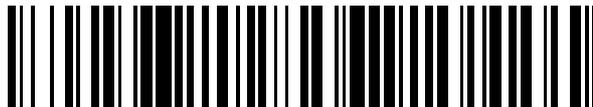


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 609 528**

51 Int. Cl.:

A61M 5/145 (2006.01)

A61M 5/142 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **23.12.2013 PCT/EP2013/077950**

87 Fecha y número de publicación internacional: **03.07.2014 WO14102259**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **23.12.2013 E 13821827 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **02.11.2016 EP 2788046**

54 Título: **Bomba para fines médicos**

30 Prioridad:

24.12.2012 DE 102012113087

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

20.04.2017

73 Titular/es:

B. BRAUN MELSUNGEN AG (100.0%)

Carl-Braun-Str. 1

34212 Melsungen, DE

72 Inventor/es:

HEITMEIER, ROLF;

NIEDENZU, DOMINIK;

WOLFRAM, BERTHOLD;

SCHWALM, MATTHIAS;

ROSENKRANZ, HEIKO y

STEGER, JÜRGEN

74 Agente/Representante:

ISERN JARA, Jorge

ES 2 609 528 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

Bomba para fines médicos

5 La presente invención se refiere a una bomba médica para el transporte de fluidos (líquidos) con un control de volumen y de presión lo más alto posible aplicando al mismo tiempo un principio de flujo de artículos de uso único.

Antecedentes de la invención

10 En el día a día clínico, especialmente en el tratamiento intensivo médico de pacientes, para la administración continua o a modo de intervalos cortos de principios activos se emplean las denominadas bombas de infusión. Es este caso se trata habitualmente de bombas de jeringa o de bombas volumétricas (por ejemplo bombas de manguera, bombas de apriete peristálticas, bombas de rodillos, etc.). Estos dos tipos de bombas se diferencian fundamentalmente por la mayor velocidad de transporte seleccionable, es decir por el flujo volumétrico máximo posible, por el volumen total máximo que puede administrarse sin cambio de artículo de un único uso, por el perfil de transporte y por la exactitud (por ejemplo exactitud de dosificación). Representado de manera simplificada, para estas bombas se aplican los siguientes criterios de selección:

20 - las bombas de jeringa se emplean para:

altas exigencias en cuanto a la exactitud de flujo volumétrico (por ejemplo alta precisión de dosificación a través del tiempo y/o alta uniformidad del transporte),
altas exigencias en cuanto al perfil de presión (por ejemplo ningún hundimiento de presión mediante por ejemplo "fases de retroceso"),

25 flujos volumétricos más pequeños,

alta constancia a largo plazo en el flujo volumétrico (por ejemplo ninguna repercusión de procesos de envejecimiento y/o procesos de fatiga por ejemplo mediante la deformación de una manguera de plástico y/o ninguna influencia mediante la "salida" de una manguera de plástico amorfa) y escaso volumen de aplicación por artículo de uso único (por ejemplo jeringa).

30 - las bombas volumétricas se emplean para:

exigencias más bajas en cuanto a la exactitud de flujo volumétrico (precisión de dosificación más baja a través del tiempo),
exigencias más bajas en el perfil de presión (por ejemplo oscilaciones de presión mediante "fases de retroceso")

40 grandes flujos volumétricos,

constancia más baja a largo plazo y

45 El volumen de aplicación aumentado por artículo de uso único (por ejemplo manguera - por ejemplo mediante la aplicación de un principio de bomba de paso pueden emplearse entonces cualquier (tamaño de) contenedor antes de la bomba y reemplazarse sin cambio de manguera).

50 Esto tiene como consecuencia que desde el punto de vista tecnológico se han establecido en el mercado dos sistemas de bomba diferentes (de acuerdo con diferentes procedimientos de bombeo) con diferentes perfiles de rendimiento (hasta ahora no combinables) y por lo tanto también diferentes situaciones de aplicación.

55 En concreto la bomba de jeringa tiene en su concepción una disposición de émbolo/de cilindro (forma o limita también al mismo tiempo el volumen total almacenado) y desplaza a motor a través por ejemplo de un engranaje de rotación-traslación-inversión el émbolo (de jeringa) en el cilindro (de jeringa), mientras que la bomba volumétrica por ejemplo mediante acción de fuerza (rotor de bomba con elementos de apriete distanciados por el perímetro) subdivide un segmento de manguera o lo cierra parcialmente (lo que también se denomina oclusión) y mueve este cierre por ejemplo cíclicamente, por ejemplo como peristáltica, en dirección a la salida de bomba (es decir por ejemplo en la dirección del paciente).

60 Estado de la técnica

Por el estado de la técnica se conocen una multitud de construcciones de bomba diferentes tanto para la bomba de jeringa como también para la bomba volumétrica en el campo de aplicación médico.

65 En el caso de las construcciones de bomba volumétricas es característico que los fluidos que van a administrarse se aspiren desde recipientes de fluido separados y entonces se transporten por presión en la dirección del paciente, generándose el efecto de aspiración requerido en general mediante la capacidad de retroceso (elasticidad propia) de

la manguera de apriete prevista habitualmente como artículo de uso único. Mediante esta circunstancia el flujo volumétrico depende de manera significativa de las resistencias de flujo en la admisión de bomba (lado de aspiración de la bomba), de la diferencia de altura entre recipiente y mecánica de bombeo/aspiración y de la dinámica propia (en general variable) del material de manguera. En cambio, la exactitud absoluta con las mismas condiciones de construcción y ambientales está limitada fundamentalmente por la exactitud del material de manguera como tal (grosor de pared, sección transversal interior, composición de material/calidad de material. Dado que además el desplazamiento mecánico del cierre/del lugar de oclusión para el material de manguera empleado representa un esfuerzo mecánico considerable el flujo volumétrico varía a consecuencia de efectos de desgaste/fatiga/envejecimiento/flujo de plástico en el material de manguera de manera continua a través del tiempo.

El documento US 2012/0141306 divulga una bomba de fluido con una primera cámara de fluido y una segunda cámara de fluido separada de esta mediante membranas, que está separada por ello fluidamente de la primera cámara de fluido. La primera cámara de fluido contiene un fluido de trabajo, que por medio de un dispositivo de émbolo puede moverse hacia y desde la primera membrana. Por ello la primera membrana se deforma y la deformación se transmite a la membrana, que cierra la segunda cámara de fluido. Según el movimiento de émbolo se produce un funcionamiento de aspiración- o de bombeo. Las membranas están acopladas en este caso entre sí a través de un vacío. Mediante el control del accionamiento de émbolo se controla el volumen de bombeo que se alimenta por ejemplo a un paciente.

El documento US 6,250,502 B1 divulga una bomba de salida de precisión para la salida de medios con viscosidad baja o elevada (líquidos, pastas) para el empleo en carcasas semiconductoras y / o disposición de semiconductores. La bomba de salida de precisión utiliza un primer medio de trabajo para controlar el volumen de salida de un segundo medio, es decir, el medio de trabajo propiamente dicho. Entre los dos medios se encuentra una capa de separación para que el medio que va a salir esté separado del medio de trabajo.

El documento EP0191071B1 divulga un dispositivo de bombeo para el transporte de líquidos que son extremadamente flexibles a solicitaciones mecánicas, como por ejemplo sangre. En este dispositivo de bombeo, mediante un generador de presión, por ejemplo una bomba de émbolo, se alimenta o se evacúa a una cavidad un líquido de trabajo. De manera correspondiente la parte de pared flexible de la cavidad de trabajo se mueve de un lado a otro. La parte de pared flexible de la cavidad de trabajo está en contacto adhesivo por la superficie con la parte de pared flexible del espacio de transporte. Por ello este movimiento en vaivén se transmite directamente al líquido de transporte situado en la cámara de transporte, de manera que se originan movimientos de aspiración o de presión. A través de válvulas correspondientes, por ejemplo abrazaderas para mangueras en las salidas y admisiones hacia la cámara de transporte se realizan los movimientos de aspiración o de expulsión.

El documento US 5,921,951 divulga un dispositivo de bombeo para bombear con una tasa de bombeo constante. En este caso se prevén y se accionan varios sistemas de bombas individuales para provocar una salida de fluido constante. Las bombas presentan en este caso dos paredes divisorias unidas entre sí. Un fluido de trabajo se empuja desde una columna de fluido a la primera cámara de fluido, por lo que las paredes flexibles se deforman y el volumen de la segunda cámara de fluido se modifica. Esto genera el proceso de aspiración y de expulsión de la bomba.

El documento WO 2006/000415 A1 divulga un sistema de inyección para la inyección de líquidos dentro de un campo magnético intenso, de un campo alterno magnético y/o de un campo de alta frecuencia eléctrico para el empleo con un sistema técnico medicinal con un espacio apantallado contra campos electromagnéticos por medio de un apantallamiento, un dispositivo de inyección, mediante el cual puede emitirse líquido que va a inyectarse a un paciente, un dispositivo de accionamiento del dispositivo de inyección, con el que al menos puede trasladarse un elemento de transporte para la inyección y una unidad de regulación y de control dispuesto fuera del espacio. El dispositivo de accionamiento funciona hidráulicamente y su al menos un conducto hidráulico se conduce hacia una unidad de generación de presión. Mediante el empleo de componentes hidráulicos se vuelven innecesarios baterías, electromotores, cables de corriente, unidad de control de inyección, así como ambos aparatos de emisión y de recepción dentro del espacio. Mediante el empleo del sistema de inyección no se origina ningún campo electromagnético no deseado, dado que para el sistema de inyección no se emplea ninguna corriente ni ningún material conductor dentro del espacio.

El documento DE 199 19 572 A1 divulga un procedimiento, así como un dispositivo para determinar el gas en líquidos medicinales, particularmente líquido para diálisis, sangre y similares con dos cámaras separadas unas de otras. Una mezcla de gas y líquido se transporta por una bomba de membrana de émbolo y en el caso de una cámara de bomba cerrada se somete a una variación de volumen y de presión, registrándose parámetros de funcionamiento de la bomba que representan la variación de volumen y de presión. A partir de los parámetros de funcionamiento de la bomba registrados mediante una unidad de evaluación se determina el porcentaje de gas.

Por lo tanto, existe la demanda fundamental de un tipo de bomba universal de aplicación médica, en la que las ventajas de utilización de ambos tipos de bomba descritos anteriormente estén reunidos en un único principio de bomba. Es decir, la bomba universal de aplicación médica debería alcanzar un control de flujo volumétrico y perfil de

presión mejorado de acuerdo con una bomba de jeringa mediante una independencia mayor, relacionada con el principio de parámetros de influencia de una bomba volumétrica conocida *per se* como por ejemplo

- 5 - resistencias de flujo en el sistema de fluidos, particularmente en la admisión, pero también en la salida,
- oscilaciones de geometría de artículos de uso único y de material,
- oscilaciones de la dinámica propia del artículo de uso único,
- efectos de desgaste/fatiga/envejecimiento/flujo de plástico del artículo de uso único
- 10 - presión en el sistema de fluido, particularmente antes y después del segmento de bomba y además presión ambiente
- temperatura de aparato, ambiente y de fluido.

Además, la bomba universal debería poder transportar cualquier tamaño de volumen total sin cambiar el artículo de uso único que comprende el segmento de bomba - como es posible en el caso de bombas volumétricas por ejemplo mediante intercambio por ejemplo de una bomba de infusión sin cambiar por ejemplo la manguera de infusión con segmento de bomba.

Sumario de la invención

La presente invención se basa por tanto en el objetivo de facilitar una bomba médica que reúna las propiedades positivas de una bomba de jeringa conocida *per se* con propiedades positivas de una bomba volumétrica conocida *per se* (bomba de apriete/de manguera).

Este objetivo se resuelve mediante una bomba universal de precisión médica con las características de la reivindicación 1. Configuraciones ventajosas de la invención son objetos de las reivindicaciones dependientes.

El principio básico de la bomba de (aspiración-/presión-) médica de acuerdo con la invención consiste en la disposición de dos sistemas hidráulicos/neumáticos o circuitos hidráulicos/neumáticos separados. El primer sistema (circuito) hidráulico (o neumático) sirve como fuente de energía primaria para facilitar una fuerza de presión/aspiración y no entra en contacto directo con los fluidos que van a administrarse al paciente (esto es particularmente ventajoso, dado que la bomba en otro caso debería limpiarse y/o desinfectarse después o antes de cada uso). Este primer sistema, que está concebido de manera análoga al sistema de bomba de jeringa y forma un tipo de circuito de simulación interno se caracteriza por una precisión elevada en la generación, medición y/o control de flujos volumétricos y presiones - "aguas arriba" (antes del segmento de bomba), en el segmento de bomba y/o "aguas abajo" (después del segmento de bomba). El segundo sistema (circuito) hidráulico (o neumático) sirve como fuente de energía secundaria para aspirar y transportar fluidos que van a administrarse al paciente y está concebido por lo tanto como artículo de uso único de paso (de manera análoga al principio de bombas volumétrica) o presenta un artículo de uso único con una admisión y salida. El segundo sistema (o el artículo de uso único del segundo sistema) se acciona/opera a través de/mediante el primer sistema (reutilizable).

De acuerdo con la invención el primer sistema es reutilizable y preferiblemente está acoplado directamente con el segundo sistema o su artículo de uso único en la forma que una variación de volumen en el primer sistema lleva a una variación de volumen correspondiente en el segundo sistema (dado el caso igual o en cualquier caso predecible y/o que puede determinarse (a modo de ejemplo pueden medirse, considerarse y/o compensarse por ejemplo burbujas de gas incluidas por ejemplo en el primer o segundo sistema mediante su curva de compresión) (artículo de uso único). Por tanto, al segundo sistema (artículo de uso único) se marca esencialmente la exactitud del primer sistema.

El primer sistema puede ser una cámara de fluido estanca a la presión (es decir una subpresión/sobrepresión existente en la cámara de fluido permanece tras alcanzarse el estado de equilibrio permanece esencialmente estable / alternativamente: el curso de la presión puede predecirse) con al menos una membrana o una pared deformable y/o móvil similar a una membrana. El acoplamiento con el segundo sistema se realiza a través de la membrana. Si la membrana del primer sistema se apoya esencialmente en arrastre de forma sobre la membrana (o pared similar a una membrana) del segundo sistema, transmite estas variaciones de presión en el primer sistema al segundo sistema por ejemplo en forma de una deformación y por tanto por ejemplo aumento o disminución de la cámara de fluido del segundo sistema. El acoplamiento entre primera y segunda cámara de fluido puede estar diseñado en este caso de manera particularmente ventajosa análogo a una cápsula de presión, es decir el arrastre de forma entre las membranas puede estar realizado o realizarse, estar apoyado o apoyarse y/o estar mejorado o mejorarse por ejemplo mediante la evacuación o llenado del espacio intermedio de membrana y/o de un espacio que rodea las membranas (unidas), cuyas paredes pueden componerse por ejemplo también tanto de paredes que pertenecen al primer sistema como también de paredes que pertenecen al segundo sistema (y por tanto por ejemplo solo entonces forma una cápsula de presión que puede evacuarse/que puede llenarse, cuando el artículo de uso único del segundo sistema está insertado en el artículo reutilizable del primer sistema). Es decir, el acoplamiento (fijo) entre el primer y segundo sistema se alcanza mediante una cámara de presión de fluido (estanco a la presión) con dos espacios de presión separados mediante al menos una pared móvil. Este concepto de acoplamiento abre por ejemplo también la posibilidad principal de que, por ejemplo cada artículo de uso único elástico de cualquier forma (por ejemplo manguera con volumen interno de manguera como el segundo espacio de presión) puede moldearse,

5 pudiendo variar el volumen del primer espacio de presión (como componente del primer sistema) por ejemplo según el principio de bombas de jeringa, al comprimirse y/o expandirse el volumen del segundo espacio de presión a través del primer sistema. Es decir, la deformación del segundo sistema (artículo de uso único) puede provocar una
 10 variación de volumen (aumento/disminución) del segundo espacio de presión. Por tanto, mediante una activación adecuada del primer sistema a través del segundo sistema puede aspirarse tanto fluido con un volumen exacto desde un recipiente (expansión del segundo espacio de presión mediante reducción o desplazamiento de volumen del/en el primer espacio de presión(s)) como también empujarse (compresión del segundo espacio de presión mediante aumento o desplazamiento de volumen del/en el primer espacio de presión(s)). Debido a esta propiedad el procedimiento puede vaciar, de acuerdo con la invención, por ejemplo también jeringas conectadas aguas arriba (como recipiente de fluidos típicos de las bombas de jeringa) como también por ejemplo botellas o bolsas (como recipientes de fluido típicos para bombas volumétricas) mediante las propiedades de aspiración controladas a través del primer sistema (independientemente de los factores mencionados al principio).

15 Expresado de manera más concreta el objetivo planteado se resuelve mediante una bomba de fluido médica con un primer sistema de fluido interno entre otros que se compone de una unidad de aspiración/presión o desplazamiento de volumen accionada por motor y un primer espacio de fluido, que puede llenarse de fluido o vaciarse mediante la unidad de aspiración/presión. Adicionalmente, la bomba de acuerdo con la invención tiene un segundo sistema de fluido externo que se compone de un segundo espacio de presión de fluido, que a través de una pared divisoria móvil está acoplado en un modo estanco al fluido de manera dinámica en cuanto a la presión y/o al volumen con el
 20 primer espacio de presión de fluido y que a través de un dispositivo de válvula preferiblemente del segundo sistema de fluido está unido, dependiendo de la fase de trabajo actual de la unidad de aspiración/presión del primer sistema de fluido, de manera alterna con un conducto de aspiración y uno de presión.

25 Mediante el accionamiento de la unidad de aspiración/presión puede variarse por tanto el volumen de llenado del primer espacio de presión de fluido, lo que se transmite a través de la pared divisoria móvil al segundo espacio de presión de fluido de manera correspondiente. Es decir, también el segundo espacio de presión de fluido de acuerdo con el movimiento de compensación de la pared divisoria varía su volumen y aspira de esta manera fluido desde un recipiente de reserva a través del conducto de aspiración y/o expulsa fluido a través del conducto de presión en la dirección del paciente. La precisión en el ajuste del flujo volumétrico que aparece en este caso se alcanza
 30 esencialmente a través de la unidad de aspiración/presión independientemente de las propiedades de material que oscilan dado el caso por ejemplo de las paredes divisorias. Al mismo tiempo la división en dos partes estanca al fluido de ambos sistemas, posibilita concebir el sistema externo o partes del mismo como artículo desechable. De manera particularmente ventajosa puede impedirse de esta manera por ejemplo que partes del segundo sistema, por ejemplo su pared divisoria, estén en contacto con fluido del sistema ("hidráulico"). Con ello por ejemplo puede renunciarse esencialmente a etapas de trabajo adicionales necesarias con un contacto fluido tal, como por ejemplo
 35 relleno de fluido regular y/o limpieza. Además, el sistema puede estar diseñado de manera ventajosa como por ejemplo sistema de artículo de uso único, cerrado en el sentido de la esterilidad. Por ello puede renunciarse por ejemplo a etapas de trabajo adicionales, necesarias en otro caso como desinfección/esterilización especial.

40 De manera preferible el primer sistema de fluido dentro del primer espacio de presión tiene un sensor de presión y preferiblemente un sensor de volumen/corriente de masa entre el primer espacio de presión y la unidad de aspiración/presión para el control de la unidad de aspiración/presión o su accionamiento y/o una unidad de accionamiento precisa, de tal manera que no se necesita un sensor de volumen/corriente de masa. También, no obstante, con un sensor de presión o de volumen/ corriente de masa pueden emplearse mediante medidas de la
 45 técnica de regulación por ejemplo tales unidades de aspiración/presión (bombas de rueda dentada, bombas de celdas de ala, etc.) que constructivamente no alcanzan la precisión o uniformidad requerida. Para ello puede emplearse también por ejemplo de manera ventajosa una fase intermedia cerrada por ejemplo con ambas válvulas (aguas arriba como aguas abajo) (por tanto, en el caso de válvulas cerradas puede desplazarse por ejemplo a una presión determinada en los sistemas, de tal manera que el perfil de transporte que se produce en la abertura contigua de las válvulas respectivas (aguas arriba y/o aguas abajo) es particularmente favorable para el caso de aplicación.

50 De acuerdo con la invención está previsto que un cuerpo de alojamiento de fluido flexible al menos por secciones se inserte en el segundo espacio de presión de fluido, para estar en contacto con la pared divisoria móvil del primer sistema, pudiendo estar conectado fluidamente el cuerpo de alojamiento de fluido con el dispositivo de válvula. En este caso por ejemplo el recipiente que configura el segundo espacio de presión de fluido puede emplearse de nuevo, dado que ya no se contamina en el segundo sistema de fluido, teniendo que eliminarse únicamente el cuerpo de alojamiento de fluido que puede insertarse por separado (por ejemplo, una manguera o bolsa).

60 Otro aspecto de la presente invención se refiere precisamente a aquel recipiente (de alojamiento) de fluido de la bomba de fluido médica de acuerdo con la invención, que tiene al menos una pared exterior flexible, que cierra de manera estanca al fluido el recipiente de fluido al menos en el estado montado y que puede llevarse dado el caso al contacto con la pared divisoria móvil.

65 De acuerdo con un aspecto de la invención preferente está previsto que el dispositivo de transporte de fluido médico esté diseñado de tal manera que mediante un sensor de presión en el primer sistema de fluido como circuito de

simulación también, en cualquier caso, esencialmente, puede determinarse la presión en el segundo espacio de fluido del segundo sistema de fluido y en el sistema conectado aguas arriba y/o aguas abajo.

5 De acuerdo con un aspecto preferente adicional de la invención está previsto que mediante el sensor de presión en el primer sistema de fluido también, en cualquier caso, esencialmente, puede determinarse al menos una cantidad de una y/o ambas paredes divisorias respecto a la presión en uno y/o ambos espacios de fluido.

10 De acuerdo con un aspecto preferente adicional de la invención está previsto que entre una fase de aspiración y de empuje y/o entre una fase de empuje y aspiración pueda realizarse una fase intermedia, en la que está conectada tanto la válvula aguas arriba como también la válvula aguas abajo. De acuerdo con un aspecto de la invención adicional preferido está previsto que pueda determinarse en cualquier caso esencialmente, el volumen que se añade o se extrae del primer espacio de fluido en un periodo de tiempo determinado.

15 De acuerdo con un aspecto preferente adicional de la invención está previsto que el volumen de fluido espacio de fluido añadido o extraído durante un periodo de tiempo pueda derivarse en cualquier caso esencialmente de las señales presentes en este periodo de tiempo en la unidad de bomba y/o de un sistema de sensores acoplado con la unidad de bomba.

20 De acuerdo con un aspecto preferente adicional de la invención está previsto que, durante una fase intermedia, en cualquier caso, esencialmente pueda controlarse una presión deseada en el segundo espacio de fluido.

25 De acuerdo con un aspecto adicional de la invención está previsto de manera preferente que una presión determinada, controlada durante una fase intermedia en el segundo espacio de fluido, repercuta de manera ventajosa en la fase de aspiración y/o de empuje siguiente y/o en el perfil de presión aguas arriba y/o aguas abajo.

De acuerdo con un aspecto presente adicional de la invención está previsto que pueda realizarse un perfil de presión particularmente uniforme aguas arriba y/o aguas abajo.

30 De acuerdo con un aspecto preferente adicional de la invención está previsto que en la fase intermedia puedan determinarse dos o más tuplas ("volumen de fluido en el primer espacio de fluido", "presión en el sensor de presión") o similar (por ejemplo posición de émbolo y presión).

35 De acuerdo con un aspecto preferente adicional de la invención está previsto que puedan utilizarse las tuplas determinadas en la por ejemplo fase intermedia, para determinar la consistencia y/o envejecimiento de una o ambas paredes divisorias y/o la hermeticidad de los sistemas y/o la hermeticidad de uno y/o ambos dispositivos de válvula cerrados y/o el cumplimiento de los sistemas y/o el comportamiento de compresión del fluido en los sistemas y/o la presión aguas arriba y/o aguas abajo y/o la relación entre volumen de fluido en los espacios de fluido y la cantidad de una o ambas desviaciones o deformaciones de pared divisoria respecto a la señal de presión en el sensor de presión y/o similar.

40 De acuerdo con un aspecto preferente adicional de la invención está previsto que, desde el comportamiento de compresión, en cualquier caso, esencialmente, pueda determinarse la relación entre fase gaseosa y líquida en uno de ambos y/o en ambos espacios de fluido.

45 De acuerdo con un aspecto preferente adicional de la invención está previsto que en la segunda cámara de fluido puedan moverse burbujas de gas fijas, por ejemplo en determinadas posiciones de válvula, por ejemplo mediante sacudidas de presión en el primer sistema hacia los sistemas aguas abajo y/o aguas arriba.

50 De acuerdo con un aspecto preferente adicional de la invención está previsto que el perfil de presión resultante aguas arriba y/o aguas abajo repercuta de manera ventajosa en la desgasificación y/o aglomeración de gas en el fluido del sistema ancho o en un sistema conectado a este sistema.

55 De acuerdo con un aspecto preferente adicional de la invención está previsto que puedan detectarse fallos en los sistemas conectados aguas arriba y/o aguas abajo, como por ejemplo bloqueos de conductos y/o fugas, mediante los perfiles de presión en las fases de aspiración o de empuje.

60 De acuerdo con un aspecto preferente adicional de la invención está previsto que las variaciones no deseadas (por ejemplo en la presión) puedan compensarse mediante por ejemplo desplazamiento de altura de partes de los sistemas conectados aguas arriba y/o aguas abajo.

Descripción de las figuras

La invención se explica con más detalle a continuación mediante ejemplos de realización preferentes con referencia a las figuras acompañantes.

65

Fig. 1 muestra mediante tres posiciones de mantenimiento (tres ilustraciones) en primer lugar el principio de funcionamiento de una bomba médica de acuerdo con la presente invención,

5 Fig. 2 muestra mediante dos posiciones de funcionamiento (dos ilustraciones) un primer ejemplo de realización preferido de una bomba médica según el principio de funcionamiento de acuerdo con Fig. 1 empleando un artículo de uso único estándar por ejemplo de una manguera (por ejemplo de infusión) y

10 Fig. 3 muestra mediante dos posiciones de funcionamiento (tres ilustraciones) un segundo ejemplo de realización preferido de una bomba médica según el principio de funcionamiento de acuerdo con Fig. 1 empleando un artículo de uso único a modo de ejemplo, especial, particularmente ventajoso.

De acuerdo con la Fig. 1, ilustración 1 el principio básico de la bomba de acuerdo con la invención (bomba universal) prevé un accionamiento 1 (por ejemplo, un electromotor o fuente de potencia similar), que está conectado
15 activamente a través de una unidad de transmisión de fuerza 2 con un émbolo de traslación 4, que a su vez está alojado en un cilindro 6 de aspiración/presión, para configurar una cámara de fluido 8 con volumen variable. Esta cámara de fluido- cilindro 8 está conectada a través de un primer conducto de fluido 10 con un primer recipiente de fluido 12 en el que están configurado un primer espacio de presión 14 y en el que desemboca el primer conducto de fluido 10. La cámara de fluido 8, el conducto de fluido 10 y el primer espacio de presión 14 puede ser también por
20 ejemplo un volumen relacionado en el que la separación en la cámara de fluido, conducto de fluido y espacio de presión puede seleccionarse únicamente de manera virtual y en cierta manera aleatoria y únicamente sirve para el fin de la mejor capacidad descripción funcional.

En el primer conducto de fluido 10 puede por ejemplo estar dispuesto un sensor de flujo volumétrico 16 y en el primer espacio de presión 14 puede estar dispuesto por ejemplo un sensor de presión 18. La unidad de émbolo-
25 cilindro 4, 6, el primer conducto de fluido 10 y el primer espacio de presión 14 o el primer recipiente 12 forman conjuntamente con los sensores 16, 18 y el accionamiento 1 un primer sistema hidráulico S1. El primer sistema hidráulico S1 puede ser de manera particularmente ventajosa parte un artículo de varios usos, por ejemplo, de una bomba de infusión.

30 El primer espacio de presión 14 está cerrado herméticamente mediante una primera pared 20a móvil o que puede deformarse, por ejemplo una membrana o un dispositivo similar a una membrana – las demás paredes del sistema hidráulico S1 son rígidas de manera particularmente ventajosa, de manera que un aumento o caída de presión en el espacio de presión solamente lleva a una deformación de la pared 20a siempre y cuando la pared 20a no se vea
35 impedida a esto por ejemplo mecánicamente desde el exterior.

Un segundo sistema hidráulico S2 se forma mediante un segundo espacio de presión 22 dentro de un segundo recipiente 24, que por ejemplo está insertado/puede insertarse o está montado/puede montarse en el primer
40 recipiente de fluido 12 o similar. El segundo sistema hidráulico S2 puede ser de manera particularmente ventajoso parte de un artículo de uso único, por ejemplo, de un set de infusión. En el ejemplo de realización, a modo de ejemplo además un segundo conducto de fluido 26, una pieza en Y 32, un conducto de aspiración 28, un conducto de presión 30 pertenecen al artículo de uso único y las válvulas 34 y 36 pertenecen a modo de ejemplo al artículo retornable, tal como se describe a continuación.

45 El segundo espacio de presión 22, de acuerdo con este ejemplo de realización (pero no de manera absolutamente necesaria) está cerrado herméticamente mediante una segunda pared deformable 20b, por ejemplo una membrana o un dispositivo similar a una membrana.

Además, el segundo espacio de presión 22 a modo de ejemplo está conectado o puede conectarse a través de un
50 segundo conducto de fluido 26 a un conducto de aspiración 28 y un conducto de presión 30. Por ejemplo el segundo conducto de fluido 26 desemboca en una pieza en T- o pieza en Y 32, que une el conducto de aspiración 28 con el conducto de presión 30, estando dispuesta/o pudiendo disponerse en y/o dentro del conducto de aspiración y de presión 28, 30 en cada caso una válvula (por ejemplo una válvula de retroceso o una válvula de conmutación/de 2/2 vías accionada eléctricamente o un segmento de manguera o similar que puede aplastarse, por ejemplo por un
55 actuador que puede colocarse fuera) 34, 36. De manera particularmente ventajosa son válvulas activas, es decir tales que se controlan por ejemplo de tal manera que por ejemplo se origina una corriente deseada a la una dirección deseada, es decir por ejemplo desde un tanque/contenedor/recipiente de reserva de fluido no mostrado adicionalmente, por ejemplo una bolsa de infusión (lado de aspiración de bomba) en la dirección hacia un lugar de destino no mostrado adicionalmente, por ejemplo un paciente (lado de presión de bomba). Alternativamente para
60 ello, no obstante, son concebibles también otras construcciones de válvula, como por ejemplo una válvula de conmutación para la unión opcional/alterna del segundo conducto de fluido 26 con el conducto de aspiración y presión 28,30.

La primera pared divisoria 20a móvil/deformable puede acoplarse de manera particularmente ventajosa con la
65 segunda pared divisoria 20b de una manera mecánicamente reversible, por ejemplo de tal manera que, ambas membranas por ejemplo pueden juntarse esencialmente sin intersticios y la pared divisoria 20b (por ejemplo debido

a las presiones mayores en los espacios de presión 14 y 22 con respecto a un intersticio entre las membranas que se origina durante/mediante la deformación) sigue los movimientos /deformaciones de la pared divisoria 20a.

5 El principio de funcionamiento de la bomba de acuerdo con la invención con la construcción conceptual descrita anteriormente puede explicarse de la siguiente manera:

10 En el estado de reposo de acuerdo con la Fig. 1, ilustración 1 el flujo volumétrico en el segundo sistema S2 está interrumpido mediante la posición cerrada de la válvula aguas abajo 36 en la dirección hacia por ejemplo el paciente (lado de presión). El espacio de presión (espacio de fluido) 22 al comienzo está lleno o bien con un líquido y/o con un gas y puede desgasificarse inicialmente. En la descripción posterior se parte por razones de simplificación de un segundo sistema S2 esencialmente desgasificado, lleno de líquido. En este estado la segunda pared móvil, por ejemplo, una membrana, por ejemplo se encuentra en su posición de construcción (por ejemplo no cargada). El primer sistema S1 está lleno asimismo con un líquido y/o un gas. El fluido en S1 es de manera particularmente ventajosa un medio esencialmente incompresible o un medio con una curva de compresibilidad definida y conocida. El émbolo 4 puede encontrarse en este momento por ejemplo en una posición empujada hacia adelante con volumen pequeño dentro la cámara de cilindro 8. El primer sistema S1 puede estar en el estado de reposo por ejemplo esencialmente a presión atmosférica.

20 La Fig. 1, ilustración. 2 muestra un estado de aspiración de la bomba de acuerdo con la invención. En este el émbolo 4 está retraído/se retrae mediante el accionamiento 1 y con ello el volumen de la cámara de cilindro 8 se aumenta. A consecuencia de este movimiento de retirada del émbolo 4 fluye fluido desde el primer espacio de fluido 14 a través del primer conducto de fluido 10 hacia la cámara de cilindro 8, pudiendo detectarse el flujo volumétrico mediante un sensor 16.

25 La retirada de líquido desde el primer espacio de presión 14 se compensa mediante un movimiento correspondiente de la pared divisoria 20a para la reducción de volumen del primer espacio de presión 14. Mediante el acoplamiento las paredes divisorias 20a con 20b, la pared divisoria 20b sigue el movimiento de la pared divisoria 20a, por lo que al mismo tiempo el volumen del segundo espacio de presión 22 se aumenta de manera correspondiente (por ejemplo de manera particularmente ventajosa en la misma medida de volumen). Por consiguiente, de acuerdo con el movimiento de aumento de volumen de la pared divisoria 20b se aspira un fluido desde un tanque de reserva no mostrado a través del conducto de aspiración 28 y la válvula de aspiración 34 abierta se aspira hacia el segundo espacio de presión 22. La válvula 36 sigue estando cerrada en esta fase de (aspiración), tal como se representa en la Fig. 1, ilustración. 2.

35 El movimiento del émbolo 4 puede estar diseñado a través de la superficie de sección transversal del émbolo directamente proporcional al flujo volumétrico mediante el primer conducto de fluido 10. Este flujo volumétrico puede registrarse a través del sensor 16 y/o determinarse a través de, por ejemplo, medición de rotación y/o de trayecto en el émbolo 4, en la unidad de transmisión de fuerza 2 y/o en el accionamiento 1. Es decir, también es concebible por ejemplo de manera ventajosa que la velocidad de giro del accionamiento o el número de pasos de un motor de paso 40 a paso produzca una referencia precisa con respecto al flujo volumétrico.

45 Dado que el movimiento de retroceso de émbolo corresponde a una aspiración de líquido, mediante la presión reducida originada en el primer sistema S1 la pared móvil 22 del segundo sistema S2 se deforma hacia el interior en la dirección del primer espacio de presión 14. El sensor 18 puede detectar en este caso la presión reducida generada y con ello por ejemplo de manera ventajosa también comprobar la hermeticidad de sistema de los sistemas S1 y S2, de las válvulas 34 y 36, así como las compresibilidades o cumplimientos de las anteriores o de sus fluidos y también por ejemplo la (corrección de la) junta de las paredes divisorias 20a y 20b en cuanto a una expectativa. Algo análogo se aplica para el movimiento de avance de émbolo. De manera particularmente ventajosa pueden utilizarse además en este caso estados intermedios no esbozados, como por ejemplo el movimiento 50 encauzado de avance/retroceso del émbolo en el caso de válvulas 34 y 36 cerradas para la generación de un aumento de presión o descenso de presión para determinar las hermeticidades, compresibilidades y/o cumplimientos de los componentes de la bomba de acuerdo con la invención (de manera ventajosa retornable), particularmente de los anteriormente mencionados o del artículo respectivo de acuerdo con la invención (de manera ventajosa un artículo de uso único). Por ello pueden detectarse y/o medirse y similar, por ejemplo, de manera ventajosa también burbujas de aire en los fluidos respectivos (por lo demás por ejemplo esencialmente incompresibles). Además, pueden detectarse y/o medirse por ejemplo de manera ventajosa fugas, por ejemplo mediante grietas en las paredes divisorias. Asimismo, no obstante, también pueden detectarse de manera ventajosa por ejemplo bloqueos de conducto aguas abajo como también aguas arriba con las posiciones de válvula correspondientes. Mediante el acoplamiento estanco a la presión/estanco al fluido del espacio de presión 14 del primer sistema S1 con el espacio de presión 22 del segundo sistema S2 circula exactamente tanto volumen de fluido 60 en el espacio de presión 22 como se movió (aspiró) desde el émbolo 4 a la cámara de cilindro 8.

65 De acuerdo con la Fig. 1, ilustración. 3 el émbolo 4 se mueve en la dirección opuesta a la ilustración 2 para la disminución del volumen de la cámara de cilindro 8 y presiona por tanto una cantidad correspondiente de fluido desde la cámara de cilindro 8 hacia el primer espacio de presión 14. Esto lleva a un movimiento o deformación de

las paredes divisorias 20a y 20b en la dirección del segundo espacio de presión (espacio de fluido) 22 y un empuje de fluido resultante de ello desde el espacio de presión 22.

5 En esta fase de (presión) la válvula de aspiración 34 ya está cerrada y en su lugar se abre la válvula de presión 36 de manera que se llega a un flujo volumétrico definido de fluido desde el segundo espacio de presión 22 mediante el conducto de presión 30 en la dirección hacia el paciente. Este flujo volumétrico corresponde al volumen desplazado (exprimido) en la unidad de émbolo-/cilindro 4, 6.

10 Según la movilidad (elasticidad) de las paredes divisorias (por ejemplo membranas) en el primer espacio de presión 14 se establecen presiones de fluido, que se superponen por las presiones existentes en el segundo sistema S2. Si la bomba por ejemplo se encuentra en el estado de reposo, de acuerdo con la Fig. 1, ilustración 1, mediante por ejemplo el sensor de presión 18 puede detectarse la presión en el primer sistema S1. Se transmiten impulsos o variaciones de presión en el primer sistema S1 por tanto directamente al segundo sistema S2 y a la inversa. En el caso de un diseño adecuado de la pared divisoria móvil (membrana), es decir por ejemplo extremadamente sensible con fuerzas de retroceso reducidas y por ejemplo con compresibilidad reducida, pueden determinarse por tanto, según la posición de válvula de las válvulas 34 y 36, pueden determinarse también variaciones en los sistemas conectados al conducto de aspiración 28 o al conducto de presión 30. A este respecto, aguas arriba por ejemplo en el caso de una botella de cristal de infusión conectada (y no aireada) puede ser una subpresión que aumenta constantemente, y aguas abajo por ejemplo en el caso de un filtro de infusión taponado conectado puede ser una sobrepresión que aumenta constantemente.

15 Mediante el acoplamiento con presión dinámica de ambos sistemas S1 y S2 de acuerdo con la descripción anterior (a través de las paredes divisorias móviles) mediante el sensor 18 pueden detectarse/ determinarse también por ejemplo durante la fase de bombeo variaciones de presión tanto en la admisión de bomba (lado de aspiración) como también en la salida de bomba (lado de paciente). Pueden detectarse por tanto por ejemplo también resistencias de flujo aguas abajo como también aguas arriba (provocadas mediante por ejemplo cierres de cualquier tipo, filtros, abrazaderas de rodillos cerradas, mangueras acodadas, etc.).

20 De manera particularmente ventajosa pueden mejorarse las mediciones o determinaciones de presión de la presión respectiva o en el primer espacio de presión 14 (o en el primer sistema hidráulico S1), en el segundo espacio de presión 22 (o en el segundo sistema hidráulico S2), en el sistema conectado hidráulicamente aguas arriba al conducto de aspiración 28 y en el sistema conectado hidráulicamente aguas abajo al conducto de presión 30, cuando la aportación que falsifica la señal de presión respectiva por ejemplo en el sensor de presión 18 las paredes divisorias/membranas 20a y 20b, que puede estar fundamentada, determinarse y considerarse por ejemplo mediante sus tensiones previas y/o por ejemplo mediante la fuerza de retroceso respectiva que contrarresta la deformación/movimiento de membrana. La determinación de esta aportación por ejemplo en una primera posición z1 determinada de émbolo de traslación 4 puede tener lugar por ejemplo como sigue (representado de manera idealizada y simplificada y únicamente con carácter expresivo a modo de ejemplo):

- 40 1.) medición de la señal de presión en el por ejemplo sensor de presión 18 en caso de válvula abierta 34 (aguas arriba) y válvula cerrada 36 (aguas abajo), el valor de medición se designa en lo sucesivo con P_u
 2.) medición de la señal de presión en el por ejemplo sensor de presión 18 en caso de válvula cerrada 34 (aguas arriba) y válvula cerrada 36 (aguas abajo), el valor de medición se designa en lo sucesivo con P_c
 45 3.) medición de la señal de presión en el por ejemplo sensor de presión 18 en caso de válvula cerrada 34 (aguas arriba) y válvula abierta 36 (aguas abajo), el valor de medición se designa en lo sucesivo con P_d

De manera simplificada se aplica entonces:

- 50 1.) $P_u(z1) = P_{ambiente} + P_{aguas\ arriba} + P_{aportación\ de\ membrana}(z1)$
 2.) $P_c(z1) = P_{ambiente} + P_{aportación\ de\ membrana}(z1)$
 3.) $P_d(z1) = P_{ambiente} + P_{aguas\ abajo} + P_{aportación\ de\ membrana}(z1)$

55 Por tanto pueden determinarse $P_{aguas\ arriba} = P_u(z1) - P_c(z1)$ y $P_{aguas\ abajo} = P_d(z1) - P_c(z1)$. Si se consulta además una medición análoga adicional en una segunda posición de émbolo z2, por ejemplo con $P_u(z1) - P_u(z2) = P_{aportación\ de\ membrana}(z1) - P_{aportación\ de\ membrana}(z2)$ puede determinarse por ejemplo también la diferencia en las aportaciones de las membranas con respecto a la señal de presión en las dos posiciones de émbolo z1 y z2.

60 No es importante si las ecuaciones supuestas en este caso describen correctamente un sistema real (que depende entonces en concreto de factores adicionales, como sus cumplimientos, el orden de conmutación y respuesta en función del tiempo de válvula y la respuesta en función del tiempo del sistema restante, etc.) - es únicamente importante que mediante la medición de la señal de presión por ejemplo en el sensor de presión 18 en el caso de diferentes constelaciones de válvula y dado el caso en el caso de diferentes posiciones del émbolo 4 (o de las membranas) pueden formularse tantas ecuaciones de manera que se presentan más ecuaciones como incógnitas-

las ecuaciones pueden resolverse por consiguiente y las incógnitas que se presentan en las ecuaciones (por ejemplo presión ambiente, presión en el sistema aguas arriba, fuerza de retroceso de membrana pueden determinarse en una posición determinada * superficie, presión en el sistema aguas abajo etc.).

- 5 Naturalmente puede recurrirse asimismo además a la cuarta constelación de válvulas: ambas válvulas abiertas. Mediciones tales o similares pueden utilizarse por ejemplo también para "calibrar" la membrana de artículo retornable 20a por ejemplo durante la producción y/o durante un servicio de aparato (inspección, autocalibración, autoprueba, etc.) – concretamente medir su comportamiento y por ejemplo almacenar (por ejemplo de manera duradera) en el artículo retornable (por ejemplo en la bomba de infusión).
- 10 Mediciones tales o similares pueden utilizarse, por ejemplo, además, para "calibrar" inicialmente, por ejemplo antes del comienzo del transporte (por ejemplo antes del inicio de la infusión por ejemplo tras la inserción del artículo de uso único en la bomba de infusión) la membrana de artículo desechable 20b, por ejemplo inicialmente- medir en concreto su comportamiento y depositar por ejemplo en el artículo retornable (por ejemplo en la bomba de infusión) (por ejemplo únicamente de manera temporal para la duración del empleo de este artículo de uso único).
- 15 Mediciones tales o similares pueden realizarse no obstante por ejemplo también igualmente durante el funcionamiento – para ello, de manera ventajosa por ejemplo entre las fases mostradas en la figura 1 de aspiración (ilustración 2 - corresponde Pu) y empuje (ilustración 3 - corresponde Pd) pueden intercalarse en este caso fases intermedias no esbozadas, que pueden corresponder por ejemplo a Pc. Además en estas fases intermedias el émbolo también puede moverse por ejemplo hacia adelante y/o hacia atrás, para poder consultarse mediciones en el caso de posiciones de émbolo diferentes para determinar un parámetro. Además, de manera particularmente ventajosa también pueden compensarse por ejemplo diferencias de presión entre sistemas conectados S1, S2 y los S2 aguas arriba y aguas abajo mediante el desplazamiento correspondiente del émbolo 4 por ejemplo durante tales fases intermedias por ejemplo en el caso de válvulas cerradas 34 y 36 – estos y otros procedimientos posibilitan la realización de un perfil de presión muy uniforme en todas las ramas hidráulicas mencionadas, pero particularmente
- 20 aguas arriba y aguas abajo. Por tanto, también puede realizarse un perfil de transporte muy homogéneo. Además, una forma de proceder tal aumenta de manera significativa por ejemplo también la precisión que puede prestarse. Los perfiles de presión uniformes disminuyen además la desgasificación en fluidos y/o la aglomeración de microburbujas o macroburbujas. De manera particularmente muy ventajosa pueden comprobarse y controlarse por tanto prácticamente todos los parámetros interesantes para la operación de bombeo por medio de un único sensor de presión 18 y dos válvulas 34 y 36.

Es muy ventajosa también la posibilidad de detectar una variación posible por ejemplo de los modos de comportamiento de membrana (por ejemplo mediante fatiga y/o defecto de material) y/o compensar – antes del inicio, durante del transporte y/o tras finalizar el transporte. Por consiguiente, con tales modos de proceder también son posibles autopruebas extensas.

Ejemplos para modificaciones de sistema detectables son: desplazamientos en altura de la fuente de fluido aguas arriba, de la depresión de fluido aguas abajo y/o del artículo retornable o similar, variación de las resistencias de flujo por ejemplo aguas arriba y/o aguas abajo (y por tanto por ejemplo bloqueos y/o fugas de conducto), Contrapresiones por ejemplo aguas abajo (por ejemplo también presión sanguínea del paciente o similar), impermeabilidades en el primer y/o segundo sistema hidráulico, fatigas y/o defectos de material como por ejemplo grietas y/o agujeros o similares en las paredes divisorias 20a y/o 20b, pero también por ejemplo variaciones del fluido (por ejemplo debido a una nueva composición de líquido de infusión y/o debido a por ejemplo burbujas de aire por ejemplo en S1 y/o en S2). Por otro lado, puede comprobarse también la plausibilidad de la señal de sensor de presión y por tanto el funcionamiento del sensor de presión.

Tras la fase de bombeo o de empuje de acuerdo con la Fig. 1, ilustración.3 la bomba pasa de nuevo a la fase de aspiración de acuerdo con la Fig. 1, ilustración 2, repitiéndose el cambio de fase entre aspiración y empuje preferiblemente de manera continua o a modo de intervalos. Particularmente, en el caso de la repetición continua puede reducirse o evitarse en gran medida por ello un flujo volumétrico discontinuo al minimizarse las fases muertas condicionadas por el principio, que pueden ser molestas particularmente aguas abajo (en el lado de presión de bomba), mediante diferentes velocidades de movimiento del émbolo 4 (alta velocidad de aspiración/baja velocidad de empuje). Además, el principio puede ampliarse también de tal manera que durante una fase muerta ("fase de retroceso", "fase de carga", "fase de aspiración") transporta una segunda bomba de acuerdo con esta invención y a la inversa (por así decirlo una bomba de doble émbolo o dos émbolos).

Tal como puede desprenderse además mediante la Fig. 1 parece ventajoso, configurar al menos el segundo recipiente de fluido 24, incluida la membrana, (pared divisoria móvil) 20b como un componente separado, particularmente como artículo desechable, estando previsto preferiblemente todo el segundo sistema S2 como artículo desechable. Es decir, que en este caso el segundo recipiente 24 puede estar acoplado de manera separable del primer recipiente 12 (por ejemplo reversible), de tal manera que una variación de presión en el primer espacio de presión 14 lleva a un movimiento de compensación de la pared divisoria 20a y b y por tanto a una variación de volumen del segundo espacio de presión 22.

Por ejemplo, ambos recipientes pueden estar insertados uno en otro y/o atornillados y/o comprimidos. No obstante, los recipientes también pueden estar unidos por bridas entre sí. Mediante las dos paredes divisorias/membranas

previstas por ejemplo paralelas, que obturan en cada caso el primer, o el segundo espacio de presión, en el caso de un desmontaje de ambos recipientes por ejemplo no tienen que vaciarse los espacios de presión.

5 A continuación, se dan indicaciones técnicas para implementaciones técnicas concretas del principio de bomba anterior mediante las Fig. 2 y 3.

En particular cuando deben exigirse condiciones estériles también puede ser ventajoso cuando el concepto de un artículo de uso único no se refiere a todo el segundo sistema S2 incluidos los recipientes 24, sino por ejemplo a elementos adaptados especialmente al segundo recipiente, que revisten por así decirlo a este.

10 De acuerdo con la Fig. 2, ilustración 1 y 2 el segundo espacio de presión de fluido propiamente dicho forma casi mediante por ejemplo una manguera 40 (por ejemplo de infusión) como cuerpo de alojamiento de fluido que puede insertarse en el segundo recipiente 24 y está acoplado en arrastre de forma a la membrana/pared divisoria móvil 20a. Es decir, la pared de la manguera 40 corresponde por tanto a la segunda membrana/pared divisoria 20b, en el que para el caso de que el material de manguera sea lo suficientemente flexible o deformable, la pared divisoria 20a puede deformar la manguera 40 de modo correspondiente, de manera que puede generarse un flujo volumétrico por ejemplo directamente proporcional. Con ello solamente la manguera 40 tiene que estar concebible por ejemplo junto con conductos de aspiración/ de presión 28, 30 conectado a ella, y dado el caso también válvulas 34, 36 como artículos desechables.

20 Alternativamente, de acuerdo con la Fig. 3, ilustración 1 a 3, también está previsto por ejemplo diseñar el segundo recipiente 24 por ejemplo con una incrustación a modo de almohada 42 (por ejemplo suelta). La almohada 42 por ejemplo en forma de bolsa en la posición de construcción (por ejemplo sin presión) puede tener un volumen igual al segundo recipiente (por lo tanto llena a este esencialmente completamente) y por ejemplo componerse de una lámina/membrana 44 flexible/elástica que está fijada de manera estanca al fluido por los bordes en una placa 46, por ejemplo placa 46, (no obstante el artículo de uso puede cubrir también de manera ventajosa ya la función del segundo recipiente 24 - por ejemplo al poder montarse su carcasa de manera fija y/o reversible y/o estanca en el primer recipiente 12 - con por ejemplo la ventaja de que no es necesario ningún componente adicional para el segundo recipiente 24). Hacia el espacio interior de bolsa formado por ello (segundo espacio de presión) lleva al menos una abertura (no mostrada adicionalmente) para el segundo conducto de fluido 26. Esta abertura puede estar extraída por ejemplo en la placa 46. No obstante también pueden estar previstos por ejemplo dos o más accesos, por ejemplo uno en cada caso para la admisión 28 y derivación 30. En este ha de indicarse que en lugar de la placa 46 la bolsa también puede estar fabricada exclusivamente del material flexible. En esta forma de realización el movimiento de la pared divisoria móvil 20a se transmite por tanto directamente a la bolsa 42 para su variación de volumen correspondiente.

35 Los ejemplos de realización anteriormente descritos se han seleccionado de manera que el funcionamiento de la bomba de acuerdo con la invención puede representarse de manera sencilla. Corresponden por lo tanto no de manera necesaria a una forma de realización real. Así por ejemplo la unidad de émbolo/cilindro representada por separado también puede ser ya componente del primer recipiente. Asimismo es concebible que el émbolo de la unidad de émbolo-cilindro llene o vacíe de líquido dos o varios primeros sistemas con líquido, a los que está conectado/puede conectarse a su vez en cada caso un segundo sistema. Es útil por ejemplo entonces cuando mediante varios sistemas conectados en paralelo (en el caso de un desplazamiento de fases respectivo) las fases muertas deben minimizarse en el ejemplo de realización de un sistema descrito anteriormente.

45 También ha de indicarse que la unidad de émbolo/cilindro representa solamente una solución a modo de ejemplo. También es igualmente concebible que cada uno de los procedimientos de bombeo concebibles se emplea como por ejemplo una bomba de disco oscilante, una bomba de celda de ala, una bomba de rueda dentada, etc. Tales unidades de bomba, que de por sí no permiten una exactitud de flujo volumétrico suficiente (bombas de membrana, etc.) pueden estar equipadas de acuerdo con la invención por ejemplo con un sensor de flujo volumétrico y/o sensor de corriente de masa o similar para provocar la exactitud deseada en cuanto a la técnica de regulación.

Lista de números de referencia

1	accionamiento
55 2	unidad de transmisión de fuerza
4	émbolo de traslación
6	cilindro
8	cámara de fluido
10	conducto de fluido
60 12	primer recipiente de fluido
14	primer espacio de presión/de fluido
16	sensor de flujo volumétrico
18	sensor de presión
20a,b	pared divisoria
65 22	segundo espacio de presión/de fluido
24	segundo recipiente

ES 2 609 528 T3

	26	segundo conducto de fluido
	28	conducto de aspiración
	30	conducto de presión
	32	pieza en Y
5	34,36	válvula de retención
	40	cuerpo de alojamiento de fluido/manguera
	42	incrustación/almohada
	44	lámina/membrana
	46	placa
10		

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo médico de transporte de fluido con

5 - un primer sistema de fluido (S1) que se compone de una unidad de bomba (4, 6) accionada por motor y un primer espacio de fluido (14), al que a través de la unidad de bomba (4, 6) puede añadirse y extraerse fluido, y una primera pared divisoria (20a) que puede moverse y/o deformarse, y
 10 - un segundo sistema de fluido (S2) que puede acoplarse al primer sistema de fluido (S1) que se compone de un segundo espacio de fluido (22) y una segunda pared divisoria (20b) que puede moverse y/o deformarse, que puede acoplarse mecánica o fluidamente con la primera pared divisoria (20a), de tal manera que una variación de volumen y/o de presión en el primer espacio de fluido (14) repercute en el volumen y/o la presión en el segundo espacio de fluido (22) de modo que puede esencialmente predecirse y/o determinarse, en el que el dispositivo médico de transporte de fluido está configurado de tal manera que, debido a señales presentes durante un periodo de tiempo en la unidad de bomba (4, 6) y/o un sistema de sensores acoplado con la unidad de bomba (4, 6) el volumen de fluido añadido o extraído del espacio de fluido (14, 22) puede derivarse durante este periodo de tiempo, caracterizado por un cuerpo de alojamiento de fluido (40) flexible al menos por secciones, que puede insertarse en el segundo espacio de fluido (22), para formar la segunda pared divisoria (20b), que está en contacto con la pared divisoria móvil (20a) y que está conectado fluidamente a un dispositivo de válvula (34, 36), siendo el cuerpo de alojamiento de fluido (40) flexible una manguera médica o una bolsa al menos parcialmente flexible.

2. Dispositivo médico de transporte de fluido de acuerdo con la reivindicación 1, caracterizado por

25 - al menos un conducto de aspiración (28) conectado con el segundo espacio de fluido (22) con dispositivo de válvula (34) correspondiente y
 - al menos un conducto de presión (30) conectado con el segundo espacio de fluido (22) con dispositivo de válvula (36) correspondiente, en el que puede generarse, determinarse y controlarse un flujo volumétrico y/o de masa desde el conducto de aspiración hacia el conducto de presión del segundo sistema de fluido (S2) y/o a la inversa en el primer sistema de fluido (S1).

3. Dispositivo médico de transporte de fluido de acuerdo con la reivindicación 1, caracterizado por que ambas paredes divisorias (20a, 20b) son membranas o paredes divisorias similares a una membrana.

35 4. Dispositivo médico de transporte de fluido de acuerdo con una de las reivindicaciones precedentes, caracterizado por que en el caso de una válvula abierta aguas arriba (34) y válvula cerrada aguas abajo (36) una disminución del volumen de fluido en el primer espacio de fluido (14) en ΔV lleva esencialmente a un aumento del volumen de fluido en el segundo espacio de fluido (22) en ΔV , y este volumen de fluido ΔV esencialmente se extrae de un sistema de fluido conectado aguas arriba al conducto de aspiración (28).

40 5. Dispositivo médico de transporte de fluido de acuerdo con una de las reivindicaciones precedentes, caracterizado por que en el caso de una válvula cerrada aguas arriba (34) y válvula abierta aguas abajo (36) un aumento del volumen de fluido en el primer espacio de fluido (14) en ΔV lleva esencialmente a una disminución del volumen de fluido en el segundo espacio de fluido (22) en ΔV y este volumen de fluido ΔV se añade esencialmente al sistema de fluido conectado aguas abajo al conducto de presión (30).

45 6. Dispositivo médico de transporte de fluido de acuerdo con una de las reivindicaciones precedentes, caracterizado por que presenta al menos un sensor de presión (18) que está conectado con el primer espacio de fluido (14) hidráulica y/o neumáticamente.

50 7. Dispositivo médico de transporte de fluido de acuerdo con la reivindicación 6, caracterizado por que presenta al menos un sensor de flujo volumétrico y/o de masa en el primer sistema de fluido (S16) mediante el cual/los cuales puede determinarse el volumen de fluido añadido o extraído del espacio de fluido (14) durante un periodo de tiempo.

55 8. Dispositivo médico de transporte de fluido de acuerdo con una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que el primer espacio de fluido (14) está configurado en un primer recipiente (12) y el segundo espacio de fluido (22) está configurado en un segundo recipiente (24) que está conectado con el primer recipiente (12) mecánicamente al intercalar las paredes divisorias (20a/, 20b) móviles.

60 9. Dispositivo médico de transporte de fluido de acuerdo con una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que el segundo sistema (S2) en su totalidad o al menos los componentes del segundo sistema (S2) que están en contacto directo con el fluido están concebidos como artículos desechables.

65 10. Dispositivo médico de transporte de fluido de acuerdo con la reivindicación 1, caracterizado por que está diseñado de tal manera que el acoplamiento de ambas paredes divisorias (20a, 20b) puede realizarse, apoyarse, mantenerse, mejorarse, comprobarse y/o suprimirse, al comprobarse y regularse la presión en un espacio intermedio de pared divisoria que se delimita al menos también mediante partes de ambas paredes divisorias.

Fig.1

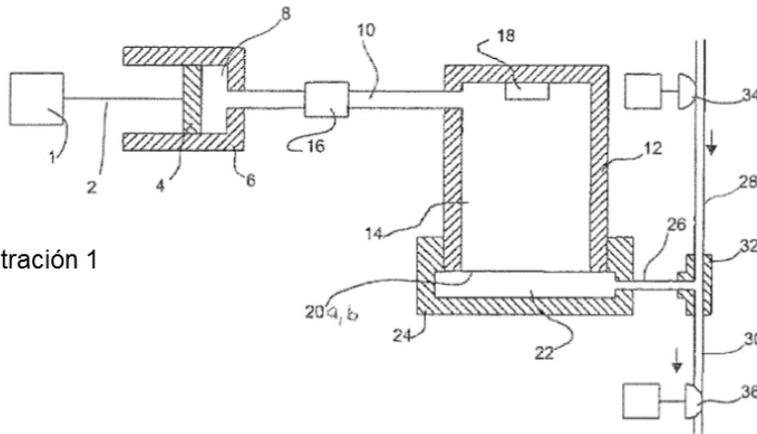


Ilustración 1

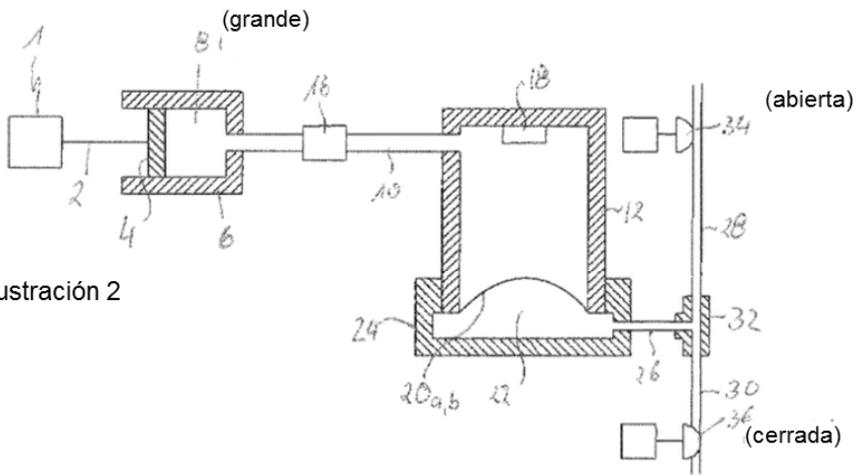


Ilustración 2

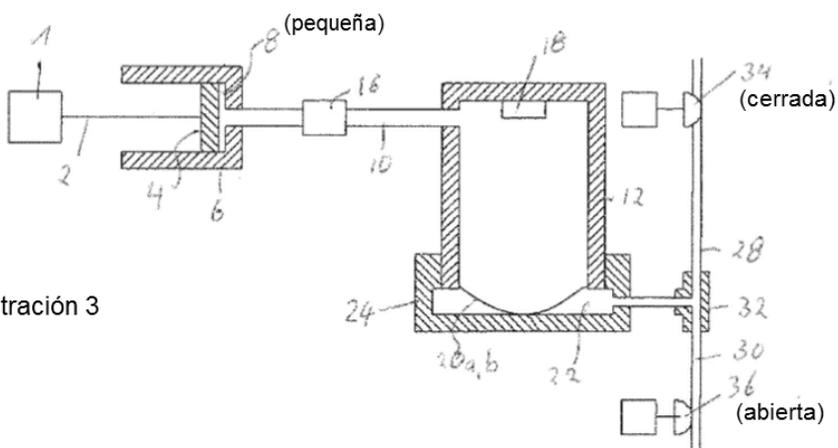


Ilustración 3

Fig.2

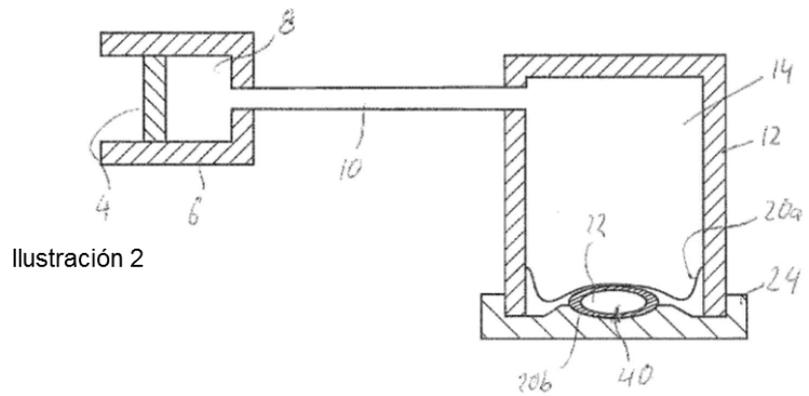
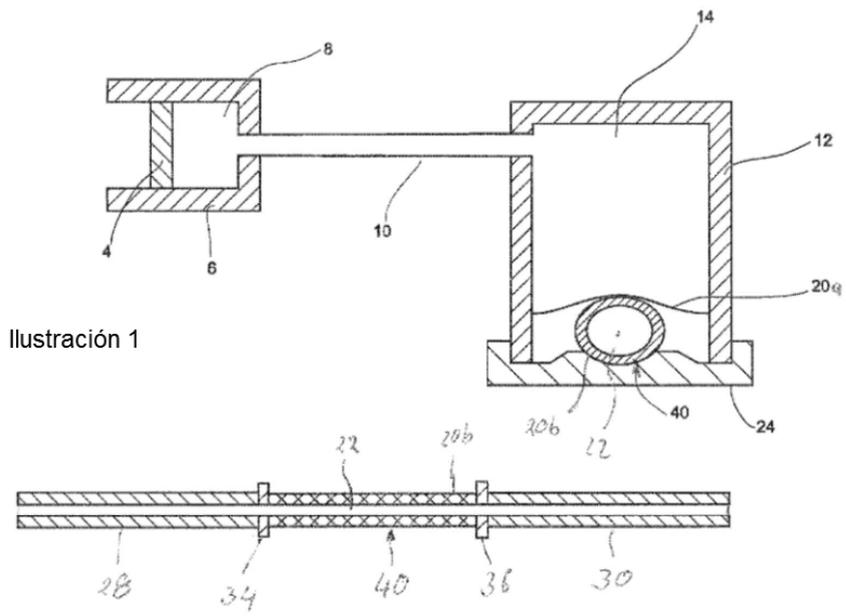


Fig.3

