

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 403 598**

51 Int. Cl.:

**A61M 1/36** (2006.01)

**A61M 1/34** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **22.12.2009** **E 09015834 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **23.01.2013** **EP 2343092**

54 Título: **Método y aparato para controlar una velocidad de flujo de fluido en un conducto de transporte de fluido de un dispositivo médico**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**20.05.2013**

73 Titular/es:

**GAMBRO LUNDIA AB (100.0%)**  
**P.O. Box 10101**  
**220 10 Lund, SE**

72 Inventor/es:

**BENE, BERNARD**

**ES 2 403 598 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**

Método y aparato para controlar una velocidad de flujo de fluido en un conducto de transporte de fluido de un dispositivo médico

Descripción

5 Campo técnico

La presente invención se refiere a un aparato y a un método para controlar una velocidad de flujo de fluido en un conducto de transporte de fluido de un dispositivo médico. El dispositivo médico puede ser por ejemplo una máquina para tratamiento de sangre extracorpóreo o para tratamiento de insuficiencia renal o para recibir y almacenar líquido de un donante. El líquido puede ser líquido de tratamiento o puede ser líquido extraído de un paciente o donante. La invención es especialmente útil, pero no sólo, cuando se aplica en conductos de desechos o en conductos de inyección de conductos de transporte de fluido en dispositivos médicos tales como máquinas de diálisis o similares.

10

Antecedentes

15

Tal como se conoce en la técnica, pacientes que padecen fallo del riñón o insuficiencia renal, o pacientes que padecen patologías particulares, deben someterse a tratamientos específicos. Más en detalle, se sabe cómo tratar la sangre en un circuito extracorpóreo con el fin de llevar a cabo ultrafiltración, hemodiálisis, hemofiltración, hemodiafiltración, plasmáferesis, separación de componentes sanguíneos, oxigenación de la sangre, etc.

20

Tratamiento de sangre extracorpóreo significa extraer la sangre de un paciente, tratar la sangre fuera del paciente y devolver la sangre tratada al paciente. Normalmente, se retira sangre de un vaso sanguíneo, se envía a un conducto de extracción de un circuito extracorpóreo, se hace pasar a través de una unidad de tratamiento de sangre y se devuelve a otro o al mismo vaso sanguíneo.

25

Normalmente se usa tratamiento de sangre extracorpóreo para extraer moléculas o materia no deseadas de la sangre del paciente, y/o para añadir moléculas o materia beneficiosas a la sangre. Se usa tratamiento de sangre extracorpóreo con pacientes que no pueden eliminar eficazmente materia de su sangre, por ejemplo en el caso de un paciente que padece fallo del riñón temporal o permanente. Estos y otros pacientes pueden someterse a tratamiento de sangre extracorpóreo para añadir o para eliminar materia de su sangre, para mantener un equilibrio ácido-base o para eliminar fluidos corporales en exceso, por ejemplo. Normalmente se realiza tratamiento de sangre extracorpóreo extrayendo muestras de la sangre del paciente en un flujo continuo, introduciendo la sangre en una cámara primaria de una unidad de tratamiento de sangre en la que la sangre pasa a través de una membrana semipermeable. La membrana semipermeable permite selectivamente que la materia no deseada contenida en la sangre pase a través de la membrana, desde la cámara primaria hasta la cámara secundaria, y también permite selectivamente que la materia beneficiosa contenida en el líquido que va hacia la cámara secundaria pase a través de la membrana a la sangre que va hacia la cámara primaria, según el tipo de tratamiento.

30

35

Pueden realizarse varios tratamientos de sangre extracorpóreos mediante la misma máquina. En el tratamiento de ultrafiltración (UF), se elimina la materia no deseada de la sangre mediante convección a través de la membrana en la cámara secundaria.

40

En el tratamiento de hemofiltración (HF), la sangre discurre a través de la membrana semipermeable como en la UF, y se añade la materia beneficiosa a la sangre, normalmente mediante la introducción de un fluido en la sangre, o bien antes o bien después de su paso a través de la unidad de tratamiento de sangre y antes de que se devuelva al paciente. En el tratamiento de hemodiálisis (HD), se introduce un fluido secundario que contiene la materia beneficiosa en la cámara secundaria del filtro. La materia no deseada de la sangre cruza la membrana semipermeable y penetra en el fluido secundario, y la materia beneficiosa del fluido secundario puede atravesar la membrana y penetrar en la sangre.

45

En el tratamiento de hemodiafiltración (HDF), la sangre y el fluido secundario intercambian su materia como en la HD y, además, se añade materia a la sangre, normalmente introduciendo un fluido en la sangre tratada antes de que se devuelva al paciente como en la HF, y la materia no deseada también se elimina de la sangre mediante convección.

50

En cada tratamiento, el fluido secundario pasa a través de la cámara secundaria del filtro y recibe la materia no deseada de la sangre por medio de la membrana. Entonces se extrae este líquido del filtro: se denomina comúnmente desecho, y se envía a un drenaje o a un receptáculo destinado entonces a descargarse en un drenaje.

55

En conductos de transporte de fluido de dispositivo médicos, habitualmente se usan bombas con el fin de bombear diferentes fluidos, tales como sangre, líquidos de tratamiento, líquidos de desecho, a lo largo de las conduc-

tos de transporte. Tales bombas pueden ser por ejemplo bombas peristálticas, bombas volumétricas, bombas de tipo pistón, etc.

5 El documento US 4.747.950 da a conocer un método y aparato para controlar la ultrafiltración durante la hemodiálisis. Tal aparato comprende un receptáculo en comunicación de fluidos con un reservorio y una primera bomba de dosificación prevista para extraer dializado nuevo del reservorio y suministrarlo al receptáculo, a una velocidad fijada predeterminada. Se proporciona una segunda bomba para extraer dializado nuevo del receptáculo y suministrarlo al hemodializador. Se incluye un dispositivo de detección de líquido en el receptáculo y la segunda bomba es por ejemplo una bomba de flujo variable que puede controlarse para ajustar la velocidad de flujo del dializado nuevo hacia el hemodializador con el fin de mantener el nivel o volumen de dializado nuevo en el receptáculo a un nivel constante predeterminado.

10 El documento US4.372.846 da a conocer un sistema de purificación de sangre que comprende medios de dosificación de filtrado que incluyen un pequeño recipiente con un sensor de nivel de líquido superior y un sensor de nivel de líquido inferior, teniendo el recipiente un canal de entrada y un canal de salida dotado de una válvula. Cuando el recipiente se llena de modo que el fluido alcanza una posición por encima del nivel en el que está ubicado el sensor de nivel de líquido superior, se abre la válvula para descargar el contenido del recipiente. Cuando el líquido alcanza posteriormente una posición por debajo del nivel en el que está ubicado el sensor de nivel de líquido inferior, se cierra de nuevo la válvula.

15 El documento US6.440.311 da a conocer un sistema y un método para monitorizar una bomba de dosificación en una máquina de diálisis, en el que una segunda bomba está dispuesta entre una bomba de dosificación y una fuente de fluido y una cámara auxiliar está dispuesta entre la bomba de dosificación y la segunda bomba. Un detector de nivel está dispuesto en la cámara auxiliar para detectar cuándo el nivel de fluido en la cámara auxiliar desciende por debajo de su nivel debido a una carrera de la bomba de dosificación de tipo pistón, y una disposición de control está dispuesta para activar la segunda bomba cuando el nivel está por debajo del detector de nivel. La relación entre el flujo desde la cámara auxiliar hasta la bomba de dosificación durante su carrera de succión y el flujo hasta la cámara auxiliar desde la segunda bomba es tal que el nivel en la cámara auxiliar nunca sube por encima del nivel del detector de nivel.

20 El documento WO 91/15253 da a conocer un sistema para pesar y monitorizar el flujo desde múltiples fuentes de fluido hacia un sistema de flujo en el que se recibe fluido entrante en una bolsa de pesaje acoplada a un sistema de control para monitorizar la cantidad de fluido que pasa través de la bolsa de pesaje y para impedir la admisión de aire en el sistema de flujo. Una alarma acoplada a la bolsa de pesaje advierte cuándo el fluido en la bolsa de pesaje está casi vaciándose, de modo que el fluido en la bolsa de pesaje puede reponerse desde la fuente de fluido antes de que la bolsa de pesaje se seque. Si no se rellena el fluido en la bolsa de pesaje, el sistema se apaga automáticamente. La admisión de cantidades conocidas de fluidos en la bolsa de pesaje puede controlarse de modo que la cantidad de fluido introducida en el sistema de flujo a través de la bolsa de pesaje puede calcularse automáticamente.

25 Los dispositivos conocidos presentan generalmente uno o más de los siguientes problemas.

30 Debe indicarse que en tratamientos de sangre extracorpóreos conocidos la determinación de la velocidad de flujo de fluido exacta de los diversos fluidos en los conductos de transporte es un aspecto crítico, puesto que la cantidad de líquidos que pasan por los conductos se correlaciona estrictamente con la calidad del tratamiento médico. De hecho, cualquier imprecisión en la velocidad de fluido que pasa por cualquiera de los conductos del circuito puede alterar la calidad del tratamiento médico y también puede conducir a graves consecuencias para la salud del paciente.

35 En consecuencia, en dispositivos médicos conocidos sólo deben usarse bombas que tienen un alto nivel de exactitud y fiabilidad, y en cualquier caso es difícil comprobar la exactitud de la velocidad de flujo de fluido real que pasa a través de la bomba.

De hecho, los medios de control de la máquina médica monitorizan habitualmente las bombas y/o las velocidades de flujo a través de sensores.

Por ejemplo, se monitoriza la velocidad de la bomba peristáltica 3a/21 (con sensores Hall o similares) y se relaciona con la velocidad de flujo de fluido en el tubo sobre el que está actuando la bomba.

40 En cualquier caso, los medios de control no pueden comprobar la exactitud de dicha medida y no pueden determinar ningún error en dicha medida.

Particularmente, la exactitud se ve afectada por varias características técnicas tales como acoplamiento correcto entre el tubo y la bomba, otros elementos del dispositivo colocados a lo largo del tubo/conducto, modificación de los parámetros de funcionamiento, etc.

La presente invención se describe con particular referencia a un circuito de tratamiento de sangre extracorpóreo sin limitar de ese modo el alcance de la invención a esta aplicación específica. El objeto de la invención es proporcionar un aparato y un método para controlar una velocidad de flujo de fluido en un conducto de transporte de fluido de un dispositivo médico que tiene las mismas funciones que dispositivos conocidos actualmente y que permiten además que se solucione uno o más de los problemas descritos. En particular, un objeto de la invención es proporcionar un aparato y un método para controlar una velocidad de flujo de fluido en un conducto de transporte de fluido de un dispositivo médico que permite comprobar la exactitud de la velocidad de flujo de fluido medida proporcionada por sensores colocados directamente en la bomba o medida mediante cualquier sensor de velocidad de flujo de fluido a lo largo del conducto. Un objeto auxiliar adicional de la presente invención es proporcionar un aparato y un método para controlar una velocidad de flujo de fluido en un conducto de transporte de fluido de un dispositivo médico que puede determinar con alta precisión la velocidad de flujo de fluido exacta a través de un conducto de transporte de fluido, y en ese caso regular el flujo a través de una bomba o un conducto según los resultados de la comprobación. Otro objeto de la presente invención es proporcionar un aparato y un método para controlar una velocidad de flujo de fluido en un conducto de transporte de fluido de un dispositivo médico que puede realizarse de manera sencilla y que no es caro. Otras ventajas y características de la invención resultarán evidentes a partir de la lectura de la siguiente descripción.

### Sumario

La presente invención se refiere a un aparato y un método para controlar una velocidad de flujo de fluido en un conducto de transporte de fluido de un dispositivo médico, según las reivindicaciones independientes adjuntas o cualquiera de las reivindicaciones dependientes. La invención se refiere además a un aparato según cualquiera de las reivindicaciones de aparato adjuntas, en el que un dispositivo de control está operativamente conectado al menos a una primera bomba y a un sensor. La invención se refiere además a un aparato según cualquiera de las reivindicaciones de aparato adjuntas, en el que una primera y/o segunda bomba(s) es/son bomba(s) peristáltica(s). La invención se refiere además a un aparato según cualquiera de las reivindicaciones de aparato adjuntas, en el que se define una cámara mediante una bolsa apta para contener un fluido. La invención se refiere además a un conducto de infusión de fluido para un dispositivo médico, que comprende un aparato para controlar una velocidad de flujo según cualquiera de las reivindicaciones de aparato adjuntas, en el que la primera bomba está dispuesta entre la primera cámara y un conducto de transporte de fluido de un dispositivo médico y una fuente de fluido está conectada operativamente a la primera cámara en un lado opuesto a la primera bomba. La invención se refiere además a un conducto de desechos de fluido para un dispositivo médico, que comprende un aparato para controlar una velocidad de flujo según cualquiera de las reivindicaciones de aparato adjuntas, en el que la primera bomba está dispuesta entre la primera cámara y un recipiente o conducto de fluido para fluido que va a descargarse desde un dispositivo médico y una zona de desechos de fluido está conectada operativamente a la primera cámara en un lado opuesto a la primera bomba. La invención se refiere además a un dispositivo de tratamiento de sangre que comprende un aparato según cualquiera de las reivindicaciones de aparato adjuntas. La invención se refiere además a una máquina médica, en particular para el tratamiento de sangre, que comprende un aparato según cualquiera de las reivindicaciones de aparato adjuntas. La invención se refiere además a un método según cualquiera de las reivindicaciones de método adjuntas, en el que la primera bomba se detiene cuando la segunda bomba se activa. La invención se refiere además a un método según cualquiera de las reivindicaciones de método adjuntas, que comprende además la etapa de detener la primera bomba cuando la segunda bomba se activa, o cuando el fluido pasa a través del regulador de fluido, al menos durante un ciclo de una pluralidad de ciclos de operación. La invención se refiere además a un método según cualquiera de las reivindicaciones de método adjuntas, que comprende la etapa de detectar un primer valor de peso correspondiente a la cantidad de fluido en dicha cámara o la etapa de detectar un primer valor de nivel de fluido correspondiente al nivel de fluido en dicha cámara. La invención se refiere además a un método según cualquiera de las reivindicaciones de método adjuntas, que comprende la etapa de comparar la duración de al menos dos fases o etapas correspondientes en una repetición cíclica las etapas de funcionamiento de la primera bomba o la segunda bomba, con el fin de verificar si la primera bomba o la segunda bomba continúan funcionando correctamente. Debe indicarse que en las diversas fases de los ciclos descritos anteriormente, al menos la duración de cada fase en la que una determinada bomba está funcionando sola debe permanecer igual en los diversos ciclos, y por tanto también puede llevarse a cabo una comprobación de la duración de tales fases correspondientes para verificar que la bomba está funcionando correctamente y para garantizar la seguridad del tratamiento. La invención se refiere además a un método para controlar una velocidad de flujo de fluido en un conducto de infusión de fluido de un dispositivo médico, según cualquiera de las reivindicaciones de método adjuntas, en el que se lleva a cabo una etapa de recoger un fluido que pasa por un conducto de transporte en una primera cámara recogiendo el fluido que sale de una primera bomba. La invención se refiere además a un método para controlar una velocidad de flujo de fluido en un conducto de desechos de fluido de un dispositivo médico, según cualquiera de las reivindicaciones de método adjuntas, en el que se lleva a cabo una etapa de bombeo de un fluido a través de un conducto de transporte de fluido mediante una primera bomba alejando mediante bombeo el fluido de una primera cámara.

La presente invención proporciona una o más de las siguientes ventajas:

- un aparato y un método para controlar una velocidad de flujo de fluido en un conducto de transporte de fluido de un dispositivo médico según la invención permiten comprobar la exactitud de la velocidad de flujo de fluido medida proporcionada directamente por la bomba o medida mediante cualquier sensor de velocidad de flujo de fluido a lo largo del conducto;

5 - un aparato y un método según la invención pueden determinar con alta precisión la velocidad de flujo de fluido exacta a través de un conducto de transporte de fluido;

- un aparato y un método según la invención permiten regular las bombas con el fin de obtener exactamente la velocidad de flujo de fluido deseada a través de un conducto de transporte de fluido;

10 - un aparato y un método según la invención permiten evitar cualquier error en la velocidad de flujo de fluido en un conducto de transporte de fluido;

- un aparato y un método según la invención permiten llevar a cabo tratamientos médicos con alta fiabilidad y reducir los riesgos para el paciente;

- un aparato y un método según la invención pueden realizarse de manera sencilla y no son caros.

Breve descripción de los dibujos:

15

Aparecerán características y ventajas adicionales del presente método y aparato con la descripción detallada de realizaciones posibles, pero no exclusivas, de un dispositivo de tratamiento de sangre extracorpóreo. Esta descripción se facilitará a continuación con referencia a los dibujos adjuntos, que se suministran para fines de información y por tanto no son limitativos.

20 - La figura 1 representa un dispositivo de tratamiento de sangre extracorpóreo dotado de dos aparatos para controlar una velocidad de flujo de fluido según una primera y una segunda realización;

- la figura 2 representa un aparato según la primera realización;

- la figura 3 representa un aparato según la segunda realización;

25 - la figura 4 es un diagrama que representa la variación de un valor representativo de la cantidad de fluido en una primera cámara durante una primera secuencia de ciclos en el conducto de infusión de fluido de la figura 2;

- la figura 5 es un diagrama que representa la variación de un valor representativo de la cantidad de fluido en una primera cámara durante una segunda secuencia de ciclos en el conducto de desechos de fluido de la figura 3;

- la figura 6 es un diagrama que representa la variación de un valor representativo de la cantidad de fluido en una primera cámara durante una tercera secuencia de ciclos en el conducto de desechos de fluido de la figura 3;

30 - la figura 7a es un diagrama de flujo que muestra las etapas de funcionamiento del aparato para controlar la velocidad de flujo de fluido según la primera realización; y

- la figura 7b es un diagrama de flujo que muestra las etapas de funcionamiento del aparato para controlar la velocidad de flujo de fluido según la segunda realización.

Descripción detallada

35

Con referencia a los dibujos adjuntos, se ha identificado un equipo de tratamiento de sangre con el número de referencia 1.

40 El equipo o dispositivo 1 médico comprende un circuito 2 de sangre extracorpóreo que va a conectarse en uso al sistema cardiovascular de un paciente que va a tratarse (no mostrado en los dibujos). En la práctica, el paciente puede conectarse al circuito extracorpóreo mediante una o dos agujas, una cánula, un dispositivo de acceso artificial implantado u otros medios de acceso equivalentes, lo que permite extraer y devolver sangre del y al paciente. El circuito extracorpóreo de la realización mostrada en los dibujos adjuntos presenta un conducto 3 de extracción, para extraer sangre que va a tratarse del paciente y un conducto 4 de retorno para devolver sangre tratada al paciente. Un extremo aguas abajo del conducto 3 de extracción está conectado a la entrada 5 de una cámara 6 primaria de una unidad 7 de tratamiento que también comprende una cámara 8 secundaria separada de la cámara 6 primaria por medio de una membrana 9 semipermeable. Una salida 10 de la cámara 6 primaria de dicha unidad 7 de tratamiento también está conectada a un extremo aguas arriba del conducto 4 de retorno. La cámara 8 secundaria de la unidad de tratamiento presenta una salida 11, que está conectada a un conducto 12 de desechos que conduce a un extremo de desechos o zona 26 de desechos. En el caso de que el

equipo esté destinado a ejecutar un tratamiento de hemodiálisis o hemodiafiltración, la cámara secundaria también presenta una entrada 13 para recibir un conducto 14 de líquido de diálisis nuevo.

5 En la realización de la figura 1, el equipo 1 presenta un conducto 16 de posinfusión conectado al circuito de sangre aguas abajo de la unidad 7 de tratamiento de sangre. Alternativamente, o además, el equipo puede presentar un conducto 15 de preinfusión conectado al circuito de sangre aguas arriba de la unidad de tratamiento de sangre. En el campo del tratamiento de sangre, los conductos de preinfusión y posinfusión también se denominan conductos de predilución y de posdilución respectivamente. Los conductos de infusión toman el líquido de infusión de una fuente 27 de fluido. La fuente 27 de fluido puede ser una bolsa que contiene una disolución de infusión apropiada o un fluido preparado en línea procedente, por ejemplo, del conducto de entrada de diálisis nueva tras filtración "apropiada". En la realización mostrada, los diversos fluidos se hacen circular en uso a través de los respectivos conductos mediante los siguientes dispositivos: una bomba 17 de sangre que opera en el circuito de sangre extracorpóreo, una bomba 18 de infusión para los conductos 15, 16 de preinfusión y/o posinfusión y una bomba 18a de desechos que opera en el conducto 12 de desechos. Si el conducto 14 de diálisis está presente y se usa, el equipo 1 también comprende una bomba 19 de líquido nuevo (en esta realización el líquido se prepara en línea, aunque queda claro para los expertos en la técnica que el líquido de diálisis o infusión puede proceder de recipientes respectivos de líquido preparado previamente) que envía líquido al conducto 14 de diálisis. Las bombas 17, 18, 18a, 19 operan según las instrucciones recibidas por una unidad 20 de control del equipo.

20 El equipo puede comprender elementos conocidos adicionales, tales como un sensor 22 de presión de retorno, un sensor 23 de presión de dializado, medidores 24 y 25 de flujo, etc. La estructura y el funcionamiento convencionales del equipo 1 no se describen con más detalle en la presente descripción puesto que los conoce bien el experto en la técnica.

Tampoco se muestran las conexiones entre la unidad 20 de control y los diversos elementos del circuito (bombas, sensores, actuadores...) por motivos de simplicidad.

25 Según la presente invención, un aparato 28, 28a para controlar una velocidad de flujo de fluido en un conducto de transporte de fluido de un dispositivo o equipo 1 médico está montado, como ejemplo, en el conducto 16 de infusión (o alternativamente en el conducto 15 de infusión) y/o en el conducto 12 de desechos. En referencia a las figuras 1, 2 y 3, el aparato 28, 28a comprende el conducto 12, 15 ó 16 de transporte de fluido, al menos la primera bomba 18, 18a dispuesta en el conducto 12, 15 ó 16 de transporte de fluido para bombear un fluido y al menos una primera cámara 29, 29a dispuesta en el conducto 12, 15 ó 16 de transporte de fluido para recoger el fluido. El aparato 28, 28a comprende además al menos un sensor 30, 30a para proporcionar un primer valor v1 correlacionado con la cantidad de fluido en la primera cámara 29, 29a. El sensor 30, 30a puede ser por ejemplo un sensor de peso configurado para controlar el peso del fluido en la cámara 29, 29a o un sensor de nivel configurado para controlar el nivel del fluido en la cámara 29, 29a. El sensor 30, 30a puede ser cualquier otra clase de sensor adecuado (por ejemplo un sensor de conductividad, etc.) adaptado para permitir la determinación de la cantidad de fluido en la cámara 29, 29a. Según una posible realización, la primera cámara 29, 29a puede estar definida por una bolsa apta para contener un fluido, pero cualquier clase de receptáculo o recipiente también puede ser adecuado. El aparato 28, 28a comprende además un dispositivo 21, 21a de control (por ejemplo conectado a o integrado en la unidad 20 de control del equipo 1) configurado para recibir un segundo valor v2 representativo de la velocidad de flujo de fluido a través de la primera bomba 18, 18a y para relacionar el segundo valor v2 con el primer valor v1 con el fin de realizar una comprobación de la exactitud de la corrección del segundo valor. En más detalle, el dispositivo 21, 21a de control (que podría estar definido por la unidad 20 de control del equipo) convierte el primer y/o el segundo valor en valores homogéneos (valores que tienen la misma unidad de medición) que por tanto pueden compararse y en consecuencia pueden proporcionar un índice de exactitud del segundo valor v2.

45 Ventajosamente, el dispositivo 21, 21a de control está configurado para convertir el primer valor v1 en una medida de la velocidad de flujo de fluido y para compararla con el segundo valor v2 con el fin de obtener la comprobación de la exactitud del segundo valor.

Por supuesto, si el segundo valor no es una velocidad de flujo de fluido, el mismo segundo valor v2 puede convertirse en una velocidad de flujo de fluido.

50 En una posible realización, el dispositivo 21, 21a de control incluye información técnica referente a la primera cámara 29, 29a, de modo que cuando se recibe del sensor 30, 30a el primer valor v1 relacionado con la cantidad de fluido en la primera cámara 29, 29a, puede convertir este valor de nivel o peso en un valor de velocidad de flujo de fluido correspondiente, que se compara posteriormente con el segundo valor proporcionado por la primera bomba 18, 18a (o por otro sensor de flujo). Como ejemplo, el segundo valor v2 podría no ser una velocidad de flujo, pero la velocidad de flujo de fluido podría obtenerse (de un modo conocido y convencional) a partir de v2 conociendo las características del circuito (sección del tubo; clase de bomba usada y su velocidad).

El dispositivo de control conoce los parámetros del circuito requeridos y, por ejemplo, a través de un sensor Hall, calcula la velocidad real de la bomba (en este caso la señal v2 podría ser la señal procedente del sensor Hall).

Con los datos anteriores, el dispositivo de control puede calcular la velocidad de flujo de fluido.

Por supuesto, puesto que algunos de los parámetros fijados e introducidos del circuito podrían no ser exactos o podrían cambiar durante el funcionamiento del equipo, la velocidad de flujo calculada (derivada a partir del segundo valor  $v_2$ ) podría no ser exacta y en consecuencia se requiere una comprobación de la exactitud.

- 5 Como una posible alternativa, el segundo valor  $v_2$  podría ser directamente una velocidad de flujo de fluido, medida mediante un medidor de flujo por ejemplo.

También en este caso, puesto que podría haber una desviación del sensor (o en el caso de una calibración errónea), de nuevo el segundo valor  $v_2$  podría no ser exacto.

- 10 Mediante la comparación mencionada anteriormente, es posible obtener una comprobación muy fiable de la exactitud de la velocidad de flujo real que pasa través de la primera bomba. Según la invención, también es posible regular la primera bomba 18, 18a según el resultado de esta comprobación. En una realización, el dispositivo 21, 21a de control está conectado operativamente al menos a la primera bomba 18, 18a y al sensor 30, 30a. El aparato 28, 28a comprende además un regulador 31, 31a de flujo de fluido dispuesto en el conducto 12, 15, 16 de transporte de fluido para regular la velocidad de flujo del fluido en un lado opuesto a la primera bomba 18, 18a con respecto a la primera cámara 29, 29a, estando también el regulador 31, 31a de flujo de fluido conectado operativamente al dispositivo 21, 21a de control. El regulador de flujo de fluido puede ser por ejemplo una válvula, una bomba u otro elemento adecuado. En las realizaciones mostradas en las figuras adjuntas, el regulador 31, 31a de flujo de fluido es una segunda bomba 31, 31a dispuesta en el conducto 12, 15, 16 de transporte de fluido para bombear un fluido en un lado opuesto a la primera bomba 18, 18a con respecto a la primera cámara 28, 28a. La segunda bomba 31, 31a está conectada operativamente al dispositivo 21, 21a de control al menos para proporcionar un tercer valor  $v_3$  representativo de la velocidad de flujo de fluido a través de la segunda bomba 31, 31a y el dispositivo 21, 21a de control también está configurado para correlacionar el tercer valor  $v_3$  con el primer y/o el segundo valor con el fin de obtener una comprobación de la exactitud del segundo y/o el tercer valor. En otras palabras, el dispositivo 21, 21a de control es apto para comparar el primer valor  $v_1$  convertido tal como se describió anteriormente con el segundo o el tercer valor  $v_2$ ,  $v_3$  (o con el segundo o el tercer valor convertido), o incluso el segundo y el tercer valor (convertidos o no de modo que sean homogéneos) entre sí con el fin de comprobar la exactitud de tales valores.

Como en el caso del segundo valor  $v_2$ , también el tercer valor  $v_3$  puede ser la señal procedente del sensor Hall montado próximo a la bomba peristáltica correspondiente, o una señal de un medidor de flujo, por ejemplo.

- 30 En la primera realización mostrada en la figura 2, el aparato 28 se aplica a un conducto 15 ó 16 de infusión, en el que la primera bomba 18 está dispuesta entre la primera cámara 29 y un conducto 4 de transporte de fluido del dispositivo o equipo 1 médico. En esta primera realización, la fuente 27 de fluido está conectada operativamente a la cámara 29 en un lado opuesto a la primera bomba 18.

- 35 En la segunda realización mostrada en la figura 3, el aparato 28a se aplica a un conducto 12 de desechos de fluido del dispositivo o equipo 1 médico, en el que la primera bomba 18a está dispuesta entre la primera cámara 29a y un conducto de fluido o recipiente 7 para que se descargue fluido desde un dispositivo 1 médico. La zona 26 de desechos de fluido está conectada operativamente a la cámara 29a en un lado opuesto a la primera bomba 18a. La primera bomba 18, 18a y/o la segunda bomba 31, 31a es/son en detalle bomba(s) peristáltica(s).

- 40 La presente invención tal como se reivindica también se refiere a un método para controlar una velocidad de flujo de fluido en un conducto de transporte de fluido de un dispositivo 1 médico, que comprende las etapas de bombear un fluido a través del conducto 12, 15, 16 de transporte de fluido mediante la primera bomba 18, 18a, recoger el fluido que pasa por el conducto de transporte en la primera cámara 29, 29a, detectar el primer valor correlacionado con la cantidad de fluido en la primera cámara 29, 29a, detectar y enviar el segundo valor representativo de la velocidad de flujo de fluido a través de la primera bomba 18, 18a al dispositivo 21, 21a de control, enviar el primer valor al dispositivo 21, 21a de control y correlacionar el segundo valor con el primer valor con el fin de obtener una comprobación de la exactitud del segundo valor. El método puede comprender además las etapas de convertir el primer y/o el segundo valor en valores homogéneos; por ejemplo convertir el primer valor  $v_1$  en una medida de la velocidad de flujo de fluido y compararla con el segundo valor (si es una velocidad de flujo) con el fin de obtener la comprobación de la exactitud del segundo valor y/o regular la primera bomba 18, 18a en consecuencia. El método comprende además la etapa de regular una velocidad de flujo de fluido del fluido en un lado opuesto a la primera bomba 18, 18a con respecto a la primera cámara 29, 29a. El método comprende además las etapas de bombear el fluido con la segunda bomba 31, 31a dispuesta en el conducto 12, 15, 16 de transporte de fluido en un lado opuesto a la primera bomba 18, 18a con respecto a la primera cámara 28, 28a, proporcionar un tercer valor  $v_3$  representativo de la velocidad de flujo de fluido a través de la segunda bomba 31, 31a a un dispositivo 21, 21a de control y correlacionar el tercer valor con los valores primero y/o segundo con el fin de obtener una comprobación de la exactitud del segundo y/o el tercer valor. Además la segunda bomba 31, 31a puede regularse según el resultado de esta comprobación. Un método según la invención puede comprender además las etapas de alejar mediante bombeo de manera continua el fluido mediante la primera bomba 18

de la primera cámara 29 durante un periodo de tratamiento predeterminado a una primera velocidad de flujo de fluido predeterminada, bombear el fluido mediante la segunda bomba 31 o dejar que el fluido pase a través del regulador 31 de fluido, a una segunda velocidad de flujo de fluido predeterminada superior a la primera velocidad de flujo de fluido predeterminada, cuando se alcanza un umbral mínimo B predeterminado del primer valor, y detener la segunda bomba 31, o detener el flujo de fluido a través del regulador 31 de flujo de fluido, cuando se alcanza un umbral máximo H predeterminado del primer valor. Un método según la invención puede comprender además las etapas de bombear de manera continua el fluido mediante la primera bomba 18a hacia la primera cámara 29a durante un periodo de tratamiento predeterminado a una primera velocidad de flujo de fluido predeterminada, bombear el fluido mediante la segunda bomba 31a o dejar que el fluido pase a través de regulador 31a de fluido, a una segunda velocidad de flujo de fluido predeterminada superior a la primera velocidad de flujo de fluido predeterminada, cuando se alcanza un umbral máximo H predeterminado del primer valor, y detener la segunda bomba 31a, o detener el flujo de fluido a través del regulador 31a de flujo de fluido, cuando se alcanza un umbral mínimo B predeterminado del primer valor.

En otras palabras, según los métodos descritos anteriormente, se activa de manera continua una primera bomba 18, 18a durante un periodo de tratamiento predeterminado y se proporcionan un umbral mínimo B y un umbral máximo H predeterminados para el primer valor, y se activan el regulador 31, 31a de flujo de fluido o la segunda bomba 31, 31a mediante el dispositivo 21, 21a de control cuando se alcanza el umbral mínimo B o el umbral máximo H y se inactivan respectivamente viceversa cuando se alcanzan el umbral máximo H o el umbral mínimo B, proporcionando el regulador 31, 31a de flujo de fluido o la segunda bomba 31, 31a, cuando se activan, una velocidad de flujo de fluido superior a la velocidad de flujo de fluido de la primera bomba 18, 18a. Un método según la presente invención puede comprender además la etapa de repetir cíclicamente las etapas de bombear de manera continua el fluido mediante la primera bomba 18, 18a, bombear el fluido mediante la segunda bomba 31, 31a o dejar que el fluido pase a través del regulador 31, 31a de fluido, y detener la segunda bomba 31, 31a o detener el flujo de fluido a través del regulador 31, 31a de flujo de fluido. Un método según la presente invención puede comprender además la etapa de detener la primera bomba 18, 18a cuando se activa la segunda bomba 31, 31a, o cuando el fluido pasa a través del regulador 31, 31a de fluido, al menos durante un ciclo de una pluralidad de ciclos de operación. El método puede comprender la etapa de detectar un primer valor v1 de peso correspondiente a la cantidad de fluido en la cámara o la etapa de detectar un primer valor v1 de nivel de fluido correspondiente al nivel de fluido en la cámara. Cuando se aplica el método a un conducto de infusión, la etapa de recoger el fluido que pasa por el conducto 15, 16 de transporte en una primera cámara 29 se lleva a cabo recogiendo el fluido que sale de una primera bomba 18. Cuando el método se aplica a un conducto de desechos de fluido, la etapa de bombear el fluido a través de un conducto 12 de transporte de fluido mediante una primera bomba 18a se lleva a cabo alejando mediante bombeo el fluido de la primera cámara 29a. En una primera variante, la primera bomba 18, 18a puede detenerse cuando la segunda bomba 31, 31a se activa, mientras que en una segunda variante la primera bomba 18, 18a continúa funcionando cuando la segunda bomba 31, 31a se activa y, en este caso, la segunda bomba 31, 31a se activa a una velocidad de flujo superior a la velocidad de flujo de fluido predeterminada de la primera bomba. Algunas realizaciones de los métodos descritos anteriormente se ilustran en detalle en las figuras 4-6. En particular, la figura 4 representa un procedimiento llevado a cabo en el aparato 28 de infusión de la figura 2 aplicado a un conducto 15, 16 de infusión. El diagrama de la figura 4 representa la variación del primer valor v1 representativo de la cantidad de fluido en la primera cámara 29 durante una primera secuencia de ciclos en el conducto 15 ó 16 de infusión de fluido. El primer valor v1 se representa en el eje y y el tiempo t se representa en el eje x. El umbral máximo H puede corresponder por ejemplo a 420 g y el umbral mínimo B puede corresponder a 120 g. En la primera fase (o etapa), indicada como Ph.1 en la figura, sólo se activa la segunda bomba 31 y funciona a una velocidad constante con el fin de llenar la primera cámara 29, que inicialmente está completamente vacía, hasta el umbral máximo H (pasando a través del umbral mínimo B). Cuando el primer valor v1 alcanza el umbral máximo H, se detiene la segunda bomba 31 y se activa la primera bomba 18 (comenzando la segunda fase Ph.2) para alejar el fluido de la primera cámara 29. La primera bomba 18 se activa habitualmente a una velocidad constante, y en este caso se activa a una velocidad (por ejemplo 140 ml/min.) que es aproximadamente la mitad de la velocidad de la segunda bomba (por ejemplo 280 ml/min.). En la tercera fase Ph.3, que se inicia cuando se alcanza el umbral mínimo B, se activan tanto la primera como la segunda bomba (y en consecuencia el resultado es una velocidad de 140 ml/min. que llena la primera cámara). Cuando se alcanza de nuevo el umbral máximo H comienza la cuarta fase Ph.4, idéntica a la segunda fase Ph.2, seguida por la quinta fase Ph.5, idéntica a la tercera fase Ph.3, y tales fases se repiten entonces cíclicamente. Debe indicarse que la primera fase Ph.1 con la segunda bomba 31 funcionando sola permite comparar el primer valor v1 derivado a partir del sensor 30 con el tercer valor de velocidad de flujo de la segunda bomba 31 y por tanto comprobar la fiabilidad de este valor y/o regular la segunda bomba 31 en consecuencia. De manera análoga, durante la segunda fase Ph.2, la primera bomba 18 está funcionando sola con el fin de comparar el primer valor v1 con el segundo valor y por tanto comprobar la fiabilidad de este valor y regular la primera bomba 18.

La figura 5 representa un procedimiento llevado a cabo en el aparato 28a de infusión de la figura 3 aplicado a un conducto 12 de desechos. El diagrama de la figura 5 representa la variación del primer valor v1 representativo de la cantidad de fluido en la primera cámara 29a durante una primera secuencia de ciclos en el conducto 12 de desechos. El primer valor v1 se representa en el eje y y el tiempo t se representa en el eje x. El umbral máximo H puede corresponder por ejemplo a 420 g y el umbral mínimo B puede corresponder a 120 g. En la primera fase,

indicada como Ph.1 en la figura, sólo se activa la primera bomba 18a y funciona a una velocidad constante con el fin de llenar la primera cámara 29a, que inicialmente está completamente vacía, hasta el umbral máximo H (pasando a través del umbral mínimo B). Cuando el primer valor alcanza el umbral máximo H, la primera bomba 18a continúa funcionando y se activa la segunda bomba 31a (segunda fase Ph.2) para alejar el fluido de la primera cámara 29a. La primera bomba 18a se activa a una velocidad constante, y también en este caso se activa a una velocidad (por ejemplo 140 ml/min.) que es aproximadamente la mitad de la velocidad de la segunda bomba (por ejemplo 280 ml/min.). En consecuencia, cuando ambas bombas están funcionando, el resultado es una velocidad de 140 ml/min. que aleja el fluido de la primera cámara 29a. En la tercera fase Ph.3, que se inicia cuando se alcanza el umbral mínimo B, se detiene la segunda bomba 31a y sólo está funcionando la primera bomba 18a (como en la primera fase). Cuando se alcanza de nuevo el umbral máximo H, comienza la cuarta fase Ph.4, idéntica a la segunda fase Ph.2, y entonces va seguida por la quinta fase Ph.5, idéntica a la tercera fase Ph.3, y esta secuencia de fases se repite cíclicamente. Debe indicarse que la primera fase Ph.1 con la primera bomba 18a funcionando sola permite comparar el primer valor  $v_1$  que se deriva a partir del sensor 30a con el segundo valor de velocidad de flujo de la primera bomba 18a y por tanto comprobar la fiabilidad de este valor y/o regular la primera bomba 18a en consecuencia. Durante la segunda fase Ph.2 la segunda bomba 31a también está funcionando, y esto permite comparar el primer valor (correlacionado en este caso con las velocidades de flujo de ambas bombas) con el segundo valor (que ya se ha comprobado en la primera fase) y el tercer valor, y también permite por tanto comprobar la fiabilidad de los valores y regular también la segunda bomba 31a. La figura 6 muestra una variante del procedimiento de la figura 5 llevado a cabo en el aparato 28a de la figura 3 aplicado a un conducto 12 de desechos. En esta variante, todas las fases excepto la segunda son idénticas a las fases correspondientes del método de la figura 5. Sólo la segunda fase Ph.2 es diferente, puesto que en esta variante la primera bomba 18a se detiene cuando se alcanza el umbral máximo H y la segunda bomba 31a se activa sola durante la segunda fase hasta que se alcanza el umbral mínimo B. De esta manera durante la segunda fase Ph.2 el primer valor (convertido en un valor de velocidad de flujo) puede compararse directamente con el tercer valor y de ese modo es posible comprobar la fiabilidad del tercer valor y regular la segunda bomba 31a. Debe indicarse que en las diversas fases de los ciclos descritos anteriormente, al menos la duración de cada fase en la que una determinada bomba está funcionando sola debe permanecer igual en los diversos ciclos, y por tanto también puede llevarse a cabo una comprobación de la duración de tales fases correspondientes para verificar que la bomba está funcionando correctamente y para garantizar la seguridad del tratamiento.

30 Lista de números de referencia

Equipo 1

Circuito 2 de sangre extracorpóreo

Conducto 3 de extracción

35 Conducto 4 de retorno

Entrada 5 de la cámara primaria

Cámara 6 primaria

Unidad 7 de tratamiento

Cámara 8 secundaria

40 Membrana 9 semipermeable

Salida 10 de la cámara primaria

Salida 11 de la cámara secundaria

Conducto 12 de desechos

Entrada 13 de la cámara secundaria

45 Conducto 14 de líquido de diálisis

Conducto 15 de preinfusión

Conducto 16 de posinfusión

Bomba 17 de sangre

Bomba 18 de desechos (primera bomba)

- Bomba 18a de infusión (primera bomba)
  - Bomba 19 de líquido nuevo
  - Unidad 20 de control
  - Dispositivo 21, 21a de control
  - 5 Sensor 22 de presión de retorno
  - Sensor 23 de presión de dializado
  - Medidores 24 y 25 de flujo
  - Extremo o zona 26 de desechos de fluido
  - Fuente 27 de fluido
  - 10 Aparato 28
  - Cámara 29, 29a
  - Sensor 30, 30a
  - Regulador 31, 31a de flujo de fluido o segunda bomba
  - Primer valor v1
  - 15 Segundo valor v2
  - Tercer valor v3
  - Umbral máximo H
  - Umbral mínimo B
-

**REIVINDICACIONES**

1. Aparato para controlar una velocidad de flujo de fluido en un conducto de transporte de fluido de un dispositivo (1) médico, que comprende:

- un conducto (12, 15, 16) de transporte de fluido,

5 - al menos una primera bomba (18, 18a) dispuesta en dicho conducto (12, 15, 16) de transporte de fluido para bombear un fluido,

- al menos una primera cámara (29, 29a) dispuesta en dicho conducto (12,15, 16) de transporte de fluido para recoger dicho fluido,

10 - al menos un sensor (30, 30a) para proporcionar un primer valor (v1) correlacionado con la cantidad de fluido en dicha primera cámara (29, 29a),

**caracterizado porque** el aparato comprende además:

- un dispositivo (21, 21a) de control configurado para recibir un segundo valor representativo de la velocidad de flujo de fluido a través de la primera bomba (18, 18a) y relacionar dicho segundo valor con dicho primer valor (v1) con el fin de realizar una comprobación de la exactitud de dicho segundo valor, y

15 - un regulador (31, 31a) de flujo de fluido dispuesto en dicho conducto (12, 15, 16) de transporte de fluido para regular la velocidad de flujo de dicho fluido en un lado opuesto a dicha primera bomba (18, 18a) con respecto a dicha primera cámara (29, 29a), estando también dicho regulador (31, 31a) de flujo de fluido conectado operativamente a dicho dispositivo (21, 21a) de control, en el que el regulador de flujo de fluido comprende una segunda bomba (31, 31a) dispuesta en dicho conducto (12, 15, 16) de transporte de fluido para bombear un fluido en un  
20 lado opuesto a dicha primera bomba (18, 18a) con respecto a dicha primera cámara (29, 29a).

2. Aparato según la reivindicación 1, en el que dicho dispositivo (21, 21a) de control está configurado para convertir dicho primer valor (v1) y/o dicho segundo valor (v2) en valores homogéneos y para comparar dicho primer valor (v1) con dicho segundo valor (v2) con el fin de comprobar la exactitud de dicho segundo valor (v2), estando configurado en detalle el dispositivo (21, 21a) de control para convertir dicho primer valor (v1) en una  
25 medida de la velocidad de flujo de fluido y para compararla con dicho segundo valor con el fin de obtener la comprobación de la exactitud de dicho segundo valor.

3. Aparato según la reivindicación 2, en el que dicha segunda bomba (31, 31a) está conectada operativamente a dicho dispositivo (21, 21a) de control al menos para proporcionar un tercer valor (v3) representativo de la velocidad de flujo de fluido a través de la segunda bomba (31, 31a) y dicho dispositivo (21, 21a) de control  
30 también está configurado para relacionar dicho tercer valor con dicho primer y/o segundo valor con el fin de obtener una comprobación de la exactitud de dicho segundo y/o tercer valor.

4. Aparato según la reivindicación 3, en el que dicha primera bomba (18, 18a) se activa de manera continua durante un periodo de tratamiento predeterminado y en el que se proporcionan un umbral mínimo (B) y un umbral máximo (H) predeterminados para dicho primer valor (v1), activándose dicho regulador de flujo de fluido o  
35 segunda bomba (31, 31a) por dicho dispositivo (21, 21a) de control cuando se alcanza dicho umbral mínimo (B) o dicho umbral máximo (H) e inactivándose respectivamente viceversa cuando se alcanza dicho umbral máximo (H) o dicho umbral mínimo (B), proporcionando dicho regulador de flujo de fluido o segunda bomba (31, 31a), cuando se activa, una velocidad de flujo de fluido superior a la velocidad de flujo de fluido de dicha primera bomba.

40 5. Aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1-4, en el que dicho dispositivo (21, 21a) de control está configurado además para regular dicha primera bomba (18, 18a) y/o segunda bomba (31, 31a) según la comprobación entre dicho primer valor (v1) y dicho segundo valor (v2) o tercer valor (v3).

6. Aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1-5, en el que el sensor es un sensor de peso configurado para controlar el peso del fluido en dicha cámara o un sensor de nivel configurado para controlar el nivel  
45 del fluido en dicha cámara.

7. Método para controlar una velocidad de flujo de fluido en un conducto (12, 15, 16) de transporte de fluido de un dispositivo (1) médico, que comprende las etapas de:

- bombear un fluido a través de un conducto (12, 15, 16) de transporte de fluido mediante una primera bomba (18, 18a),

50 - recoger dicho fluido que pasa en dicho conducto de transporte en una primera cámara (29, 29a),

- detectar un primer valor (v1) relacionado con la cantidad de fluido en dicha primera cámara (29, 29a),

**caracterizado porque** el método comprende además las etapas de:

- regular una velocidad de flujo de fluido de dicho fluido en un lado opuesto a dicha primera bomba (18, 18a) con respecto a dicha primera cámara (29, 29a), comprendiendo la etapa de regulación bombear el fluido con una segunda bomba (31, 31a) dispuesta en dicho conducto (12, 15, 16) de transporte de fluido en un lado opuesto a dicha primera bomba (18, 18a) con respecto a dicha primera cámara (29, 29a),
  - detectar y enviar un segundo valor (v2) representativo de la velocidad de flujo de fluido a través de la primera bomba (18, 18a) a un dispositivo (21, 21a) de control,
  - enviar dicho primer valor (v1) a dicho dispositivo (21, 21a) de control, y
  - relacionar dicho segundo valor (v2) con dicho primer valor (v1) con el fin de obtener una comprobación de la exactitud de dicho segundo valor.
8. Método según la reivindicación 7, que comprende las etapas de convertir dicho primer valor (v1) y/o dicho segundo valor (v2) en valores homogéneos y comparar dicho primer valor (v1) con dicho segundo valor (v2) con el fin de comprobar la exactitud de dicho segundo valor (v2), que comprende en detalle las etapas de convertir dicho primer valor (v1) en una medida de la velocidad de flujo de fluido y compararla con dicho segundo valor con el fin de obtener la comprobación de la exactitud de dicho segundo valor.
9. Método según cualquiera de las reivindicaciones 7-8, que comprende además las etapas de
- proporcionar un tercer valor (v3) representativo de la velocidad de flujo de fluido a través de la segunda bomba (31, 31a) a un dispositivo (21, 21a) de control, y
  - correlacionar dicho tercer valor con dichos valores primero y/o segundo con el fin de obtener una comprobación de la exactitud de dicho segundo y/o tercer valor.
10. Método según cualquiera de las reivindicaciones 7-9, que comprende las etapas de:
- alejar mediante bombeo de manera continua el fluido mediante dicha primera bomba (18, 18a) de dicha primera cámara (29, 29a) durante un periodo de tratamiento predeterminado a una primera velocidad de flujo de fluido predeterminada,
  - bombear el fluido mediante dicha segunda bomba (31, 31a), o dejar que el fluido pase a través de dicho regulador (31, 31a) de fluido, a una segunda velocidad de flujo de fluido predeterminada cuando se alcanza un umbral mínimo (B) predeterminado de dicho primer valor (v1), y
  - detener dicha segunda bomba (31, 31a), o detener el flujo de fluido a través de dicho regulador (31, 31a) de flujo de fluido, cuando se alcanza un umbral máximo (H) predeterminado de dicho primer valor (v1).
11. Método según cualquiera de las reivindicaciones 7-10, que comprende las etapas de:
- bombear de manera continua el fluido mediante dicha primera bomba (18, 18a) hacia dicha primera cámara (29, 29a) durante un periodo de tratamiento predeterminado a una primera velocidad de flujo de fluido predeterminada,
  - bombear el fluido mediante dicha segunda bomba (31, 31a), o dejar que el fluido pase a través de dicho regulador (31, 31a) de fluido, a una segunda velocidad de flujo de fluido predeterminada superior a la primera velocidad de flujo de fluido predeterminada, cuando se alcanza un umbral máximo (H) predeterminado de dicho primer valor (v1), y
  - detener dicha segunda bomba (31, 31a), o detener el flujo de fluido a través de dicho regulador (31, 31a) de flujo de fluido, cuando se alcanza un umbral mínimo (B) predeterminado de dicho primer valor (v1).
12. Método según cualquiera de las reivindicaciones 7-11, **caracterizado porque** la primera bomba (18, 18a) continúa funcionando cuando se activa dicha segunda bomba (31, 31a) y **porque** dicha segunda bomba (31, 31a) se activa a una velocidad de flujo superior a la primera velocidad de flujo de fluido predeterminada.
13. Método según cualquiera de las reivindicaciones 7-12, que comprende además la etapa de repetir cíclicamente las etapas de bombear de manera continua el fluido mediante dicha primera bomba, bombear el fluido mediante dicha segunda bomba (31, 31a), o dejar que el fluido pase a través de dicho regulador de fluido, y detener dicha segunda bomba (31, 31a), o detener el flujo de fluido a través de dicho regulador de flujo de fluido.

14. Método según cualquiera de las reivindicaciones 7-13, que comprende las etapas de regular dicha primera bomba (18, 18a) y/o segunda bomba (31, 31a) según la comprobación entre dicho primer valor (v1) y dicho segundo valor o tercer valor.

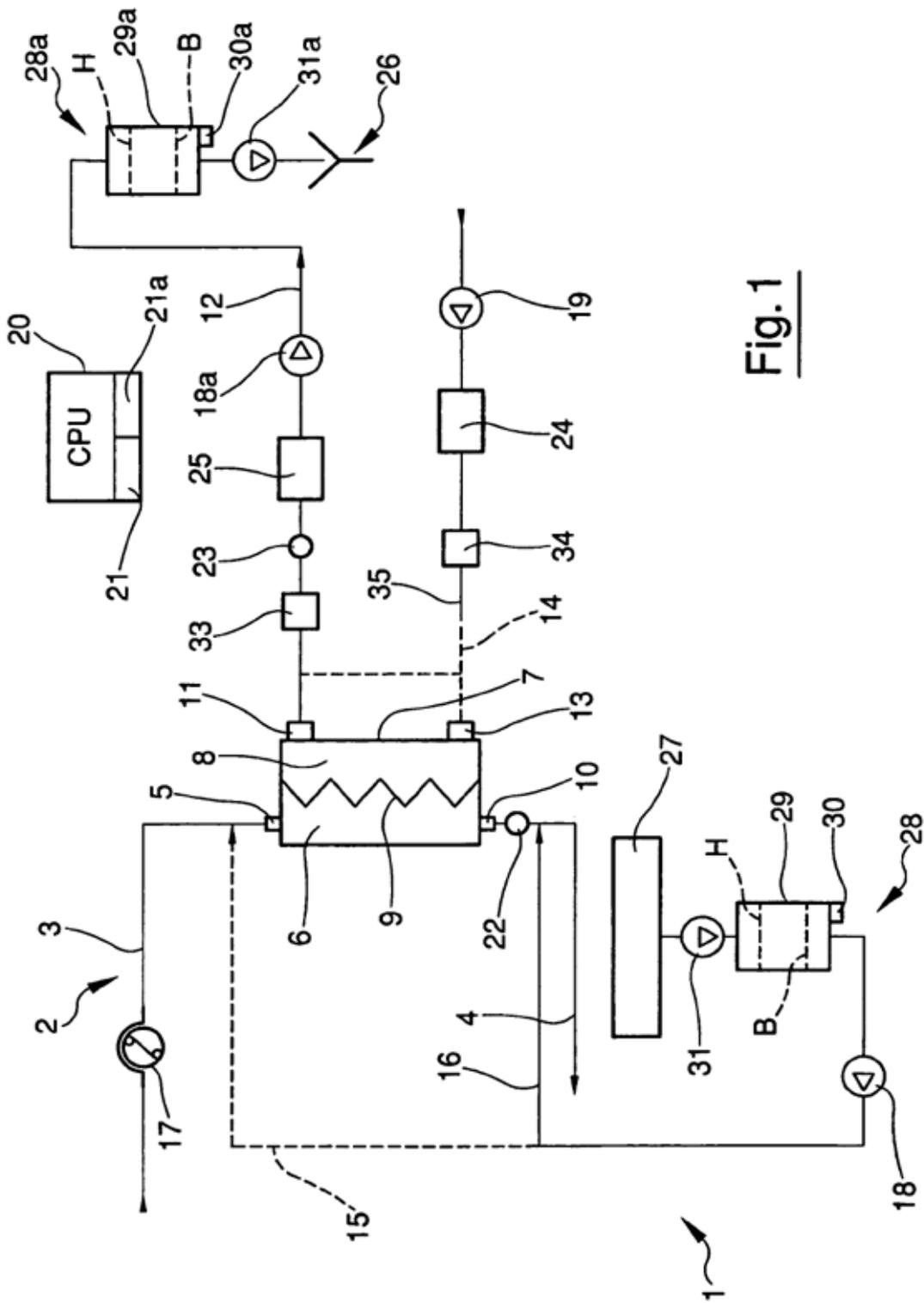


Fig. 1

Fig. 2

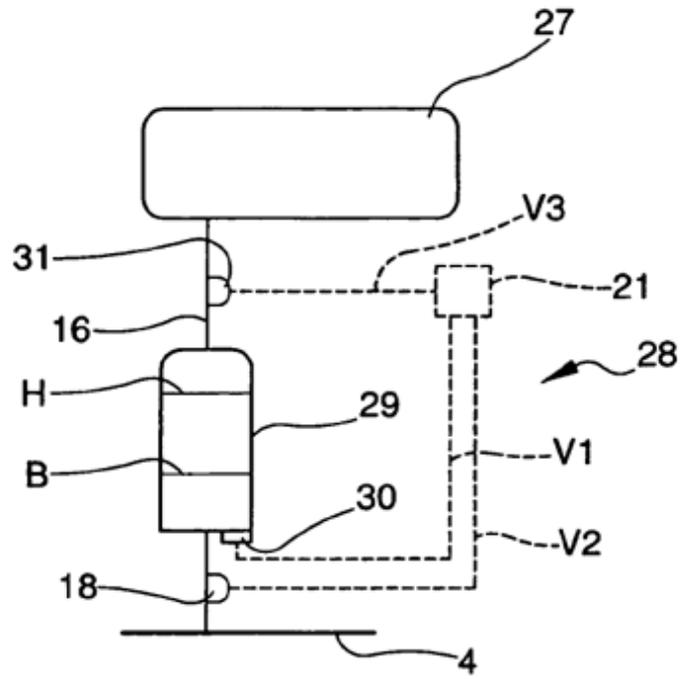
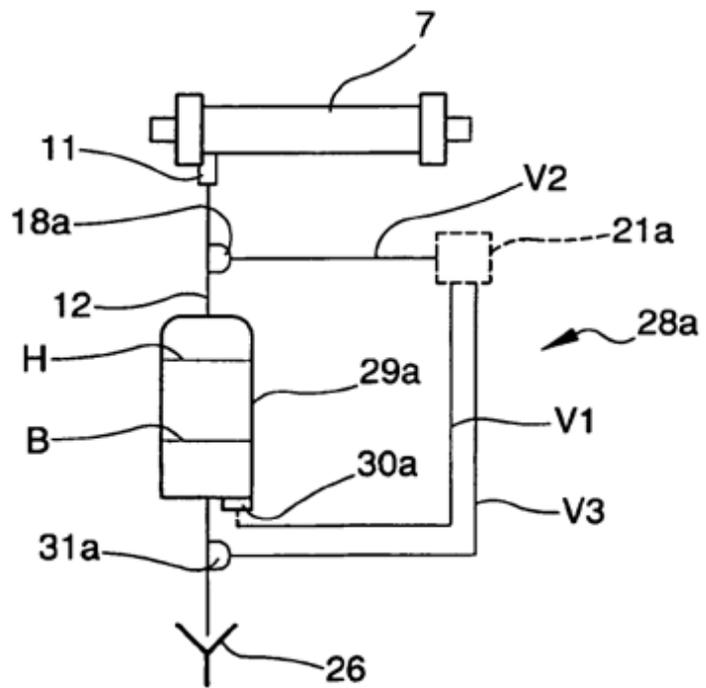


Fig. 3



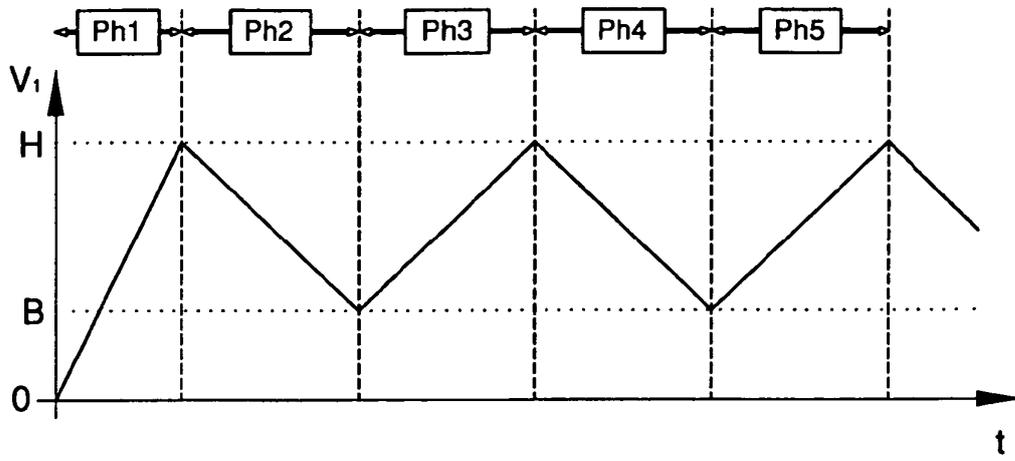


Fig. 4

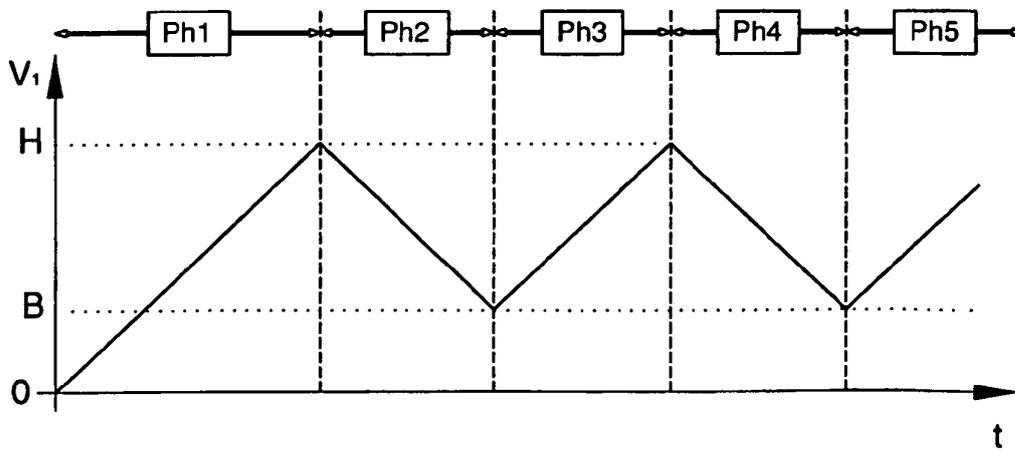


Fig. 5

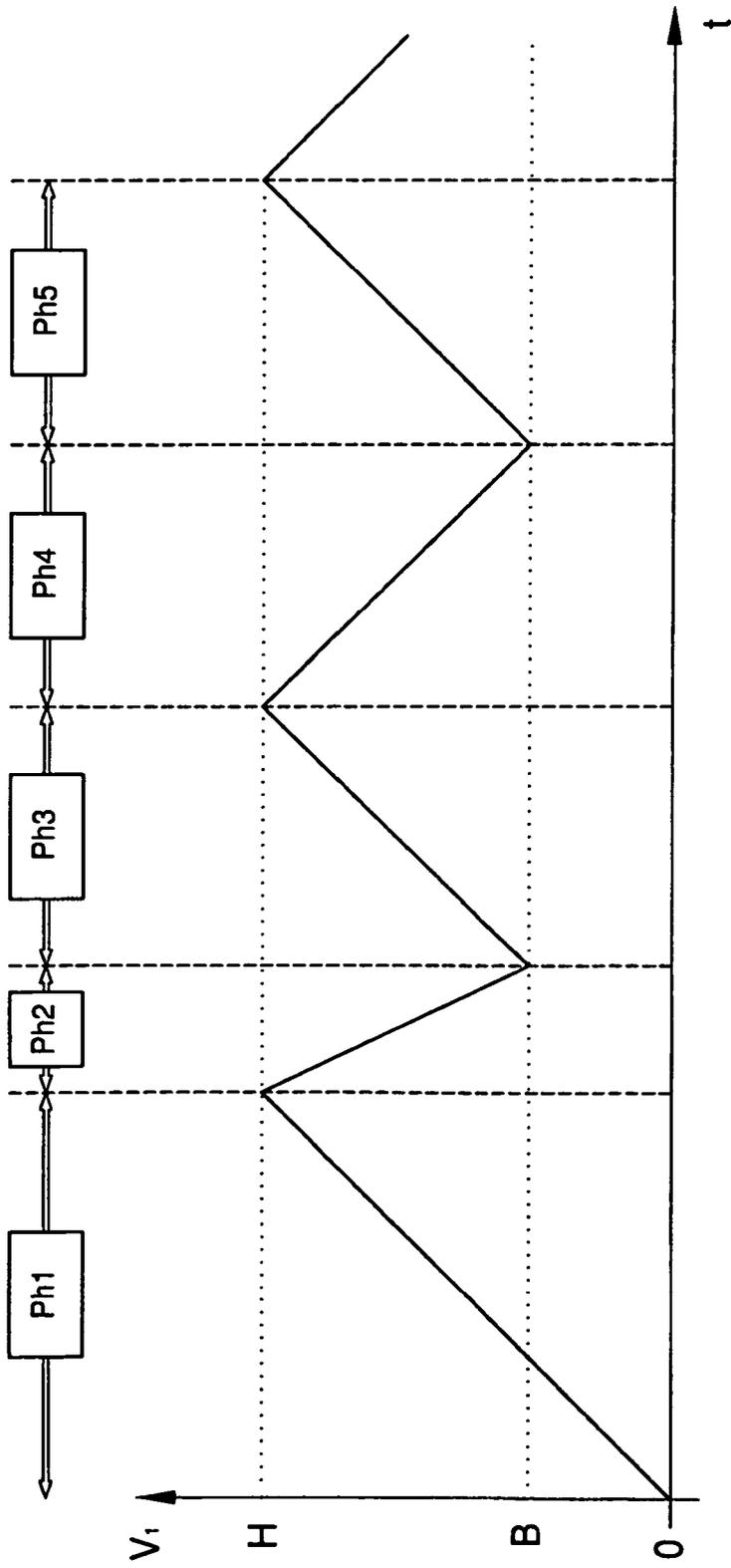


Fig. 6