preabovedado y ubicado o situado de manera que el fluido se abra cuando no esté bajo una presión positiva. Debería apreciarse entonces que, en una realización, mientras que la cámara de bomba requiere una presión neumática positiva y negativa, las cámaras de válvula correspondientes únicamente requieren una presión neumática positiva. Por lo tanto, la vida útil de la bomba de fluido, incluidas las válvulas de entrada y salida, se puede prolongar mediante la extensión de la vida útil de la presión positiva a través de la ampolla de acumulador de la presente divulgación sin una extensión correspondiente de la vida útil de la fuente de presión negativa.

No obstante, también se contempla aumentar la vida útil de la fuente de presión negativa. En este caso, se aplica una estructura de acumulador inverso al acumulador de presión negativa. En un ejemplo, se preforma una ampolla elástica para que tenga la misma forma que para el acumulador de presión positiva. La diferencia es que el vacío se aplica al puerto de ventilación de la cámara positiva para extraer un vacío en el aire entre la ampolla y la cámara exterior rígida del acumulador de presión negativa. El puerto de ventilación para el acumulador de presión negativa es el puerto que conduce al interior de la ampolla (que es el puerto de suministro para el acumulador positivo). La ampolla de presión negativa se engrosa según sea necesario para que se infle completamente bajo una presión más negativa que la presión negativa regulada deseada, de modo que la ampolla pueda proporcionar la presión negativa para impulsar el regulador negativo hasta que la ampolla esté completamente contraída. En diversas realizaciones, (i) la ampolla y el

acumulador del alojamiento exterior estriado están configurados de modo que se pueda extraer un vacío completo antes de que la ampolla de presión negativa se expanda para bloquear o bloquear completamente el puerto de vacío provisto por el alojamiento, y/o (ii) el puerto de vacío puede estar en ángulo en el interior del alojamiento rígido de modo que sea difícil que la ampolla se bloquee. Por tanto, a diferencia de la ampolla de presión positiva, que no se contrae hasta que la presión positiva dentro de la ampolla desciende a la presión de inflado de ampolla, el acumulador de presión negativa comienza a contraerse después de que la presión negativa en la línea de vacío comienza a ser menos negativa que la presión de inflado de ampolla negativa requerida (presión negativa insuficiente para mantener la ampolla completamente expandida). Sin embargo, la presión negativa permanece a la presión de inflado de presión negativa hasta que la ampolla está completamente contraída, dejando la cámara exterior rígida prácticamente completamente cargada con una presión negativa para impulsar el regulador negativo.

Como se expone en el presente documento, en los casos tanto de ampolla de presión positiva como negativa, el alojamiento de acumulador exterior rígido está ventilado a la atmósfera para que la ampolla se pueda inflar y contraer libremente bajo una presión positiva o negativa.

Puede ser deseable poder seguir suministrando una presión de aire positiva y/o negativa cuando se pierde la energía a la máquina de administración de fluidos médicos. Por ejemplo, puede ser deseable devolver la sangre al paciente para permitir que el paciente se desconecte de una máquina de diálisis. En este caso, la máquina de diálisis puede proporcionar energía de batería para suministrar energía las válvulas neumáticas, permitiendo que se aplique presión neumática a las válvulas de fluido y las cámaras de bomba. Las ampollas aumentan el volumen de aire de presión positiva y negativa que se puede extraer de los acumuladores para mantener la presión de trabajo deseada durante un período más largo, permitiendo que se devuelva más sangre al paciente. De manera alternativa o de manera adicional, la presión de trabajo adicional se puede utilizar para reducir los requisitos de estanqueidad de las válvulas de encendido/apagado y las vari-válvulas, haciendo que la máquina, en general, sea más robusta.

A la luz de la presente divulgación y los aspectos anteriores, por lo tanto, una ventaja de la presente divulgación es proporcionar un dispositivo de administración de fluidos médicos mejorado.

Otra ventaja de la presente divulgación es proporcionar una caja de bomba neumática mejorada para un dispositivo de administración de fluidos médicos.

Una ventaja adicional de la presente divulgación es proporcionar una caja de bomba neumática para un dispositivo de administración de fluidos médicos que sea térmicamente eficiente.

Otra ventaja más de la presente divulgación es proporcionar una caja de bomba neumática para un dispositivo de administración de fluidos médicos que tenga un recorrido de tubo eficiente.

Una ventaja adicional más de la presente divulgación es proporcionar un acumulador de presión neumático que tenga una mayor facilidad de uso.

Aún otra ventaja más de la presente divulgación es proporcionar un sistema de bombeo neumático que pueda funcionar de manera eficiente tras una pérdida de energía.

Aún una ventaja adicional de la presente divulgación es proporcionar un sistema de bombeo neumático que pueda preservar la presión neumática positiva y negativa.

Las ventajas expuestas en el presente documento se pueden encontrar en una, o en algunas, aunque quizás no en todas las realizaciones divulgadas en el presente documento. En el presente documento, se describen las características y las ventajas adicionales, y resultarán evidentes a partir de la siguiente descripción detallada y de las figuras.

Breve descripción de las figuras

La figura 1 es una ilustración esquemática de una terapia para insuficiencia renal accionada por una máquina que emplea una caja de bomba neumática que incluye los acumuladores de presión de la presente divulgación.

La figura 2 es una vista en perspectiva que ilustra un conjunto de sangre para su uso con la máquina de terapia para insuficiencia renal de la figura 1.

La figura 3 es una vista en perspectiva de una realización de la máquina de terapia para insuficiencia renal de la figura 1.

La figura 4A es una vista en alzado en sección transversal de una realización de una caja de bomba neumática de la presente divulgación.

La figura 4B es una vista en alzado en sección transversal de una segunda realización de una caja de bomba neumática de la presente divulgación.

La figura 5 es una vista en alzado lateral de una realización de un acumulador de presión neumático de la presente divulgación.

La figura 6 es una vista en alzado lateral de un conjunto de ampolla utilizado con el acumulador de presión

neumático de la presente divulgación.

La figura 7 es una vista en alzado lateral de una ampolla, que puede ser o una ampolla inflada bajo una presión positiva dentro del acumulador de presión positiva o una ampolla inflada bajo una presión negativa dentro del acumulador de presión negativa.

La figura 8A es un gráfico de ejemplo de la presión proporcionada por el acumulador de presión positiva a lo largo del tiempo. La figura 8B es un gráfico de ejemplo de la presión negativa proporcionada por el acumulador de presión negativa a lo largo del tiempo.

La figura 9 es un esquema de flujo de una realización de los acumuladores de la presente divulgación que funcionan con una bomba de fluido médico que incluye una cámara de bomba accionada neumáticamente y unas primera y segunda cámaras de válvula de fluido médico accionadas neumáticamente ubicadas respectivamente aguas arriba y aguas abajo de la cámara de bomba accionada neumáticamente.

Descripción detallada

Hardware del sistema

Los ejemplos descritos en el presente documento son aplicables a cualquier sistema de administración de fluidos médicos que administre un fluido médico, tal como sangre, un fluido de diálisis, un fluido de sustitución o un fármaco intravenoso ("IV"). Los ejemplos son particularmente muy adecuados para las terapias de insuficiencia renal, tales como todas las formas de hemodiálisis ("HD"), hemofiltración ("HF"), hemodiafiltración ("HDF"), terapias de reemplazo renal continuo ("TRRC") y diálisis peritoneal ("PD"), denominadas en el presente documento de manera colectiva o, en general, individualmente "terapia para insuficiencia renal". Así mismo, las máquinas y cualquiera de los sistemas y métodos de bombeo neumático descritos en el presente documento se pueden utilizar en entornos clínicos o domiciliarios. Por ejemplo, se puede emplear una máquina que incluya una estructura de bombeo neumático en una máquina de HD en el centro, que funciona prácticamente de manera continua durante todo el día. De manera alternativa, la estructura de bombeo neumático se puede utilizar en una máquina de HD domiciliaria, que puede funcionar, por ejemplo, por la noche mientras el paciente está durmiendo. Así mismo, cada uno de los ejemplos de terapia para insuficiencia renal descritos en el presente documento puede emplear una membrana de difusión o un filtro, tal como un dializador, por ejemplo, para HD o HDF, o un hemofiltro, por ejemplo, para HF.

Haciendo referencia ahora a la figura 1, se ilustra un ejemplo de un esquema de flujo de HD para un sistema de administración de fluidos médicos 10 que emplea una caja de bomba neumática de la presente divulgación.

Puesto que el sistema de HD de la figura 1 es relativamente complicado, la figura 1 y su exposición también brindan apoyo para cualquiera de las modalidades de terapia para insuficiencia renal expuestas anteriormente y para una máquina IV. En general, el sistema 10 se muestra con una versión muy simplificada de un circuito de administración de fluido de diálisis o fluido de proceso. El circuito de sangre también está simplificado, pero no en la medida en que está simplificado el circuito de fluido de diálisis. Debería apreciarse que los circuitos se han simplificado para facilitar la descripción de la presente divulgación y que los sistemas, si se implementaran, tendrían una estructura y una funcionalidad adicionales, tal como se encuentra en las publicaciones mencionadas anteriormente.

El sistema 10 de la figura 1 incluye un circuito de sangre 20. El circuito de sangre 20 extrae sangre de, y devuelve la sangre a, un paciente 12. Se extrae sangre del paciente 12 a través de una línea arterial 14 y se devuelve al paciente a través de una línea venosa 16. La línea arterial 14 incluye un conector de línea arterial 14a que se conecta a una aguja arterial 14b, que está en comunicación de extracción de sangre con el paciente 12. La línea venosa 16 incluye un conector de línea venosa 16a que se conecta a una aguja venosa 16b, que está en comunicación de flujo de retorno de sangre con el paciente. Las líneas arterial y venosa 14 y 16 también incluyen unas pinzas de línea 18a y 18v, que pueden ser accionadas por resorte, unas pinzas de pellicco mecánicas a prueba de fallos. Las pinzas de línea 18a y 18v se cierran automáticamente en una situación de emergencia en un procedimiento.

Las líneas arterial y venosa 14 y 16 también incluyen unos detectores de aire o burbujas 22a y 22v, respectivamente, que pueden ser detectores de aire ultrasónicos. Los detectores de aire o burbujas 22a y 22v buscan aire en las líneas arterial y venosa 14 y 16, respectivamente. Si uno de los detectores de aire 22a y 22v detecta aire, el sistema 10 cierra las pinzas de línea 18a y 18v, detiene las bombas de sangre y de fluido de diálisis y proporciona instrucciones al paciente para que depure el aire de modo que se pueda reanudar el tratamiento.

Una bomba de sangre 30 está ubicada en la línea arterial 14 en la disposición ilustrada e incluye un primer receptáculo de bomba de sangre 30a y un segundo receptáculo de bomba de sangre 30b. El receptáculo de bomba de sangre 30a funciona con una válvula de entrada 32i y una válvula de salida 32o. El receptáculo de bomba de sangre 30b funciona con una válvula de entrada 34i y una válvula de salida 34o. En una realización, los receptáculos de bomba de sangre 30a y 30b son contenedores de sangre que incluyen una carcasa exterior dura, por ejemplo, esférica, con un diafragma flexible ubicado dentro de la carcasa, formando una bomba de diafragma. Un lado de cada diafragma recibe sangre, mientras que el otro lado de cada diafragma es hecho funcionar por una presión de aire negativa y positiva. La bomba de sangre 30 es alternativamente una bomba peristáltica que funciona con el tubo de la línea arterial 14.

Un vial de heparina 24 y una bomba de heparina 26 están ubicados entre la bomba de sangre 30 y el filtro de sangre

40 (por ejemplo, el dializador) en la disposición ilustrada. La bomba de heparina 26 puede ser una bomba neumática o una bomba de jeringa (por ejemplo, una bomba de jeringa impulsada por motor paso a paso). El suministro de heparina aguas arriba del filtro de sangre 40 ayuda a prevenir la coagulación de las membranas del filtro.

- 5 Una unidad de control 50 incluye uno o más procesadores y memorias. La unidad de control 50 recibe señales de detección de aire de los detectores de aire 22a y 22v (y otros sensores del sistema 10, tales como sensores de temperatura, detectores de fugas de sangre, sensores de conductividad, sensores de presión y transductores de desconexión de acceso 102, 104) y componentes de control, tales como las pinzas de línea 18a y 18v, la bomba de sangre 30, la bomba de heparina 26 y las bombas de fluido de diálisis. La sangre que sale del filtro de sangre 40 a través de la línea venosa 16 fluye a través de un sifón obturador 110. El sifón obturador 110 elimina el aire de la sangre antes de que la sangre dializada se devuelva al paciente 12 a través de la línea venosa 16.

- 15 Con la versión de hemodiálisis del sistema 10 de la figura 1, se bombea fluido de diálisis o dializado a lo largo del exterior de las membranas del filtro de sangre 40, mientras que la sangre se bombea a través de los interiores de las membranas de filtro de sangre. El fluido de diálisis o dializado se prepara comenzando con la purificación del agua a través de una unidad de purificación de agua 60. Una unidad de purificación de agua adecuada se expone en la publicación de patente de los Estados Unidos n.º 2011/0197971, titulada *"Water Purification System and Method"* (Sistema y método de purificación de agua), presentada el 25 de abril de 2011. En un sistema, la unidad de purificación de agua incluye unos filtros y otras estructuras para purificar el agua de grifo (por ejemplo, eliminar los patógenos e los iones, tales como el cloro), de modo que el agua esté, en una implementación, por debajo de 0,03 unidades de endotoxina/ml ("UE/ml") y por debajo de 0,1 unidades formadoras de colonias/ml ("UFC/ml"). La unidad de purificación de agua 60 puede estar provista en un alojamiento por separado del alojamiento de la máquina de hemodiálisis, que incluye un circuito de sangre 20 y un circuito de fluido de diálisis 70.

- 25 El circuito de fluido de diálisis 70 está, de nuevo, muy simplificado en la figura 1 para facilitar su ilustración. El circuito de fluido de diálisis 70 en realidad puede incluir todas de la estructura y la funcionalidad pertinentes expuestas en las publicaciones mencionadas anteriormente. En la figura 1, se ilustran determinadas características del circuito de fluido de diálisis 70. En el sistema ilustrado, el circuito de fluido de diálisis 70 incluye una bomba de fluido de diálisis de filtro hacia la sangre 64. La bomba 64 está configurada, en un sistema, igual que la bomba de sangre 30. La bomba 64, al igual que la bomba 30, incluye un par de receptáculos de bomba, que, de nuevo, pueden estar configurados de forma esférica. Los dos receptáculos de bomba, al igual que con la bomba de sangre 30, son hechos funcionar de manera alterna para que un receptáculo de bomba se llene con fluido de diálisis de HD, mientras que el otro receptáculo de bomba está expulsando fluido de diálisis de HD.

- 35 La bomba 64 es una bomba de fluido de diálisis de filtro hacia la sangre. Hay otra cámara de bomba de receptáculo doble 96 que funciona con la válvula de entrada 98i y la válvula de salida 98o ubicadas en la línea de drenaje 82 para empujar el fluido de diálisis utilizado hacia el drenaje. Hay una tercera bomba de receptáculo (que no se ilustra) para bombear agua purificada con bomba a través de un cartucho de bicarbonato 72. Hay una cuarta bomba de receptáculo (que no se ilustra) que se utiliza para bombear ácido desde el recipiente de ácido 74 a la línea de mezcla 62. La tercera y cuarta bombas, las bombas de concentrado, pueden ser bombas de receptáculo único porque el bombeo continuo no es tan importante en la línea de mezcla 62 debido a que hay un tanque de fluido de diálisis tampón (que no se ilustra) entre la línea de mezcla 62 y la bomba de fluido de diálisis de filtro hacia la sangre 64, en un sistema.

- 45 Una quinta bomba de receptáculo (que no se ilustra) provista en la línea de drenaje 82 se utiliza para eliminar una cantidad conocida de ultrafiltración ("UF") cuando se proporciona una terapia de HD. El sistema 10 realiza un seguimiento de la bomba de UF para controlar y saber cuánto ultrafiltrado se ha eliminado del paciente. El sistema 10 garantiza que la cantidad necesaria de ultrafiltrado es eliminada del paciente al final del tratamiento.

- 50 Cada una de las bombas descritas anteriormente puede ser alternativamente una bomba peristáltica que funcione con un tubo. Si es así, las válvulas del sistema aún pueden accionarse neumáticamente de acuerdo con las características de la presente divulgación.

- 55 En un sistema, el agua purificada de la unidad de purificación de agua 60 es bombeada a lo largo de la línea de mezcla 62 a través del cartucho de bicarbonato 72. El ácido del recipiente 74 es bombeado a lo largo de la línea de mezcla 62 hacia el agua bicarbonatada que fluye desde el cartucho de bicarbonato 72 para formar una solución de fluido de diálisis electrolíticamente y fisiológicamente compatible. Las bombas y los sensores de conductividad con compensación de temperatura utilizados para mezclar el agua purificada adecuadamente con el bicarbonato y el ácido no se ilustran, pero se divulgan en detalle en las publicaciones mencionadas anteriormente.

- 60 La figura 1 también ilustra que el fluido de diálisis es bombeado a lo largo de una línea de fluido de diálisis nuevo 76, a través de un calentador 78 y un ultrafiltro 80, antes de llegar al filtro de sangre 40, después de lo cual el fluido de diálisis utilizado es bombeado para ser drenado a través de la línea de drenaje 82. El calentador 78 calienta el fluido de diálisis a la temperatura corporal o aproximadamente a 37 °C. El ultrafiltro 80 limpia y purifica, de manera adicional, el fluido de diálisis antes de llegar al filtro de sangre 40, filtrando los insectos o los contaminantes introducidos, por ejemplo, a través del cartucho de bicarbonato 72 o del recipiente de ácido 74, del fluido de diálisis.

El circuito de fluido de diálisis 70 también incluye un puerto de muestra 84 en el sistema ilustrado. El circuito de fluido de diálisis 70 incluirá, además, un detector de fugas de sangre (que no se ilustra, pero que se utiliza para detectar si una fibra del filtro de sangre 40 está rota) y otros componentes que no se ilustran, tales como cámaras de equilibrio, varias válvulas de fluido de diálisis y un tanque de contención de fluido de diálisis, todos ilustrados y descritos en detalle en las publicaciones mencionadas anteriormente.

En la ilustración, el sistema de hemodiálisis 10 es un sistema de paso en línea que bombea el fluido de diálisis a través del filtro de sangre una vez y luego bombea el fluido de diálisis utilizado para su drenaje. Tanto el circuito de sangre 20 como el circuito de fluido de diálisis 70 se pueden desinfectar con agua caliente después de cada tratamiento, de tal manera que el circuito de sangre 20 y el circuito de fluido de diálisis 70 se puedan reutilizar. En una implementación, el circuito de sangre 20, incluido el filtro de sangre 40, se desinfecta con agua caliente y se reutiliza a diario durante aproximadamente un mes, mientras que el circuito de fluido de diálisis 70 se desinfecta con agua caliente y se reutiliza durante aproximadamente seis meses.

En los sistemas alternativos, para la TRRC, por ejemplo, se agrupa una serie de bolsas de fluido o infusión de diálisis esterilizados y se utilizan una tras otra. En tal caso, las bolsas de suministro vacías pueden servir como drenaje o bolsas de fluido gastado.

La máquina 90 del sistema 10 incluye un bastidor, como se indica mediante la línea de puntos de la figura 1. El bastidor de la máquina 90 varía en función del tipo de tratamiento, de si el tratamiento es en el centro o un tratamiento domiciliario, y de si el suministro de fluido/infusión de diálisis es de tipo lote (por ejemplo, embolsado) o en línea.

La figura 2 ilustra que la máquina 90 del sistema 10 de la figura 1 puede funcionar con un conjunto de sangre 100. El conjunto de sangre 100 incluye la línea arterial 14, la línea venosa 16, el vial de heparina 24, la bomba de heparina 26/bomba de sangre 30 y el filtro de sangre 40 (por ejemplo, el dializador). Un sifón obturador 110 puede estar ubicado en la línea venosa 16 para eliminar el aire de la sangre antes de su devolución al paciente 12.

Caja de bomba neumática

En las figuras 1 y 2, cualquiera de las bombas 26, 30 (30a y 30b), 64, 96 (y otras bombas que no se ilustran) y cualquiera de las válvulas, tales como las válvulas 32i, 32o, 34i, 34o, 68i, 68o, 98i y 98o pueden ser accionadas neumáticamente. En una realización, cada una de las bombas y las válvulas tiene un lado de fluido y un lado de aire, separados por una membrana flexible. Se puede aplicar una presión neumática negativa al lado de aire de la membrana para extraer fluido hacia una cámara de bomba o para abrir una válvula (o la bomba o la válvula se podrían abrir mediante la ventilación de la presión de cierre positiva a la atmósfera y permitiendo que se abra la presión de fluido). Se aplica una presión neumática positiva al lado de aire de la membrana para expulsar fluido de una cámara de bomba o para cerrar una válvula.

Haciendo referencia ahora a la figura 3, se ilustra una realización de una máquina de administración de fluidos médicos 90, tal como una máquina de HD. La máquina de administración de fluidos médicos 90 en la realización ilustrada incluye un chasis de administración de fluidos médicos 120 conectado a una caja de bomba neumática 150. En una realización, la caja de bomba neumática 150 está conectada de manera extraíble al chasis de administración de fluidos médicos 120, de modo que la caja de bomba pueda alejarse del paciente (por ejemplo, ubicada en un armario) para reducir el ruido en el área de tratamiento cerca de las inmediaciones del paciente. Al menos una línea neumática positiva y al menos una línea neumática negativa (que no se ilustran) discurren desde la caja de bomba neumática 150 hasta el chasis de administración de fluidos médicos 120 para impulsar las bombas 26, 30 (30a y 30b), 64, 96 (y otras bombas que no se ilustran) y cualquiera de las válvulas, tales como las válvulas 32i, 32o, 34i, 34o, 68i, 68o, 98i y 98o, que están ubicadas dentro, o que están montadas en, el chasis de administración de fluidos médicos 120.

En una realización, los componentes neumáticos, tales como los reguladores neumáticos, las válvulas solenoides binarias accionadas eléctricamente y las válvulas neumáticas variables accionadas eléctricamente (vari-válvulas) están ubicados dentro del chasis de administración de fluidos médicos 120. Por lo tanto, se puede minimizar el número de líneas neumáticas que discurren desde la caja de bomba neumática 150 hasta el chasis de administración de fluidos médicos 120, quizás a una única línea neumática de presión positiva y una única línea neumática de presión negativa.

Las figuras 4A y 4B ilustran unas cajas de bomba neumática alternativas 150a y 150b (de manera colectiva, caja de bomba 150) con más detalle. Las cajas de bomba 150a y 150b se han simplificado para resaltar sus componentes principales y pueden contener otra estructura, que no se ilustra, tal como cableado y circuitos eléctricos, tubos, conectores, etc. Las cajas de bomba neumática 150a y 150b de las figuras 4A y 4B, respectivamente, reconocen que la bomba de vacío 152 produce calor y, en consecuencia, forma el punto más caliente en la caja de bomba durante el funcionamiento. En consecuencia, la bomba de vacío 152 está montada en la parte superior dentro de ambas cajas de bomba neumática 150a y 150b, de modo que el calor se eleve y se aleje de los otros componentes de la caja de bomba.

La caja de bomba neumática 150a también reduce y simplifica el recorrido de los tubos dentro de la caja de bomba

neumática tanto como sea posible. Para hacerlo, la caja de bomba neumática 150a ubica un compresor 154 en la parte inferior de la caja de bomba neumática 150a. El compresor 154 alimenta aire comprimido a un secador 156 a través de una línea neumática corta 162. El secador 156, en una realización, enfría el aire comprimido del compresor 154, condensando el agua del aire comprimido. Es importante eliminar el agua del aire antes de su uso porque el agua en el volumen de aire comprimido puede provocar fallos en el sistema debido a la corrosión. Puesto que el secador 156 funciona, en una realización, a través de refrigeración, es prudente ubicar el secador 156 lejos de la bomba de vacío que produce calor 152. En la caja de bomba 150a, el secador 156 está ubicado debajo de la bomba de vacío 152, evitando su calor que se eleva, y está separado de la bomba de vacío 152 a través de los acumuladores 158 y 160. El recorrido de los tubos se simplifica y reduce igualmente a través de la línea neumática corta 164 entre el secador 156 y el acumulador de presión positiva 158 y la línea de tubo corto 166 entre la bomba de vacío 152 y el acumulador de presión negativa 160.

El acumulador de presión positiva 158 incluye un puerto de salida 159 para conectarse a una línea neumática de presión positiva (que no se ilustra), suministrando una presión positiva al chasis de administración de fluidos médicos 120. El acumulador de presión negativa 160 incluye un puerto de salida 161 para conectarse a una línea neumática de presión negativa (que no se ilustra), suministrando una presión negativa al chasis de administración de fluidos médicos 120.

La caja de bomba neumática alternativa 150b invierte la ubicación del compresor 154 y el secador 156 con respecto a la caja de bomba neumática 150a, de modo que el compresor 154, en cambio, se encuentra por encima del secador 156. Esta configuración mueve el secador de enfriamiento 156 más lejos de la bomba de vacío que produce calor 152 y también por debajo del calor que se eleva desde el compresor, lo cual resulta ventajoso, pero requiere una línea neumática más larga 164 entre el secador 156 y el acumulador de presión positiva 158. En cualquier caso, los diseños de los componentes de la caja de bomba neumática 150a y 150b se realizan teniendo en cuenta la eficiencia y la simplicidad.

Una o ambas cajas de bomba neumática 150a y 150b pueden tener provisto un ventilador accionado eléctricamente 170 en la parte superior de la caja, que está orientado para extraer el aire caliente de la bomba de vacío 152 hacia el exterior de la caja. Para asistir en la circulación de aire ambiente más frío en torno a la bomba de vacío 152, pueden estar provistos y ubicados respiraderos de entrada 172, como se ilustra justo debajo de la ubicación de la bomba de vacío 152. Como se ilustra mediante las flechas de convección en las figuras 4A y 4B, se extrae aire relativamente frío hacia el interior a través de los respiraderos 172 y en torno a la bomba de vacío 152 a través del ventilador 172, que también evacúa el calor hacia el exterior de la caja de bomba neumática 150a o 150b.

Una o ambas cajas de bomba neumática 150a y 150b también pueden tener provisto un aislamiento acústico 174 en una o más o todas las paredes interiores de las cajas de bomba. El aislamiento acústico 174, tal como espuma o lana de roca, que reviste las paredes interiores de las cajas de bomba 150a y 150b, ayuda a ensordecir el ruido producido por los componentes neumáticos 152, 154 y 156. El aislamiento puede eliminar la necesidad de retirar la caja de bomba 150 del chasis de administración de fluidos médicos 120. De hecho, se contempla integrar la caja de bomba 150, incluyendo cualquiera de las divulgaciones y alternativas descritas en el presente documento, en el interior del chasis de administración de fluidos médicos 120 de la máquina 90.

Haciendo referencia ahora a las figuras 5 a 7, se ilustran unas realizaciones de acumuladores de presión 158, 160. Como se ilustra en la figura 5, el acumulador de presión positiva 158 incluye un alojamiento exterior rígido 176, que puede estar hecho de material plástico, tal como cloruro de polivinilo ("PVC"), policarbonato ("PC"), polipropileno ("PP"), polietileno ("PE"), por ejemplo. El alojamiento exterior rígido 176, en la realización ilustrada, tiene una superficie interior que intenta eliminar las esquinas afiladas y, en su lugar, incluye unas curvas de radio relativamente grande 178 que permiten que una ampolla se adapte fácilmente a la forma de la superficie interior, para utilizar todo o sustancialmente todo el volumen interior definido por la superficie interior. En una realización, el volumen interior definido por el alojamiento rígido puede ser desde aproximadamente 250 mililitros a un litro o más, por ejemplo, 500 mililitros.

El alojamiento exterior rígido 176, en la realización ilustrada, incluye o tiene provisto un puerto de ventilación 186. El puerto de ventilación 186 está moldeado, en una realización, con el resto del alojamiento rígido 176. El puerto de ventilación 186 permite que una ampolla 182, que se describe a continuación, empuje el aire hacia el exterior del alojamiento 176 cuando la ampolla 182 se expande y que el aire entre en el alojamiento 176 cuando la ampolla 182 se contrae. No obstante, el alojamiento 176 proporciona el bastidor estriado necesario para contener la ampolla 182. El puerto 186 ayuda a que la ampolla se expanda completamente y se contraiga con facilidad.

Un extremo abierto del alojamiento exterior rígido 176, en la realización ilustrada, acepta un conjunto de ampolla 180 ilustrado en la figura 6. El conjunto de ampolla 180 incluye una ampolla expansible 182. La ampolla expansible 182 está hecha de un material muy elástico, tal como el látex. La figura 6 ilustra que el extremo abierto 184 de la ampolla 182 está estirado y sellado sobre un extremo de conexión de ampolla 192 de un conector 190. El conector 190 también proporciona los puertos de salida 159, 161 descritos anteriormente en relación con las figuras 4A y 4B, respectivamente, para conectarse a las líneas de presión positiva o negativa (que no se ilustran), suministrando una presión positiva o negativa al chasis de administración de fluidos médicos 120. Los puertos de salida 159, 161 pueden

tener púas, como se ilustra, para una conexión sellada con las líneas neumáticas, o tener otras conexiones de sellado estancas adecuadas. El conector 190 puede estar hecho de cualquiera de los plásticos rígidos descritos anteriormente para el alojamiento exterior rígido 176, incluyendo nailon, de manera adicional. El conector 190 también se puede moldear por inyección para proporcionar tolerancias más estrechas que las que se pueden lograr mediante moldeo por soplado, que se puede utilizar para formar un alojamiento rígido 176.

Una junta 188, tal como una junta tórica, comprime, además, la cámara expansible 182 sobre el extremo de conexión de cámara 192 de un conector 190. El extremo de conexión de ampolla 192, en una realización, proporciona una muesca anular para asentar la junta 188 sobre la ampolla 182 y el extremo de conexión de ampolla. La junta 188 también está dimensionada para comprimirse dentro de un cuello 179 del alojamiento exterior rígido 176 cuando el conjunto de ampolla 180 se inserta en el alojamiento exterior 176. Una pestaña 194 del conector 190 se asienta contra la parte frontal del cuello 179 cuando el conjunto de ampolla 180 está completamente insertado en el alojamiento exterior 176. La junta 188 puede estar hecha de silicona u otro caucho o plástico compresible.

En una realización alternativa, ambos puertos de salida 159, 161 y el extremo de conexión de ampolla 192 del conector 190 tienen púas. El alojamiento 176 y su cuello 179 pueden estar hechos de un material más blando que el extremo de conexión con púas 192 del conector 190, de tal manera que las púas puedan clavarse en, y sellarse a, el cuello 179 del alojamiento 176.

En realización alternativa adicional, los puertos de salida 159, 161 del conector 190 pueden ser lisos y sellarse a un tubo neumático a través de una o más juntas tóricas, por ejemplo, encajados en la ranura formada en los puertos de salida 159, 161. En este caso, el extremo de conexión de ampolla 192 puede ser liso, como se ilustra, o con púas, como se describió alternativamente anteriormente.

Suponga, con fines ilustrativos, que un regulador de presión positiva, tal como un regulador estático o una vari-válvula, establece la presión de funcionamiento en la cámara de bomba de fluido o en la cámara de válvula de fluido a 34,47 kPa (5 psig). Se contempla entonces construir la ampolla 182 (por ejemplo, a través del ajuste de su grosor de pared), de modo que requiera al menos ligeramente por encima de 34,47 kPa (5 psig), tal como 37,92 kPa (5,5 psig), para inflar la ampolla. La presión necesaria para inflar la ampolla también debe estar por debajo de la presión de salida del compresor 154 y el secador 156. Al hacerlo así, la ampolla 182 proporciona suficiente presión de funcionamiento al regulador cuando la ampolla se contrae desde su forma expandida ilustrada en la figura 7 a su forma de reposo ilustrada en las figuras 5 y 6. Sin la ampolla 182, una vez que la presión en el alojamiento exterior rígido 176 desciende a 34,47 kPa (5 psig) en el ejemplo, el acumulador 158 ya no puede proporcionar energía a una válvula de fluido o una bomba. Pero con la ampolla 182, una vez que la presión en el alojamiento exterior rígido 176 desciende a la presión de inflado de ampolla (por ejemplo, ligeramente por encima de 34,47 kPa (5 psig) o 37,92 kPa (5,5 psig) en el ejemplo), la ampolla 182 suministra la presión de inflado de ampolla al regulador, por ejemplo, 37,92 kPa (5,5 psig), hasta que la ampolla 182 alcance su forma de reposo.

La figura 8A ilustra un gráfico de la presión proporcionada por el acumulador 158 a lo largo del tiempo, mostrando que la presión (i) comienza a la presión positiva inicial proporcionada por el compresor 154 al acumulador 158, (ii) desciende bien linealmente o de acuerdo con una curva de la presión de inflado de ampolla, (iii) permanece a la presión de inflado hasta que la ampolla 182 alcance su forma de reposo no expandida, y (iv) desciende a la presión de salida regulada.

La cantidad o volumen adicional se puede utilizar, por ejemplo, para impulsar una bomba o una cámara de válvula cuando la energía al compresor 154 ya no está disponible. La cantidad adicional o el volumen también se pueden utilizar para reducir los requisitos de estanqueidad de los componentes neumáticos, tales como los reguladores, las válvulas solenoides binarias y las vari-válvulas. La reducción de tales requisitos puede permitir el uso de una válvula más barata y/o reducir el número de situaciones de fallo cuando tales componentes neumáticos son puestos a prueba antes del tratamiento.

Las figuras 5 a 7 también ilustran una realización del acumulador de presión negativa 160. Todas las estructuras y alternativas descritas anteriormente para el acumulador de presión positiva 158 son las mismas para el acumulador de presión negativa 160, excepto que (i) la ampolla 182, por ejemplo, hecha de látex, silicona u otro material flexible, está engrosada para tener una presión de inflado más alta y (ii) las funciones del puerto de ventilación 186 y el conector 190 se invierten, de modo que el puerto de ventilación se convierte en el puerto de fuente de vacío y el conector 190 se convierte en el respiradero de aire. Con el acumulador de presión negativa 160, la bomba de vacío 152 extrae un vacío en el puerto 186, que evacua el aire entre la ampolla 182 y el alojamiento exterior rígido 176, mientras que el aire puede entrar en el interior de la ampolla 182 a través del conector 190 para rellenar la ampolla.

La ampolla de presión negativa 182 está estructurada (por ejemplo, a través del ajuste de su grosor de pared), de tal manera que se necesita una cantidad de vacío completa de presión negativa para inflar la ampolla en una realización. Por ejemplo, si se desea cargar el acumulador de presión negativa 160 a -103,4 kPa (-15 psig), la ampolla de presión negativa 182 puede estar estructurada de tal manera que se necesiten -103,4 kPa (-15 psig) para inflar la ampolla, asumiendo que la bomba de vacío 152 puede proporcionar al menos -103,4 kPa (-15 psig). De esta manera, el espacio entre la ampolla totalmente contraída 182 y el alojamiento exterior rígido 176 están completamente evacuados a una

cantidad completa deseada antes de inflar la ampolla para cubrir el puerto de entrada de vacío 186. En diversas realizaciones, (i) la ampolla y el acumulador del alojamiento exterior estriado están configurados de modo que se pueda extraer un vacío completo antes de que la ampolla de presión negativa se expanda para bloquear o bloquear completamente el puerto de vacío provisto por el alojamiento, y/o (ii) el puerto de vacío puede estar en ángulo en el interior del alojamiento rígido de modo que sea difícil que la ampolla se bloquee. Cuando está en uso, una vez que la presión negativa comienza a descender por debajo del nivel de inflado de presión negativa, la ampolla 182 comienza a contraerse, suministrando la presión de inflado negativa hasta que la ampolla se ha contraído completamente. Cuando la ampolla 182 está completamente contraída, en el alojamiento exterior rígido 176 queda un vacío completamente cargado.

La figura 8B ilustra un gráfico de la presión negativa proporcionada por el acumulador 160 a lo largo del tiempo, mostrando que la presión (i) comienza en el punto de ajuste de presión negativa inicial proporcionado por la bomba de vacío 152 al acumulador 160, (ii) desciende ligeramente hasta, o justo por debajo de, la presión de inflado negativa de la ampolla 182, (iii) permanece a la presión de inflado negativa hasta que la ampolla 182 está completamente contraída, y (iv) desciende linealmente o de acuerdo con una curva a una presión de salida regulada negativa. La ventilación 190 permite que el aire escape del interior de la ampolla 182 de modo que la ampolla se pueda contraer completamente.

Un ejemplo ilustrativo de ajuste de presión para el acumulador de presión positiva 158 frente al acumulador de presión negativa 160 es el siguiente: presión de la cámara de presión positiva (pos) 103,4 kPa (+15 psig), presión de inflado de ampolla de presión positiva 37,92 kPa (+5,5 psig), presión de salida regulada de presión positiva 34,47 kPa (+5,0 psig), frente a presión de cámara de presión negativa (neg) -103,4 kPa (-15 psig), presión de inflado de ampolla de presión negativa -99,97 kPa (-14,5 psig), presión de salida regulada de presión negativa -34,47 kPa (-5,0 psig).

Haciendo referencia ahora a la figura 9, para utilizar en situaciones de pérdida de energía, la energía de la batería se puede proporcionar con acumuladores 158 y 160 y ampollas 182 asociadas para proporcionar energía a las válvulas solenoides y las vari-válvulas accionadas eléctricamente, de modo que se pueda aplicar una presión negativa y positiva a una bomba de fluido médico 200 que incluye una cámara de bomba accionada neumáticamente 202 y unas cámaras de válvula de fluido médico accionadas neumáticamente 212 y 222, ubicadas respectivamente aguas arriba y aguas abajo de la cámara de bomba accionada neumáticamente 202. Las válvulas solenoides binarias 240a a 240f están, en una realización, cerradas por resorte y abiertas con energía, de modo que únicamente se necesita energía para abrir las válvulas. La vari-válvula 244 necesita energía durante todo su funcionamiento. Los reguladores neumáticos estáticos 246 y 248, en una realización, no necesitan energía. Los reguladores neumáticos estáticos 246 y 248 establecen unas presiones de funcionamiento neumáticas positiva y negativa constantes, como se ha expuesto anteriormente.

Observando de manera adicional el conjunto de sangre 100 de la figura 2, para enjuagar la sangre de vuelta al paciente hacia los conectores 14a y 16a a través del conjunto de sangre utilizando un fluido de diálisis a través del dializador 40 para empujar la sangre, se necesita energía de la batería para abrir los solenoides y hacer funcionar las vari-válvulas asociadas con la bomba de sangre (que puede estar configurada como la bomba 200) y/o una bomba de fluido de diálisis nuevo (que puede estar configurada como la bomba 200). También se pueden emplear cámaras de equilibrio, que se desvían para el enjuague posterior, en una realización. La bomba de fluido de diálisis utilizada se puede interrumpir (las válvulas de entrada y salida se cierran), de modo que se pueda generar una presión de fluido de diálisis positiva en el dializador para que el fluido de diálisis fluya hacia el conjunto de sangre para empujar la sangre hacia el paciente.

La figura 9 ilustra que, en una realización, la cámara de bomba accionada neumáticamente 202 incluye un alojamiento 204, por ejemplo, un alojamiento de plástico rígido, que define un lado de fluido médico 206 (por ejemplo, sangre, un fluido de diálisis, un fluido de sustitución, un fármaco intravenoso) y un lado neumático 208, separados por una membrana flexible o diafragma 210. La primera válvula accionada neumáticamente 212 o de entrada incluye un alojamiento 214, por ejemplo, un alojamiento de plástico rígido, que define un lado de fluido médico 216 y un lado neumático 218, separados por una membrana flexible o diafragma 220. La segunda válvula accionada neumáticamente 222 o de salida incluye un alojamiento 224, por ejemplo, un alojamiento de plástico rígido, que define un lado de fluido médico 226 y un lado neumático 228, separados por una membrana flexible o diafragma 230. La válvula de entrada 212 permite selectivamente que los fluidos médicos fluyan hacia la cámara de bomba 202 a través de la línea de entrada de fluidos médicos 232, mientras que la válvula de salida 222 permite selectivamente que los fluidos médicos fluyan desde la cámara de bomba 202 a través de la línea de salida de fluidos médicos 234.

Para introducir fluido médico en la cámara de bomba 202, la válvula de entrada 212 está abierta, la válvula de salida 222 está cerrada y se aplica una presión neumática negativa a la membrana de bombeo 210 para tirar de la membrana hacia la vari-válvula 244, succionando el fluido hacia la cámara de bomba 202 a través de la línea de entrada 232. Para empujar el fluido médico desde la cámara de bomba 202, la válvula de entrada 212 está cerrada, la válvula de salida 222 está abierta y se aplica una presión neumática positiva a la membrana de bombeo 210 para empujar la membrana lejos de la vari-válvula 244, empujando el fluido desde la cámara de bomba 202 a través de la línea de salida 234. La vari-válvula 244 incluye un orificio variable que permite una variación deseada de presión neumática positiva y/o negativa, dentro de los intervalos establecidos por los reguladores neumáticos 246 y 248, en el transcurso

de una carrera de la cámara de bomba 202. La válvula binaria 240c (por ejemplo, cerrada por resorte, abierta con energía) permite selectivamente que la presión negativa regulada alcance la vari-válvula 244, mientras que la válvula binaria 240d (por ejemplo, cerrada por resorte, abierta con energía) permite selectivamente que la presión positiva regulada alcance la vari-válvula 244.

5 En la realización ilustrada, la primera o la válvula de entrada 212 y la segunda o la válvula de salida 222 se cierran bajo una presión positiva y se abren a la atmósfera. Para cerrar la válvula de entrada 212, se abre la válvula binaria 240b, mientras que la válvula binaria 240a está cerrada, permitiendo que la presión positiva regulada cierre la válvula de entrada 212 y evite que la presión positiva se ventile a la atmósfera. Para abrir la válvula de entrada 212, la válvula binaria 240b se cierra, mientras que la válvula binaria 240a está abierta, evitando que la presión positiva regulada alcance la válvula de entrada 212 y permitiendo que la presión positiva existente en la válvula de entrada 212 se ventile a la atmósfera. De manera similar, para cerrar la válvula de salida 222, se abre la válvula binaria 240e, mientras que la válvula binaria 240f está cerrada, permitiendo que la presión positiva regulada cierre la válvula de salida 222 y evite que la presión positiva se ventile a la atmósfera. Para abrir la válvula de salida 222, la válvula binaria 240e se cierra, mientras que la válvula binaria 240f está abierta, evitando que la presión positiva regulada alcance la válvula de salida 222 y permitiendo que la presión positiva existente en la válvula de salida 222 se ventile a la atmósfera.

20 Las válvulas binarias 240a a 240f y la vari-válvula 244 (como se indica mediante las líneas eléctricas discontinuas) funcionan bajo el control de la unidad de control 50 (que también muestra líneas eléctricas discontinuas). La unidad de control 50 ejecuta un programa informático que secuencía las válvulas binarias 240a a 240f como se expuso anteriormente y controla el tamaño del orificio de la vari-válvula 244 para crear un perfil de presión de bombeo deseado.

25 Las válvulas de entrada y salida 212 y 222 se pueden abrir cuando son ventiladas a la atmósfera a través de la presión de fluido médico, forzando la apertura de las membranas de válvula 220 y 230, y/o mediante la formación de las membranas de válvula 220 y 230 para que se preformen o preaboveden en una esfera o cúpula y orientando la cúpula hacia la entrada neumática, de tal manera que la desviación natural de la propia membrana provoca, o tiende a provocar, que las válvulas de entrada y salida 212 y 222 se abran cuando no están sometidas a una presión neumática positiva.

30 En la realización ilustrada, las válvulas de entrada y salida 212 y 222 no requieren una presión negativa y, por lo tanto, se necesita más presión positiva para hacer funcionar la bomba de fluido médico 200 que presión negativa. Por tanto, incluso si la ampolla 182 únicamente está provista de un acumulador de presión positiva 158, la vida útil de la bomba de fluido médico 200 aún se prolonga tras la pérdida de energía. En una disposición alternativa, se utiliza una presión negativa para abrir las válvulas de entrada y salida 212 y 222 y, por tanto, se necesita una cantidad aproximadamente igual de presión positiva y negativa para hacer funcionar la bomba de fluido médico 200. En este caso, la ampolla 182 puede estar provista de acumuladores de presión positiva y negativa 158 y 160 para prolongar la vida útil de la bomba de fluido médico 200 en caso de pérdida de energía.

40 Debe entenderse que, para los expertos en la materia, resultarán evidentes diversos cambios y modificaciones de las realizaciones actualmente preferentes descritas en el presente documento. Tales cambios y modificaciones se pueden realizar sin apartarse del alcance de la presente invención como se define en las reivindicaciones adjuntas y sin disminuir sus ventajas previstas. Por lo tanto, se pretende que tales cambios y modificaciones estén cubiertos por las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Una máquina de administración de fluidos médicos (90), que comprende:

5 una bomba de fluido médico (200) que incluye

una cámara de bombeo accionada neumáticamente (202),
una primera y una segunda cámaras de válvula de fluido médico accionadas neumáticamente (212, 222),
colocadas para ser válvulas de entrada y salida hacia y desde la cámara de bombeo accionada
neumáticamente (202),
un acumulador de presión positiva (158) que almacena aire de presión positiva para su suministro a la
cámara de bombeo accionada neumáticamente (202) y las primera y segunda cámaras de válvula de fluido
médico accionadas neumáticamente (212, 222),
un regulador neumático (248) ubicado entre el acumulador de presión positiva y las cámaras de válvula de
fluido médico accionadas neumáticamente para establecer una presión neumática positiva deseada,
una primera válvula binaria (240b) ubicada neumáticamente entre el acumulador de presión positiva (158) y la
primera cámara de válvula de fluido médico accionada neumáticamente (212),
una segunda válvula binaria (240e) ubicada neumáticamente entre el acumulador de presión positiva (158) y
la segunda cámara de válvula de fluido médico accionada neumáticamente (222), caracterizada por
una tercera válvula binaria (240a) ubicada neumáticamente entre la primera cámara de válvula de fluido
médico accionada neumáticamente (212) y la atmósfera, y
una cuarta válvula binaria (240f) ubicada neumáticamente entre la segunda cámara de válvula de fluido
médico accionada neumáticamente (222) y la atmósfera; y

una unidad de control (50) configurada para hacer que (i) la primera válvula binaria (240b) se cierre y la tercera
válvula binaria (240a) se abra para permitir que la primera cámara de válvula de fluido médico accionada
neumáticamente (212) se abra fluidamente al expulsar la presión positiva de la primera cámara de válvula de
fluido médico accionada neumáticamente (212) hacia la atmósfera, y (ii) la segunda válvula binaria (240e) se
cierre y la cuarta válvula binaria (240f) se abra para permitir que la segunda cámara de válvula de fluido médico
accionada neumáticamente (222) se abra fluidamente al expulsar la presión positiva de la segunda cámara de
válvula de fluido médico accionada neumáticamente (222) hacia la atmósfera.

2. La máquina de administración de fluidos médicos (90) de acuerdo con la reivindicación 1, en donde el acumulador
de presión positiva (158) incluye una ampolla expansible (182) que se infla con aire de presión positiva, lo que crea
una presión positiva adicional que aumenta la cantidad de aire de presión positiva que el acumulador de presión
positiva (158) puede proporcionar.

3. La máquina de administración de fluidos médicos (90) de acuerdo con la reivindicación 2, en donde la ampolla
expansible (182) permite proporcionar una cantidad adicional de aire de presión positiva al regulador de presión
positiva (248) y está estructurada de modo que la presión positiva necesaria para inflar la ampolla expansible (182)
es mayor que la presión de salida positiva deseada.

4. La máquina de administración de fluidos médicos (90) de acuerdo con la reivindicación 1, en donde el regulador
neumático (248) está ubicado neumáticamente de manera adicional entre el acumulador de presión positiva (158) y
la cámara de bombeo accionada neumáticamente (202).

5. La máquina de administración de fluidos médicos (90) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, en
donde la unidad de control (50) está configurada, además, para provocar al menos una de (iii) que la primera válvula
binaria (240b) se abra y la tercera válvula binaria (240a) se cierre para cerrar fluidamente la primera cámara de
válvula de fluido médico accionada neumáticamente (212) con aire de presión positiva, o (iv) que la segunda válvula
binaria (240e) se abra y la cuarta válvula binaria (240f) se cierre para cerrar fluidamente la segunda cámara de
válvula de fluido médico accionada neumáticamente (222) con aire de presión positiva.

6. La máquina de administración de fluidos médicos (90) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, en
donde permitir que la primera o la segunda cámara de válvula de fluido médico accionadas neumáticamente (212,
222) se abran fluidamente incluye permitir que la presión de fluido en los lados de fluido (216, 226) de los diafragmas
de válvula (220, 230) abra fluidamente la primera y la segunda cámaras de válvula de fluido médico accionadas
neumáticamente (212, 222) y/o preformar o preabovedar previamente los diafragmas de válvula (220, 230) de modo
que se desplacen para abrir fluidamente la primera y la segunda cámaras de válvula de fluido médico accionadas
neumáticamente (212, 222).

7. La máquina de administración de fluidos médicos (90) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6,
que incluye una válvula de orificio variable (244) bajo el control de la unidad de control (50) ubicada entre el
acumulador de presión positiva (158) y la cámara de bombeo accionada neumáticamente (202).

8. La máquina de administración de fluidos médicos (90) de acuerdo con la reivindicación 7, que incluye una quinta

válvula binaria (240d) ubicada neumáticamente entre la válvula de orificio variable (244) y el acumulador de presión positiva (158).

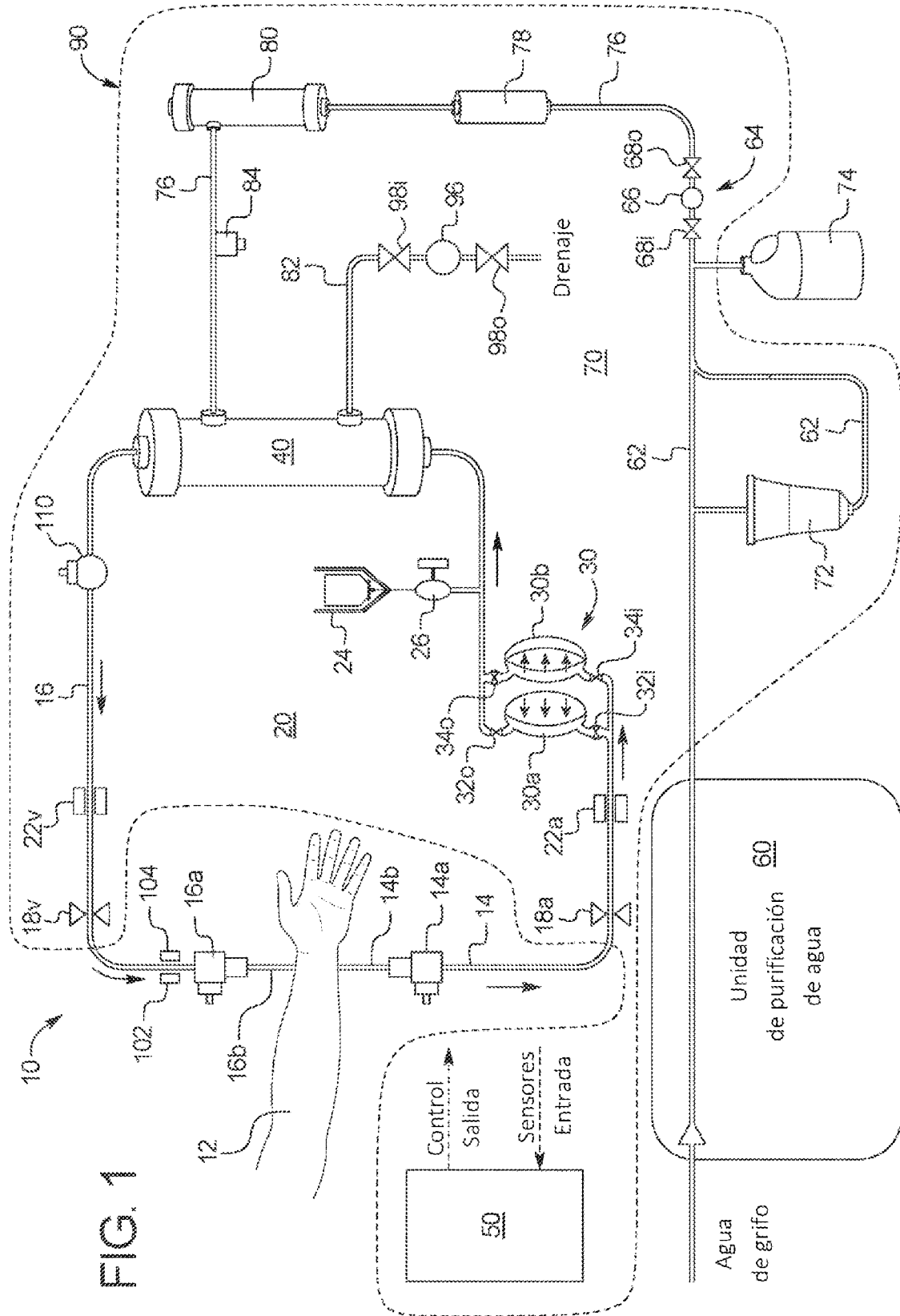
5 9. La máquina de administración de fluidos médicos (90) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, que incluye un acumulador de presión negativa (160) que almacena aire de presión negativa para su suministro a la cámara de bombeo accionada neumáticamente (202).

10 10. La máquina de administración de fluidos médicos (90) de acuerdo con la reivindicación 9, en donde el acumulador de presión negativa (160) incluye una ampolla expansible (182) que se infla con aire de presión negativa, lo que crea una presión negativa adicional que aumenta la cantidad de aire de presión negativa que el acumulador de presión negativa (160) puede proporcionar.

15 11. La máquina de administración de fluidos médicos (90) de acuerdo con la reivindicación 10, en donde la ampolla expansible (182) está estructurada de modo que la presión negativa necesaria para inflar la ampolla expansible (182) es mayor que la presión de salida negativa deseada, y en donde la presión de salida negativa deseada se establece mediante un regulador neumático (246) ubicado neumáticamente entre el acumulador de presión negativa (160) y la cámara de bombeo accionada neumáticamente (202).

20 12. La máquina de administración de fluidos médicos (90) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 9 a 11, que incluye una quinta válvula binaria (240c) ubicada neumáticamente entre el acumulador de presión negativa (160) y la cámara de bombeo accionada neumáticamente (202).

25 13. La máquina de administración de fluidos médicos (90) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 9 a 12, que incluye una válvula de orificio variable (244) bajo el control de la unidad de control (50) ubicada entre el acumulador de presión negativa (160) y la cámara de bombeo accionada neumáticamente (202).



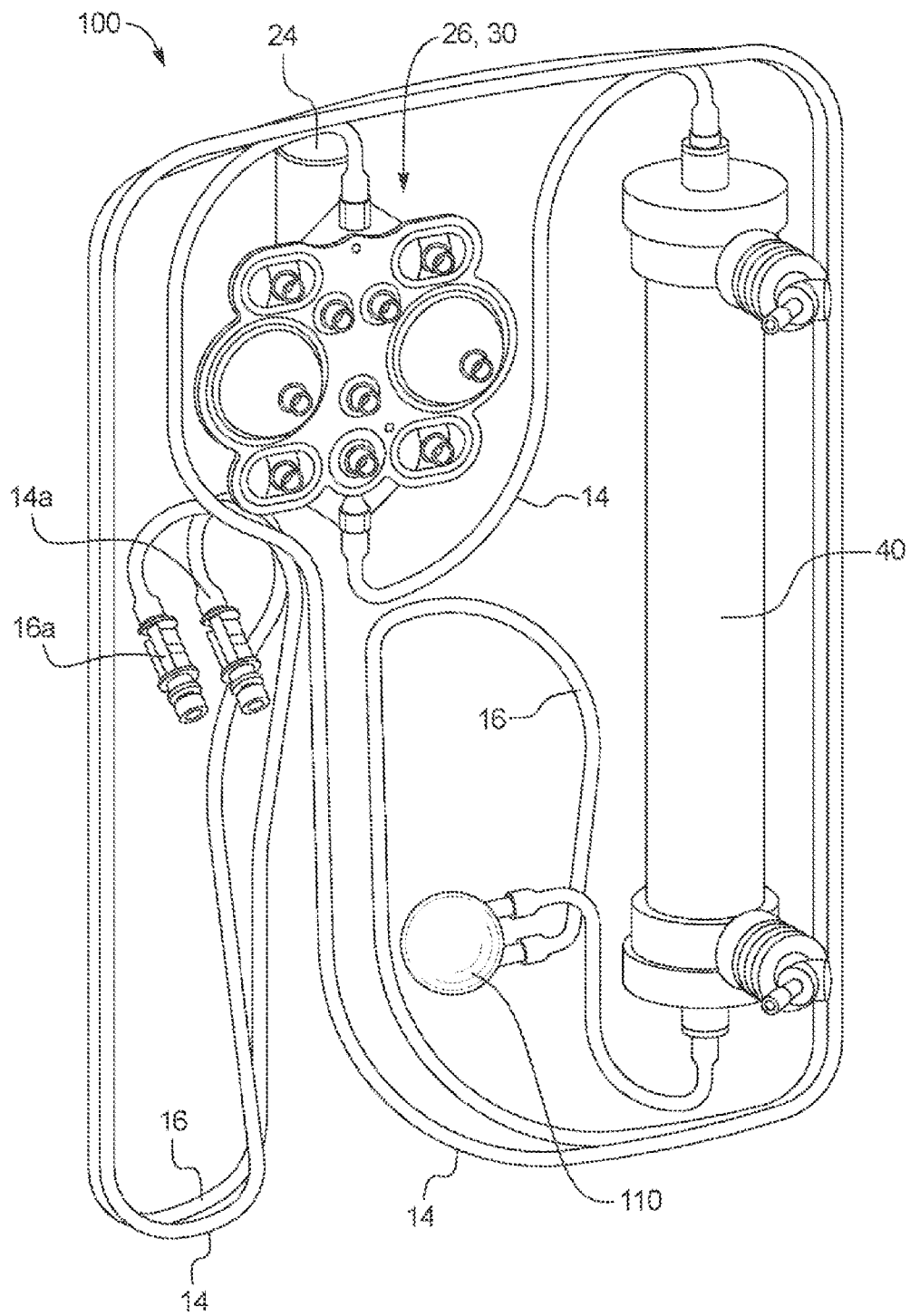


FIG. 2

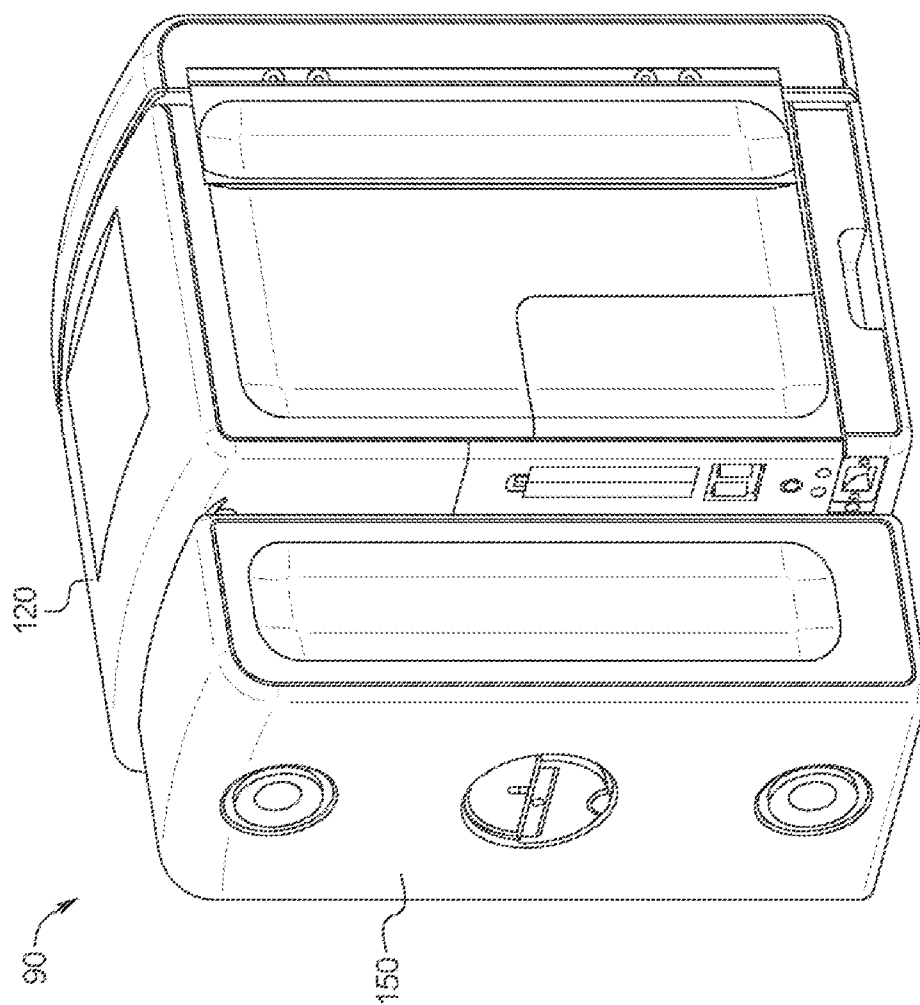


FIG. 3

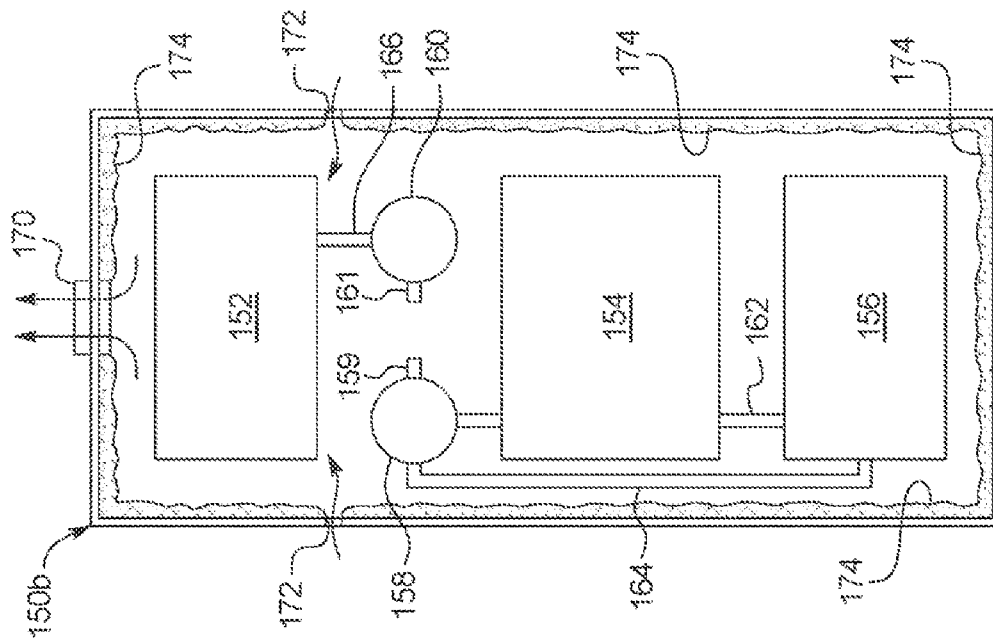


FIG. 4B

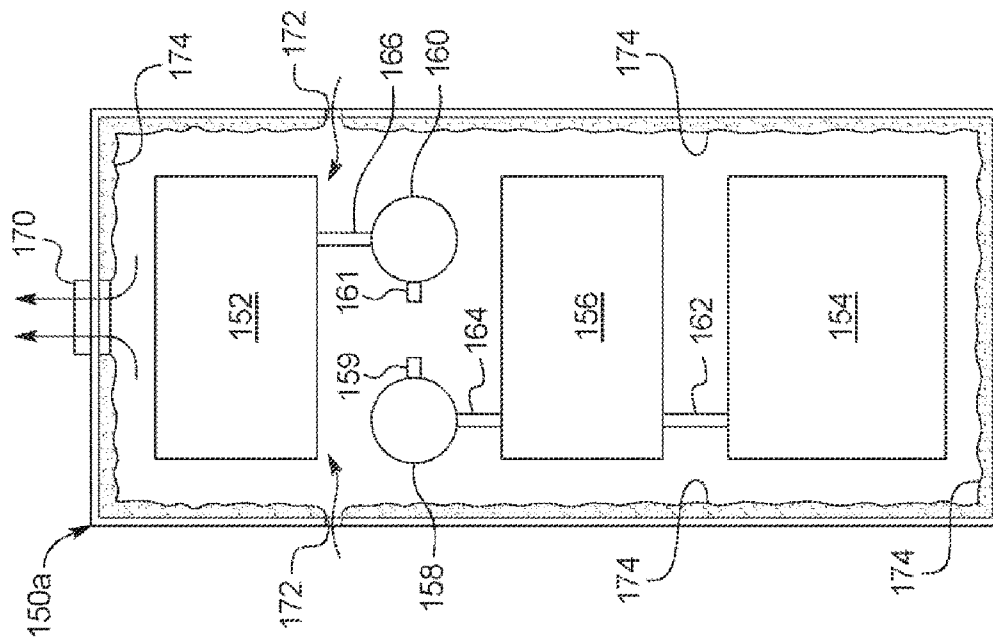


FIG. 4A

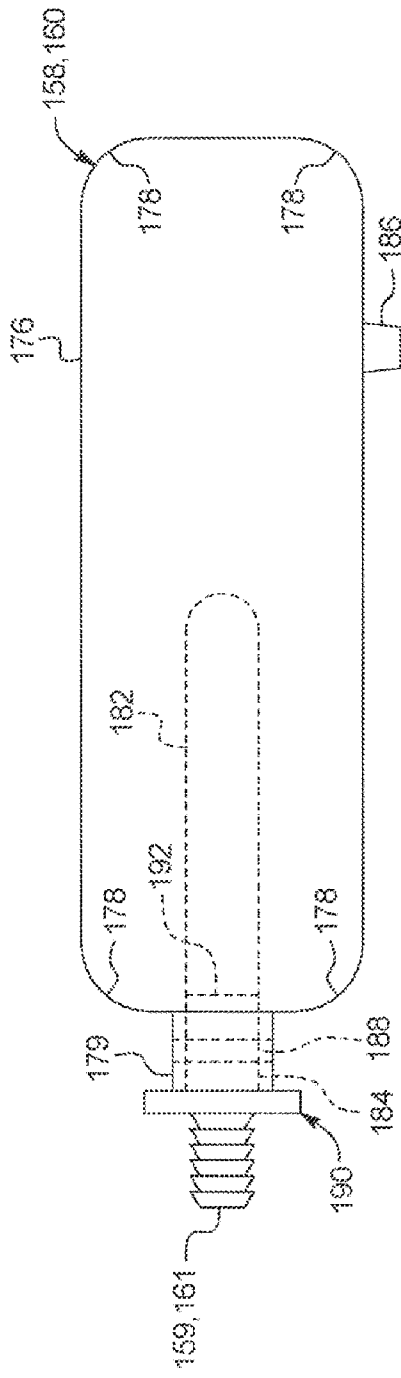


FIG. 5

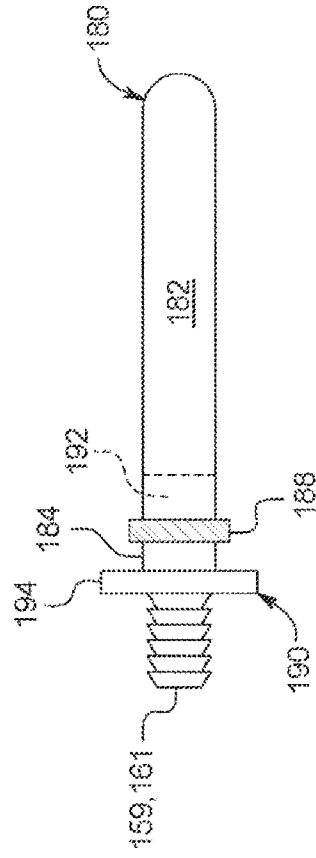


FIG. 6

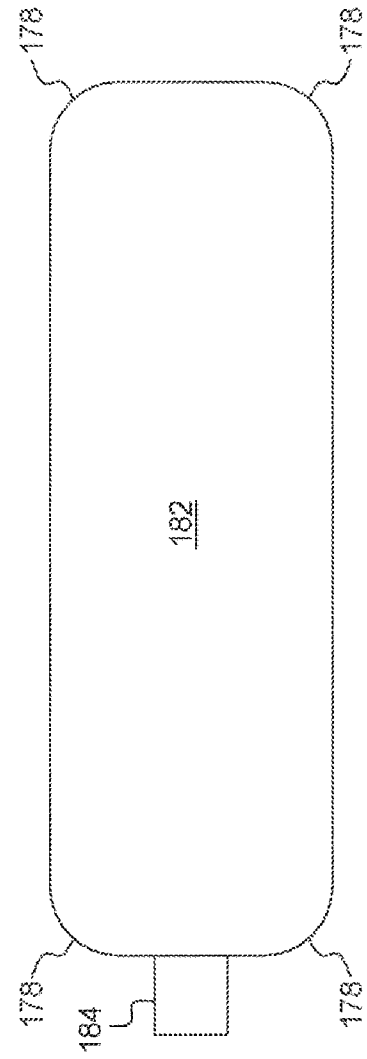


FIG. 7

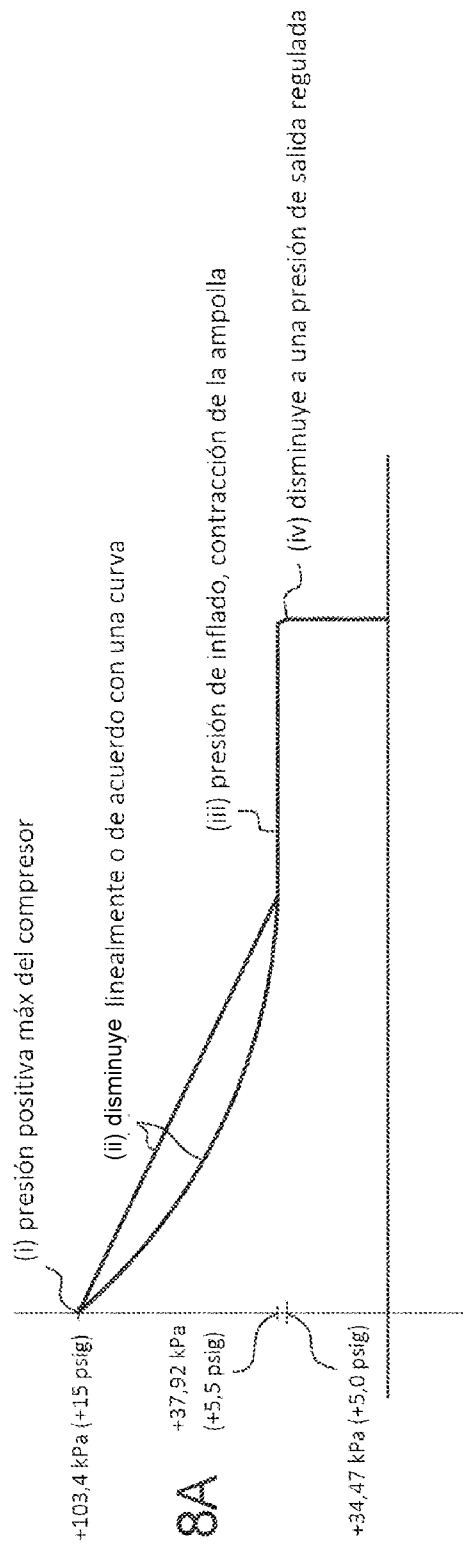


FIG. 8A

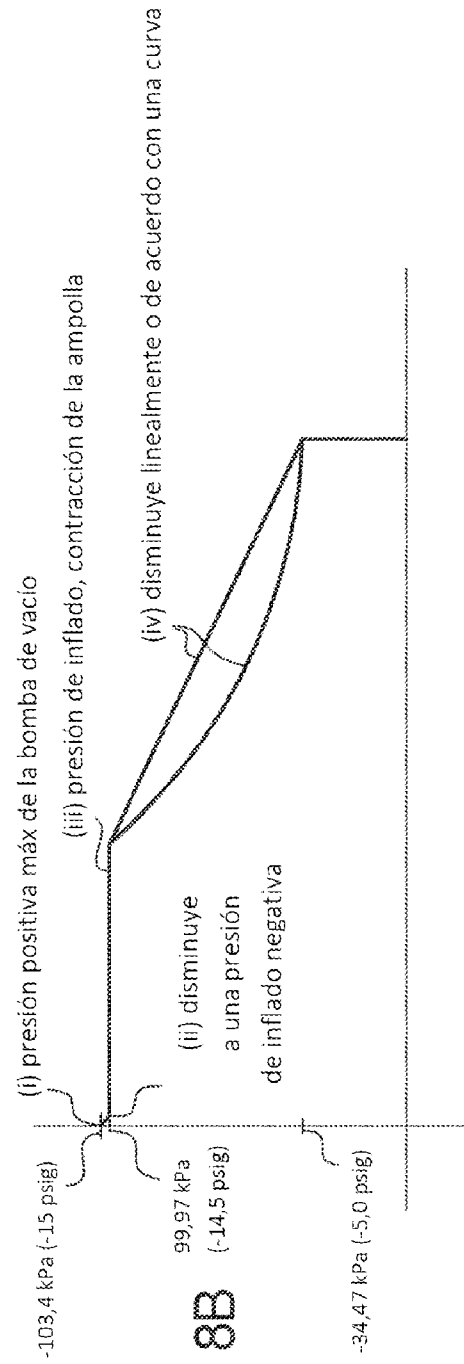


FIG. 8B

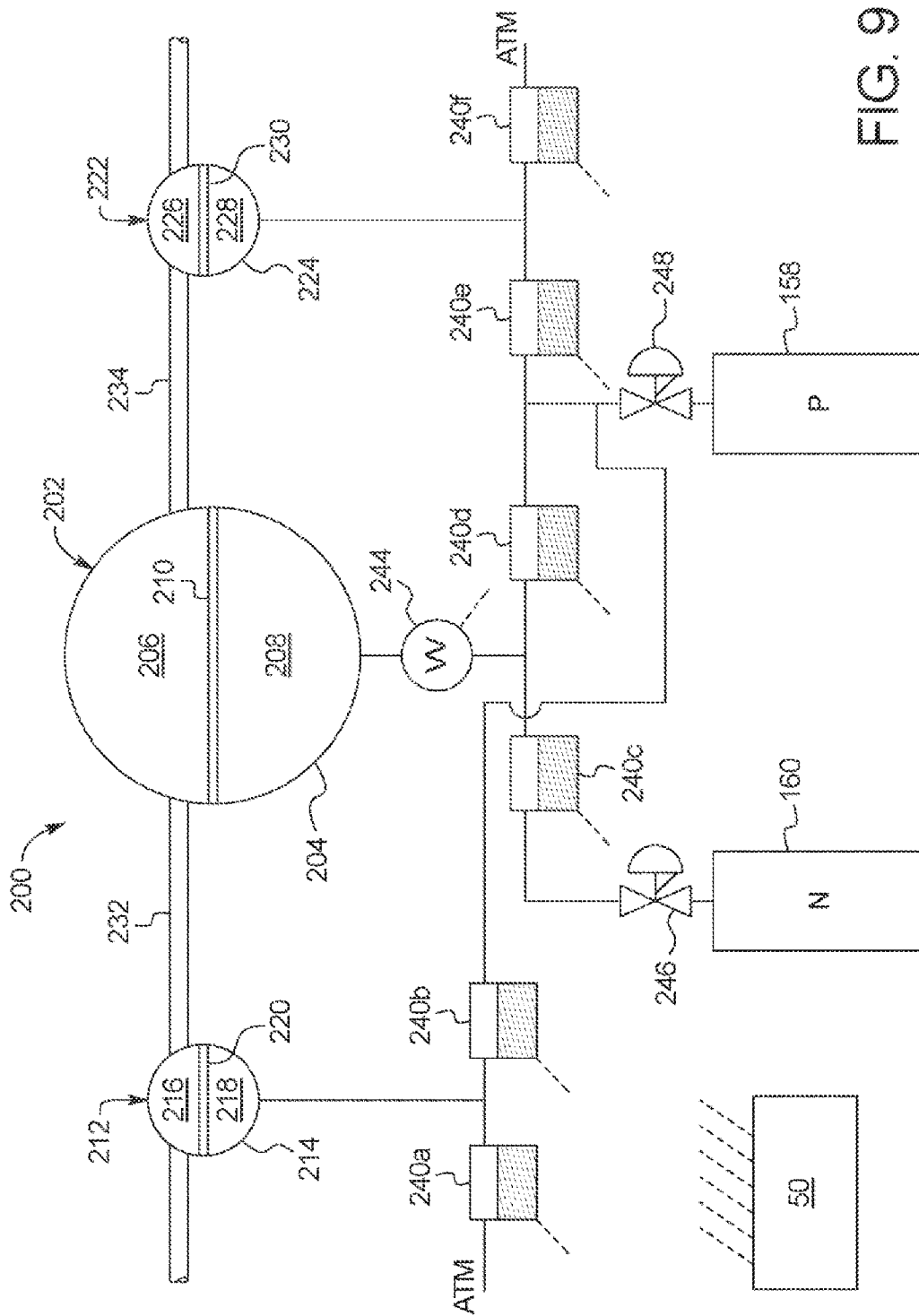


FIG. 9