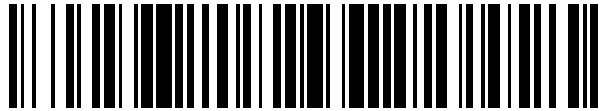


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 544 955**

51 Int. Cl.:

G01L 19/00 (2006.01)

A61M 1/14 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **18.04.2007 E 07741882 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **22.07.2015 EP 2009415**

54 Título: **Sensor de presión para circuito de circulación extracorporal**

30 Prioridad:

19.04.2006 JP 2006115852

24.08.2006 JP 2006228483

10.04.2007 JP 2007102486

10.04.2007 JP 2007102487

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

07.09.2015

73 Titular/es:

**ASAHI KASEI MEDICAL CO., LTD. (100.0%)
105, Kanda Jinbocho 1-chome, Chiyoda-ku
Tokyo, JP**

72 Inventor/es:

**KOUDA, MASAOKI y
KOBAYASHI, KENGO**

74 Agente/Representante:

DURÁN MOYA, Carlos

Observaciones :

Véase nota informativa (Remarks) en el folleto original publicado por la Oficina Europea de Patentes

ES 2 544 955 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

Sensor de presión para circuito de circulación extracorporal

5 **SECTOR TÉCNICO**

La presente invención se refiere a un sensor de presión para medir una presión en un circuito de circulación extracorporal que hace que un líquido, especialmente un fluido corporal o una solución medicinal, circule en su interior.

10 **ANTECEDENTES DE LA TÉCNICA**

En la terapia de circulación extracorporal en la que se extrae sangre del cuerpo de un paciente para un tratamiento extracorporal mediante un aparato de procesamiento de la sangre, y se devuelve la sangre al cuerpo después del tratamiento, normalmente, está dispuesto un sensor de presión para medir la presión en el circuito de circulación extracorporal. Como un ejemplo del medio para medir la presión en un circuito de circulación extracorporal, el documento de patente 1 describe un procedimiento de medición de la presión que utiliza una cámara de goteo que se utiliza normalmente en una terapia de circulación extracorporal.

20 La figura 33 es una vista, en configuración esquemática, que muestra un ejemplo de un procedimiento de medición de la presión que utiliza una cámara de goteo. Tal como se muestra en la figura 33, una cámara de goteo -2- está dispuesta en la parte media de la trayectoria -8- de circulación del líquido, y está configurada con un tubo derivado -500- ramificado desde la parte superior de la cámara de goteo -2- y un medio -61- de medición de la presión de la cámara de líquido en el extremo del tubo derivado -500-. En un procedimiento de medición de la presión que utiliza una cámara de goteo tal como la que se muestra en la figura 33, en un cierto volumen de la cámara de goteo -2-, por ejemplo, la mitad del volumen de la cámara de goteo -2-, un fluido corporal o una solución medicinal está almacenado en la cámara de goteo -2-, estando la mitad restante del volumen llena de una capa de aire para realizar una terapia de circulación extracorporal. El medio para la medición de la presión de la cámara de aire mide la presión en la trayectoria -8- de circulación del líquido sin contacto directo con el fluido corporal o la solución medicinal, debido a la capa de aire.

35 Sin embargo, la cámara de goteo -2- tiene un diámetro interior que proporciona una gran área de contacto entre el fluido corporal o la solución medicinal y el aire, y proporciona además un gran volumen para el almacenamiento del fluido corporal o de la solución medicinal. Por lo tanto, se tarda mucho tiempo en cambiar el líquido almacenado por un líquido fresco a introducir, lo que puede provocar la retención o la coagulación del fluido corporal o de la solución medicinal.

40 Como un ejemplo de un sensor de presión para resolver el problema anterior, el documento de patente 2 describe un procedimiento de medición de la presión para medir la presión en una trayectoria de circulación del líquido a través de un plano deformable (una parte deformable que se deforma por la presión en un circuito de circulación extracorporal), como un procedimiento de medición de la presión para evitar el contacto entre el fluido corporal o la solución medicinal y el aire.

45 La figura 34 es una vista esquemática que muestra un ejemplo de un procedimiento de medición de la presión para medir la presión en un circuito de circulación extracorporal a través de un plano deformable. Tal como se muestra en la figura 34, un sensor de presión -3- de la técnica anterior está dispuesto en el camino a una trayectoria -8- de circulación del líquido, y mide la presión en una cámara de líquido -6- detectando la magnitud de la deformación de un plano deformable -20- que se deforma, por lo menos parcialmente, por la presión en la cámara de líquido. En la figura 34, los elementos que tienen la misma función que los de la figura 33 reciben los mismos numerales de referencia que los de la figura 33.

55 En la configuración del procedimiento de medición de la presión mostrado en la figura 34, el sensor de presión -3- de la técnica anterior incluye una entrada -40- de circulación del líquido y una salida -41- de circulación del líquido que están sustancialmente colocadas en línea. Cuando se introduce un líquido en la entrada -40- de circulación del líquido para que circule hacia la cámara de líquido -6-, la trayectoria de la circulación se ensancha súbitamente a la salida de la entrada -40- de circulación del líquido, y por lo tanto se genera una convección en la entrada -40- de circulación del líquido que provoca el estancamiento de la circulación del líquido. Como resultado, dado que el fluido corporal o la solución medicinal permanece en una posición dada, se puede producir la coagulación del fluido corporal.

60 En el caso de un caudal reducido, no se genera turbulencia en la circulación en la cámara de líquido -6-. Sin embargo, en este caso, dado que el líquido introducido va hacia la salida -41- de circulación del líquido que está sustancialmente en línea con respecto a la entrada -40- de circulación del líquido, no se favorece el intercambio de los líquidos en la cámara de líquido -6-, lo que puede tener como resultado la coagulación del fluido corporal en su interior. Además, la presión en el sensor de presión -3- de la técnica anterior como se muestra en la figura 34 es extremadamente variable, y en caso de una presión negativa, el plano deformable -20- contacta íntimamente con la

superficie de una pared de la cámara de líquido -6- y, por lo tanto, se puede bloquear la salida de circulación del líquido o la entrada de circulación del líquido. En este caso, dado que se detiene la circulación del fluido corporal, se puede provocar la coagulación de dicho fluido corporal.

5 Asimismo, debido a que el plano deformable -20- tiene forma ondulada, la cámara de aire -9- debe tener una profundidad suficiente, (que tenga, por lo menos, una dimensión no menor que la forma ondulada) hasta una cierta medida en la dirección perpendicular a la dirección en que está dispuesto el plano deformable -20-, para proporcionar un margen para la anchura de la forma ondulada en la dirección de su configuración convexo-cóncava. Esto no permite que la cámara de aire -9- tenga un volumen menor. Por lo tanto, con la medición de una presión negativa, aumenta la magnitud de la deformación del plano deformable -20- en dirección a la cámara de líquido -6-, lo cual, eventualmente, aumenta el volumen de la cámara de líquido -6- y provoca fácilmente el estancamiento descrito anteriormente.

15 Además, el plano deformable -20- en el sensor de presión -3- de la técnica anterior que se muestra en la figura 34 se puede dañar debido al material blando del mismo. En caso de daños en el plano deformable, el funcionamiento es exactamente igual que el procedimiento de medición de la presión que utiliza la cámara de goteo mostrada en la figura 33, y no se pueden evitar los problemas de coagulación descritos anteriormente debido al contacto entre el aire y el fluido corporal o la solución medicinal.

20 Además, en el sensor de presión -3- de la técnica anterior que se muestra en la figura 34, cuando el plano deformable -20- se deforma, la presión en la cámara de aire -9- cambia en correlación con la presión en la cámara de líquido -6-. Esto provoca diferencias entre las características de presión obtenidas en el caso en que la presión se mide mediante el aire y el caso en que la presión se mide mediante el plano deformable, lo que tiene por lo tanto como resultado el problema de que no se puede medir correctamente ninguna presión.

25 Además, el sensor de presión -3- de la técnica anterior que se muestra en la figura 34 es un producto de un solo uso que se puede desechar después de su utilización, y esto requiere la conexión entre un sensor de presión y un medio de medición de la presión cada vez que se utiliza el sensor de presión. Por lo tanto, si existe alguna conexión incompleta, se provocan fugas entre el sensor de presión y el medio de medición de la presión, imposibilitando por lo tanto la medición correcta de la presión en el interior. Dado que la fuga proporciona en el lado de la cámara de aire un volumen infinito, el plano deformable -20- se deforma significativamente hacia la cámara de líquido cuando la trayectoria -8- de circulación del líquido tiene una presión negativa. Como resultado, el plano deformable -20- bloquea la entrada -40- de circulación del líquido o la salida -41- de circulación del líquido, se detiene la circulación del fluido corporal o de la solución medicinal y, por lo tanto, eventualmente se puede provocar la coagulación del fluido corporal.

35 El documento de patente 3 describe un sensor de presión para medir de manera estable la presión al modificar automáticamente el volumen de aire en el lado de la cámara de aire -9-, junto con la presión en el lado de la cámara de líquido -6-, de manera que se controla la posición del plano deformable -20-.

40 La figura 35 es una vista esquemática que muestra un ejemplo de las configuraciones de un aparato hidráulico de medición. Tal como se muestra en la figura 35, el sensor de presión -3- de la técnica anterior está configurado, además de los elementos del sensor de presión mostrado en la figura 34, con una sección de comunicación -51- para controlar el volumen de aire en la cámara de aire -9-, una bomba -400- dispuesta en la sección de comunicación -51-, una válvula -401-, un medio -60- de medición de la presión de la cámara de aire y un segundo medio -62- de medición de la presión. En la figura 35, los elementos tienen los mismos numerales de referencia que los de la figura 34.

45 Sin embargo, el aparato hidráulico de medición mostrado en la figura 35 necesita tener una bomba, una válvula, y un medio de medición de la presión independiente montado en el mismo, además de un sensor de presión que mida la presión, lo que inevitablemente complica la configuración del aparato y, a su vez, provoca un coste mayor del aparato. Además, para llevar a cabo una medición estable de la presión, el volumen de aire en la cámara de aire debería estar controlado estrictamente, lo que provoca el problema de que el control requiere una precisión enorme.

55 Documento de patente 1: JP-A-2002-282355

Documento de patente 2: JP-A-09-024026

Documento de patente 3: JP-A-08-117332

60 Se conocen otros sistemas por los documentos USA 2003/115965, USA 2002/028155, USA5554 113 y JP 2 102638.

CARACTERÍSTICAS DE LA INVENCION

[Problema a resolver mediante la invención]

5 La presente invención se ha realizado en vista de los problemas de la técnica anterior descritos anteriormente, y un objetivo de la presente invención es dar a conocer un sensor de presión para medir la presión en un circuito de circulación extracorporeal sin contactar con el aire, en el que el sensor de presión esté configurado para que difícilmente se provoque una retención de fluido corporal o de la solución medicinal en el mismo, y no se genere ninguna coagulación del fluido corporal en el mismo debida a factores de circulación del fluido corporal o de la solución medicinal.

10 Otro objetivo de la presente invención es dar a conocer un sensor de presión para medir la presión en un circuito de circulación extracorporeal sin poner en contacto un líquido con el aire, en el que el sensor de presión puede medir la presión incluso cuando dicha presión está cambiando, no requiere un aumento de los volúmenes de la cámara de aire y de la cámara de líquido, y puede detectar la presión con un error de medición pequeño utilizando un tipo de sensor de presión, sin un control del volumen de aire en el lado de la cámara de aire.

15 Otro objetivo de la presente invención es dar a conocer un sensor de presión para medir la presión en un circuito de circulación extracorporeal sin contactar con el aire, en el que el sensor de presión incluye un medio para detectar daños en un plano deformable del mismo.

20 Otro objetivo más de la presente invención es dar a conocer un sensor de presión para medir la presión en un circuito de circulación extracorporeal sin contactar con el aire, en el que el sensor de presión incluye un medio para detectar el acoplamiento de un cuerpo envolvente del sensor de presión con una superficie de acoplamiento.

25 Medios para resolver el problema

Para resolver los problemas anteriores, un sensor de presión según la presente invención incluye las configuraciones siguientes:

30 (a) un sensor de presión para un circuito de circulación extracorporeal que incluye: una cámara de líquido, un medio de medición de la presión y una trayectoria de circulación del líquido; en que la cámara de líquido está dotada de un plano de referencia que no se deforma por la presión en el circuito de circulación extracorporeal, un plano deformable que está dispuesto independientemente del plano de referencia y se deforma, por lo menos parcialmente, por la presión del circuito de circulación extracorporeal, un primer plano de conexión que conecta el plano deformable con el plano de referencia para formar un espacio cerrado estanco a los líquidos en el mismo y que no se deforma por la presión en el circuito de circulación extracorporeal, una entrada de circulación del líquido dotada de una superficie lateral del primer plano de conexión, y una salida de circulación del líquido que está dispuesta en una posición separada de la entrada de circulación del líquido a una distancia de más de la mitad hasta menos de la circunferencia interior en la dirección de la circulación del líquido, en el que el líquido se introduce a lo largo de una circunferencia interior de las superficies laterales del primer plano de conexión; en el que el medio de medición de la presión está dispuesto al exterior de la cámara de líquido para medir la magnitud de la deformación del plano deformable; y en el que la trayectoria de circulación del líquido está conectada a la entrada de circulación del líquido de manera estanca a los líquidos, de tal modo que el líquido que se introduce en la cámara de líquido circula a lo largo de la circunferencia interior de las superficies laterales del primer plano de conexión;

(b) un sensor de presión para el circuito de circulación extracorporeal según (a), que incluye además una placa deflectora que está dispuesta cerca del primer plano de conexión para alterar la circulación del líquido;

50 (c) un sensor de presión para el circuito de circulación extracorporeal según (a) o (b), que incluye además una cámara de aire, en el que la cámara de aire tiene un plano enfrentado que no se deforma por la presión y está dispuesto independientemente del plano deformable, de tal modo que el plano deformable está situado entre el plano de referencia y el plano enfrentado, un segundo plano de conexión que no se deforma por la presión y conecta el plano enfrentado con el plano deformable para formar en el mismo un espacio cerrado estanco al aire, y una entrada/salida de aire que está dispuesta en una superficie lateral del segundo plano de conexión o del plano enfrentado, y en la que el medio de medición de la presión es un medio de medición de la presión de la cámara de aire que está conectado a la entrada/salida de aire de la cámara de aire mediante una sección de comunicación;

60 (d) un sensor de presión para el circuito de circulación extracorporeal según (c), en el que suponiendo que V_A es el volumen de la cámara de aire en el estado inicial, P_A es la presión en la cámara de aire en el estado final (donde $-200 \text{ mmHg} < P_A < 200 \text{ mmHg}$), V_L es el volumen de la cámara de líquido en el estado inicial, V_T es el volumen de la sección de comunicación, P_{MIN} es la presión medible mínima del sensor de presión (donde $-600 \text{ mmHg} < P_{\text{MIN}} < -200 \text{ mmHg}$), P_{MAX} es la presión medible máxima (donde $200 \text{ mmHg} < P_{\text{MAX}} < 600 \text{ mmHg}$), y P_0 es la presión atmosférica, V_A , V_L y V_T se configuran para satisfacer las siguientes expresiones (1) y (2) (en las que P_A , P_{MIN} , P_{MAX} se expresan como presión manométrica, y P_0 se expresa como presión absoluta),

$$\{ (P_{MAX} + P_0) \div (P_A + P_0) - 1 \} \times V_T < V_A \dots (1)$$

$$\{ (P_A + P_0) \div (P_{MIN} + P_0) - 1 \} \times (V_A + V_T) < V_L < 10 \text{ mL} \dots (2)$$

5 y el plano deformable tiene forma de placa plana cuando la cámara de líquido y la cámara de aire tienen una presión P_0 ;

(e) un sensor de presión para el circuito de circulación extracorporeal según (d), en el que el plano deformable está intercalado entre dos recipientes de la cámara de aire y la cámara de líquido para estar cerrado mecánicamente en la parte periférica de los mismos; y suponiendo que L es la anchura de la parte de cierre del plano deformable que está intercalada entre los dos recipientes y en contacto con dichos recipientes (en los que $0,3 \text{ mm} < L < 10 \text{ mm}$), ν es el coeficiente de Poisson del plano deformable, h es el grosor del plano deformable (en el que $0,2 \text{ mm} < h < 3,0 \text{ mm}$), y t es la magnitud de la compresión del plano deformable mediante el cierre mecánico (en la que $0,05 < t/h < 0,50$), el plano deformable tiene forma de placa plana por el hecho de que la cámara de líquido y la cámara de aire tienen una presión igual a la presión atmosférica cuando el plano deformable está cerrado mecánicamente en la situación de un desplazamiento por tracción λ que satisface la expresión:

$$-\nu \times L \times (t \div h) / 2 < \lambda;$$

(f) un sensor de presión para el circuito de circulación extracorporeal según (d), en el que el plano deformable tiene una sección anular con un grosor mayor que el del plano deformable en la periferia del mismo, como una parte cerrada; y suponiendo que L_a es la anchura de la parte de cierre de la sección anular que está intercalada entre los dos recipientes y en contacto con los recipientes (en los que $0,3 \text{ mm} < L_a < 10 \text{ mm}$), ν_a es el coeficiente de Poisson de la sección anular, y h_a es el grosor de la sección anular (en la que $1,0 \text{ mm} < h_a < 5,0 \text{ mm}$), y t_a es la magnitud de la compresión de la sección anular mediante el cierre mecánico (en la que $0,05 < t_a/h_a < 0,50$), el plano deformable tiene forma de placa plana por el hecho de que la cámara de líquido y la cámara de aire tienen una presión igual a la presión atmosférica cuando el plano deformable está cerrado mecánicamente en la situación de un desplazamiento por tracción λ que satisface la expresión: $-\nu_a \times L_a \times (t_a \div h_a) / 2 < \lambda$;

(g) un sensor de presión según (f), en el que la sección anular tiene una sección transversal circular;

(h) un sensor de presión para el circuito de circulación extracorporeal según (f) o (g), en el que la parte de cierre de la cámara de aire y/o la parte de cierre de la cámara de líquido está dotada de una acanaladura en la que se introduce la sección anular, y la acanaladura tiene superficies interiores que están inclinadas con respecto al plano deformable para formar un ángulo agudo entre ambos;

(i) un sensor de presión para el circuito de circulación extracorporeal según cualquiera de (d) a (h), que incluye además: un medio de ajuste de la cámara de aire a la presión atmosférica para comprimir la cámara de aire a la presión atmosférica; un medio de ajuste de la cámara de líquido a la presión atmosférica para comprimir la cámara de líquido a la presión atmosférica; un medio de control de la presión de la cámara de líquido para controlar la presión en la cámara de líquido; un medio de medición de la presión de la cámara de líquido para medir la presión en la cámara de líquido; y un medio de detección de daños para detectar daños del plano deformable mediante modificar la presión en la cámara de líquido a efectos de medir la presión en la cámara de aire equivalente a la presión en la cámara de líquido, para su comparación;

(j) un sensor de presión para el circuito de circulación extracorporeal según (i), en el que después de que el medio de ajuste de la cámara de aire a la presión atmosférica y el medio de ajuste de la cámara de líquido a la presión atmosférica comprimen respectivamente la cámara de aire y la cámara de líquido a la presión atmosférica, suponiendo que la presión en la cámara de líquido cuando el plano deformable contacta íntimamente con la superficie de una pared de la cámara de aire mediante el aumento de presión en la cámara de líquido utilizando el medio de control de la presión de la cámara de líquido es P_1 , el medio de detección de daños determina que el plano deformable está dañado cuando el medio de control de la presión de la cámara de líquido aumenta más la presión en la cámara de líquido hasta $P_2 (> P_1)$ y la presión en la cámara de aire se hace mayor que P_1 ;

(k) un sensor de presión para el circuito de circulación extracorporeal según (i), en el que después de que el medio de ajuste de la cámara de aire a la presión atmosférica y el medio de ajuste de la cámara de líquido a la presión atmosférica comprimen respectivamente la cámara de aire y la cámara de líquido a la presión atmosférica, suponiendo que la presión en la cámara de líquido cuando el plano deformable contacta íntimamente con la superficie de una pared de la cámara de líquido mediante la disminución de la presión en la cámara de líquido utilizando el medio de control de la presión de la cámara de líquido es P_3 , el medio de detección de daños determina que el plano deformable está dañado cuando el medio de control de la presión de la cámara de líquido disminuye más la presión en la cámara de líquido hasta $P_4 (< P_3)$ y la presión en la cámara de aire se hace menor que P_3 ;

(l) un sensor de presión para el circuito de circulación extracorporeal según (i), en el que el medio de detección de daños memoriza previamente las características de un cambio de presión en la cámara de aire, equivalente a una cierta presión en la cámara de líquido; y después de que el medio de ajuste de la cámara de aire a la presión atmosférica y el medio de ajuste de la cámara de líquido a la presión atmosférica comprimen respectivamente la cámara de aire y la cámara de líquido a la presión atmosférica, el medio de control de la presión de la cámara de líquido aumenta o disminuye la presión en la cámara de líquido, y a continuación el medio de detección de daños determina que el plano deformable está dañado cuando el cambio de la presión en la cámara de aire equivalente al cambio de la presión en la cámara de líquido que se mide mediante el medio de medición de la presión de la cámara de líquido, difiere de las características del cambio de presión en la cámara de aire que están memorizadas previamente;

(m) un sensor de presión para el circuito de circulación extracorporeal según cualquiera de (d) a (l), en el que la cámara de aire y la cámara de líquido están alojadas en un cuerpo envolvente común, y el sensor de presión en el circuito de circulación extracorporeal incluye además una superficie de acoplamiento a la que se acopla el cuerpo envolvente, y un medio de detección del acoplamiento para detectar el acoplamiento del cuerpo envolvente a la superficie de acoplamiento, en el que la superficie de acoplamiento está configurada para tener la sección de comunicación con una abertura que es conectable con la entrada/salida de aire de la cámara de aire, de tal modo que la entrada/salida de aire y la sección de comunicación están conectadas entre sí de manera estanca al aire cuando el medio de detección del acoplamiento detecta el acoplamiento del cuerpo envolvente;

(n) un sensor de presión para el circuito de circulación extracorporeal según (m), en el que el medio de detección del acoplamiento se acopla al cuerpo envolvente;

(o) un sensor de presión para el circuito de circulación extracorporeal según (m), en el que el medio de detección del acoplamiento está acoplado a la superficie de acoplamiento;

(p) un sensor de presión para el circuito de circulación extracorporeal según (m) u (o), en el que la superficie de acoplamiento tiene una sección de amortiguamiento alrededor de la abertura de la sección de comunicación, para aplicar una fuerza hacia el cuerpo envolvente, y la sección de amortiguamiento es desplazable hacia la conexión entre la entrada/salida de aire y la sección de comunicación;

(q) un sensor de presión para el circuito de circulación extracorporeal según cualquiera de (m) a (p), en el que el medio de detección del acoplamiento detecta el contacto entre el cuerpo envolvente y la superficie de acoplamiento cuando el cuerpo envolvente está acoplado a la superficie de acoplamiento;

(r) un sensor de presión para el circuito de circulación extracorporeal, según cualquiera de (m) a (p), en el que el medio de detección del acoplamiento detecta que el cuerpo envolvente está acoplado en una posición predeterminada después de girar a lo largo de la superficie de acoplamiento; y

(s) un sensor de presión para el circuito de circulación extracorporeal según cualquiera de (m) a (p), que incluye además un cuerpo giratorio en torno al cuerpo envolvente, en el que el medio de detección del acoplamiento detecta que el cuerpo giratorio está acoplado en una posición predeterminada después de girar a lo largo de la superficie de acoplamiento.

MEJOR MODO DE LLEVAR A CABO LA INVENCION

Haciendo referencia a los dibujos, se explicarán a continuación realizaciones de un sensor de presión para un circuito de circulación extracorporeal, según la presente invención, pero la presente invención no se limita a dichas realizaciones. La figura 1 es una vista esquemática que muestra un sensor de presión de la presente realización.

En la figura 1, un sensor de presión -1- está dispuesto en la trayectoria -8- de circulación del líquido, y está configurado con: una cámara de líquido -6- que tiene un plano de referencia -10- que no se deforma por la presión en la trayectoria de circulación del líquido, un plano deformable -20- que está dispuesto independientemente del plano de referencia -10- y se deforma, por lo menos parcialmente, por la presión en la trayectoria de circulación del líquido, un primer plano de conexión -11- que no se deforma por la presión en la trayectoria de circulación del líquido y conecta el plano deformable -20- con el plano de referencia -10- para formar en el mismo un espacio cerrado estanco a los líquidos, una entrada -40- de circulación del líquido que está dispuesta en una superficie lateral del primer plano de conexión -11-, y una salida -41- de circulación del líquido que está dispuesta en una posición separada de la entrada -40- de circulación del líquido en la dirección de una circulación de un líquido que se introduce a lo largo de una circunferencia interior de las superficies laterales del primer plano de conexión -11-, en una distancia desde más de la mitad hasta menos de una circunferencia interior; un medio -7- de medición de la presión que está dispuesto en el exterior de la cámara de líquido para medir la presión en la cámara de líquido -6- mediante la medición de la magnitud de la deformación del plano deformable -20-, y un sensor de carga -45- o un extensómetro -46-; y una trayectoria -8- de circulación del líquido que está conectada a la entrada -40- de circulación del líquido de manera estanca a los líquidos y está dispuesta de tal modo que el líquido introducido en la cámara de líquido -6- circula entrando a lo largo de la circunferencia interior del primer plano de conexión -11-.

En la figura 2, el sensor de presión -1- incluye además: un plano enfrentado -30- que no se deforma por la presión y está dispuesto independientemente del plano deformable -20-, de tal modo que el plano deformable -20- está situado en la parte media entre el plano de referencia -10- y el plano enfrentado -30-; un segundo plano de conexión -31- que no se deforma por la presión y conecta el plano enfrentado -30- con el plano deformable -20- para formar un espacio cerrado estanco a los líquidos en el mismo; y una cámara de aire -9- que tiene una entrada/salida de aire -50- que está dispuesta en una superficie lateral del segundo plano de conexión -31- o del plano enfrentado -30-. Cuando se modifica la presión en la trayectoria -8- de circulación del líquido, se modifica la presión en la cámara de aire -9- que forma un espacio estanco al aire entre el plano deformable -20- y el plano enfrentado -30-. Además, el sensor de presión -1- está configurado con: el medio -7- de medición de la presión, que mide indirectamente la presión en la trayectoria -8- de circulación del líquido mediante la medición del cambio de presión utilizando un medio -60- de medición de la presión de la cámara de aire mediante una sección de comunicación -51-; y la trayectoria -8- de circulación del líquido, que está conectada a la entrada -40- de circulación del líquido de manera estanca a los líquidos y está dispuesta de tal modo que el líquido introducido en la cámara de líquido -6- circula entrando a lo largo de la circunferencia interior del primer plano de conexión -11-.

(Forma)

En la figura 1, el plano de referencia -10- es circular pero, tal como se muestra en la figura 3, puede ser poligonal, tal como octogonal. Asimismo, no hay ningún problema en que el plano de referencia -10- y el plano deformable -20- tengan formas y tamaños diferentes entre sí, tal como se muestra en la figura 4.

En la figura 1, el plano de referencia -10- tiene una forma de placa plana, pero si el plano de referencia -10- tiene superficies desiguales, en algunos casos, el líquido se puede intercambiar más fácilmente, tal como se explicará más adelante. Por lo tanto, no existe ninguna limitación en la forma superficial del plano de referencia -10-. Sin embargo, para hacer más suave la circulación del líquido, tal como se muestra en la figura 1, el plano de referencia -10- es preferentemente circular y tiene forma de placa plana, el plano deformable -20- es circular, y el plano de referencia -10- y el plano deformable -20- tienen una forma del mismo tamaño.

En la figura 1, el primer plano de conexión -11- tiene una sección transversal lineal, pero, tal como se muestra en la figura 5, la unión entre el plano de referencia -10- y el primer plano de conexión -11-, y la unión entre el plano deformable -20- y el primer plano de conexión -11-, pueden incluir planos inclinados para formar un ángulo de aproximadamente 45 grados entre ambos, en lugar de 90 grados. Asimismo, tal como se muestra en la figura 6, la unión entre el plano de referencia -10- y el primer plano de conexión -11-, y la unión entre el plano deformable -20- y el primer plano de conexión -11- pueden incluir una unión en forma redondeada. Además, tal como se muestra en la figura 7, el plano de referencia -10- y el plano deformable -20- pueden ser redondos en su totalidad.

Se puede utilizar cualquiera de las configuraciones de la figura 2 a la figura 7, pero preferentemente la conexión entre un plano de referencia y una superficie de conexión tiene una cierta redondez, tal como se muestra en las figuras 6 y 7.

Además, en la figura 1, el plano deformable -20- tiene forma de placa plana, pero tal como se muestra en la figura 8, puede tener una sección transversal en forma de onda triangular, o de una forma tal como una onda sinusoidal. Sin embargo, por las razones que se explicarán más adelante, el plano deformable -20- tiene, en el caso más deseable, forma de placa plana. Asimismo, en las figuras 1 y 7, la totalidad del plano deformable -20- proporciona la sección de deformación, como una parte deformable del plano deformable -20-. Sin embargo, el plano deformable -20- puede incluir una sección de deformación con un área en cualquier proporción en la totalidad del plano deformable -20-, y asimismo la sección de deformación puede tener cualquier forma, siempre que la sección se pueda medir correctamente. Siempre que la sección se pueda medir correctamente, no existe ninguna limitación sobre la proporción y la forma.

En la figura 1, la trayectoria -8- de circulación del líquido es paralela al plano de referencia -10- pero, tal como se muestra en la figura 9, la trayectoria -8- de circulación del líquido puede estar ligeramente inclinada, lo que no deteriora el resultado de la invención anterior. Sin embargo, para hacer que el líquido circule más suavemente, la trayectoria -8- de circulación del líquido forma preferentemente un ángulo desde 0 hasta 30 grados con respecto al plano de referencia -10-, más preferentemente desde 0 hasta 15 grados, y en el caso más preferente la trayectoria -8- de circulación del líquido es paralela al plano de referencia -10-.

En la figura 1, un plano tangencial -12- de la superficie interior de la trayectoria -8- de circulación del líquido está en contacto con la superficie interior del primer plano de conexión -11-, y la trayectoria -8- de circulación del líquido conectada con la entrada -40- de circulación del líquido está dispuesta completamente a lo largo de la superficie lateral del primer plano de conexión -11-, pero tal como se muestra en la figura 10, el plano tangencial -12- de la superficie interior de la trayectoria -8- de circulación del líquido puede estar desplazado hacia el centro, lo que no deteriora el resultado de la invención anterior. Sin embargo, para hacer que un líquido circule más suavemente, el plano tangencial -12- de la superficie interior de la trayectoria -8- de circulación del líquido está dispuesto, de manera deseable, en una posición separada desde 0 hasta 3 mm o menos hacia el interior, en dirección normal, desde la

superficie interior del primer plano de conexión -11-, más preferentemente desde 0 hasta 2 mm o menos, y en el caso más preferente desde 0 hasta 1 mm.

La salida -41- de circulación del líquido está dispuesta en la posición más alta de la forma circular de la figura 1, pero puede estar situada en la otra posición que se muestra en la figura 11. En este caso, cuando el sensor de presión -1- está dispuesto de tal modo que la entrada -40- de circulación del líquido es paralela a la gravedad, al circular un líquido, el aire permanece en el espacio superior -65- de la cámara de líquido -6-, y el fluido corporal o la solución medicinal establecen contacto con el aire en el sensor de presión -1-, lo que puede provocar la coagulación del fluido corporal o de la solución medicinal. Sin embargo, dado que un giro del sensor de presión -1- para cambiar su orientación durante el tratamiento puede hacer que se descargue el aire del sensor de presión -1-, los resultados de la invención anterior no se deterioran. Por lo tanto, no existe ninguna limitación sobre la posición de la salida -41- de circulación del líquido.

En la figura 1, la salida -41- de circulación del líquido está dispuesta en una posición separada de la entrada -40- de circulación del líquido en la dirección de una circulación de un líquido, en que el líquido se introduce en la cámara de líquido -6- a lo largo de la circunferencia interior de las superficies laterales del primer plano de conexión -11- desde la entrada -40- de circulación del líquido a una distancia de 3/4 de la circunferencia interior, y la salida -41- de circulación del líquido está conectada a la cámara de líquido -6-, de tal modo que la dirección en la que el líquido circula hacia el exterior está en un ángulo de 180 grados con respecto a la dirección en la que el líquido circula hacia el interior. Sin embargo, tal como se muestra en la figura 12, la salida -41- de circulación del líquido puede estar dispuesta en una posición separada de la entrada -40- de circulación del líquido en la dirección en la que un líquido se introduce en la cámara de líquido -6- a lo largo de la circunferencia interior del primer plano de conexión -11- desde la entrada -40- de circulación del líquido, a una distancia de la mitad de la circunferencia interior, y puede estar conectada a la salida -41- de circulación del líquido, de tal modo que la dirección en la que el líquido circula hacia el exterior está en un ángulo de 90 grados con respecto a la dirección en la que el líquido circula hacia el interior, lo que no deteriora el resultado de la invención anterior.

Es particularmente preferible que la salida -41- de circulación del líquido esté dispuesta en una posición separada de la entrada -40- de circulación del líquido en la dirección en la que el líquido se introduce en la cámara de líquido -6- a lo largo de la circunferencia interior del primer plano de conexión -11- desde la entrada -40- de circulación del líquido, a una distancia desde más de la mitad de la circunferencia interior hasta menos de la circunferencia interior. El ángulo en el que circula el líquido con respecto a la dirección en la que el líquido circula hacia el exterior se puede configurar adecuadamente dependiendo de la situación de utilización, debido a que el ángulo no cambia particularmente la circulación en la cámara de líquido -6- y, por lo tanto, no existe ninguna limitación sobre la dirección.

Además, en la figura 1, la entrada -40- de circulación del líquido y la salida -41- de circulación del líquido están dispuestas en posición central entre el plano de referencia -10- y el plano deformable -20-, vistas desde la dirección en sección transversal de la entrada -40- de circulación del líquido y de la salida -41- de circulación del líquido. Sin embargo, tal como se muestra, vista desde la figura 13, la entrada -40- de circulación del líquido y la salida -41- de circulación del líquido pueden estar descentradas hacia el lado del plano de referencia -10- o el lado del plano deformable -20-, lo que no deteriora el resultado de la invención anterior, y no existe ninguna limitación sobre la disposición. Sin embargo, para conseguir una circulación del líquido más uniforme, la entrada -40- de circulación del líquido está dispuesta preferentemente en una posición separada de 0 a 3 mm del punto central entre el plano de referencia -10- y el plano deformable -20-, más preferentemente de 0 a 2 mm, y en el caso más preferente de 0 a 1 mm. La dirección en la que el líquido circula saliendo de la salida -41- de circulación del líquido no afecta particularmente a la circulación en la cámara de líquido -6- y no deteriora el resultado de la invención anterior. Por lo tanto, no existe ninguna limitación sobre la dirección.

En la figura 1, la entrada -40- de circulación del líquido y la salida -41- de circulación del líquido están dispuestas en el mismo plano, que es paralelo al plano de referencia -10-. Sin embargo, incluso la entrada -40- de circulación del líquido y la salida -41- de circulación del líquido pueden no estar dispuestas en el mismo plano paralelo, como se muestra en la figura 13, lo que no deteriora el resultado de la invención anterior, y no existe ninguna limitación sobre la disposición. Es decir, la entrada -40- de circulación del líquido y la salida -41- de circulación del líquido pueden estar dispuestas en posiciones separadas respecto del plano de referencia -10- en distancias diferentes.

En la figura 2, la entrada/salida de aire -50- está dispuesta en la posición más alejada del plano deformable -20- en la cámara de aire. Sin embargo, si la entrada/salida de aire -50- está dispuesta en cualquier posición, no se ven afectadas las mediciones de la presión. Por lo tanto, no existe ninguna limitación sobre la disposición.

(Material)

La cámara de líquido -6- y la cámara de aire -9- pueden estar fabricadas de cualesquiera materiales blandos o duros. Sin embargo, si las formas de la cámara de líquido -6- y de la cámara de aire -9- cambian debido a factores ambientales, tal como la temperatura del líquido, la temperatura del aire, una fuerza externa que puede deformar la cámara de líquido -6- y la cámara de aire -9-, es difícil llevar a cabo correctamente la medición de la presión en la

trayectoria -8- de circulación del líquido. Por lo tanto, la cámara de líquido -6- y la cámara de aire -9- están fabricadas preferentemente de un material duro. Además, dado que la cámara de líquido -6- y la cámara de aire -9- contactan directa o indirectamente con el fluido corporal de un paciente, es preferible un material que sea biocompatible. El material puede ser cloruro de polivinilo, policarbonato, polipropileno, polietileno, poliuretano o similares, por ejemplo, y se puede utilizar de manera preferente cualquiera de éstos. La cámara de líquido -6- y la cámara de aire -9- se pueden fabricar mediante cualquier procedimiento sin ninguna limitación, y el procedimiento incluye moldeo por inyección, moldeo por soplado y corte.

Si la sección de deformación del plano deformable -20- que se deforma, por lo menos parcialmente, por la presión, está fabricada de un material duro, se obtiene solamente una magnitud de la deformación pequeña cuando se aplica la presión, lo que dificulta medir correctamente la presión en la trayectoria -8- de circulación del líquido. Por lo tanto, la sección de deformación está fabricada preferentemente de un material blando que se deforma flexiblemente por la presión. Además, dado que la sección de deformación contacta directa o indirectamente con el fluido corporal de un paciente, es preferible un material que sea biocompatible. El material puede ser cloruro de polivinilo, resina de silicio, elastómero termoplástico de estireno, compuesto de elastómero termoplástico de estireno, o similares, por ejemplo, y se puede utilizar de manera preferente cualquiera de éstos. La sección que se mantiene (que no se deforma) puede ser de cualquier material, siempre que esté fabricada del mismo material que el de la cámara de líquido -6- y la cámara de aire -9-.

La trayectoria -8- de circulación del líquido puede estar fabricada de cualquier resina sintética, de metal, vidrio y similares. Desde el punto de vista del coste de fabricación, procesabilidad y funcionalidad, es preferible una resina sintética, en particular una resina termoplástica, como material de la trayectoria -8- de circulación del líquido. La resina termoplástica incluye resina de poliolefina, resina de poliamida, resina de poliéster, resina de poliuretano, resina de flúor, resina de silicio, y similares, e incluye asimismo resina de ABS (copolímero de acrilonitrilo-butadieno-estireno), cloruro de polivinilo, policarbonato, poliestireno, poliacrilato, poliacetil y similares, y se puede utilizar de manera preferente cualquiera de éstos. Entre ellos, es preferible un material blando debido a que es resistente frente al curvado y la rotura, y tiene flexibilidad en funcionamiento. Por razones de facilidad de montaje, es particularmente preferible el cloruro de polivinilo blando. La sección de comunicación -51- puede estar fabricada de cualquier material siempre que realice la comunicación de la cámara de aire -30- con el medio -60- de medición de la presión de la cámara de aire, y el material puede ser cualquiera de resina sintética, de metal, vidrio y similares. Desde el punto de vista del coste de fabricación, la procesabilidad y la funcionalidad, es preferible una resina sintética, en particular una resina termoplástica. La resina termoplástica incluye resina de poliolefina, resina de poliamida, resina de poliéster, resina de poliuretano, resina de flúor, resina de silicio, y similares, e incluye asimismo resina de ABS (copolímero de acrilonitrilo-butadieno-estireno), cloruro de polivinilo, policarbonato, poliestireno, poliacrilato, poliacetil y similares, y se puede utilizar de manera preferente cualquiera de éstos. Entre ellos, es preferible un material blando debido a que es resistente frente al curvado y la rotura, y tiene flexibilidad funcionamiento. Por razones de facilidad de montaje, es particularmente preferible el cloruro de polivinilo blando.

(Procedimiento de unión)

El procedimiento de unión individual de la cámara de líquido -6-, la cámara de aire -9-, y la trayectoria -8- de circulación del líquido incluye en general, pero sin estar limitado a, unión por fusión en caliente y adhesión para la unión de una resina sintética. Por ejemplo, la unión por fusión en caliente incluye soldadura de alta frecuencia, soldadura por inducción, soldadura ultrasónica, soldadura por fricción, soldadura por fricción circular, soldadura con placa caliente, soldadura por hilo caliente, y similares. El tipo de adhesivos incluye cianoacrilato, epoxi, poliuretano, caucho sintético, de tipo de curado por ultravioleta, resina acrílica modificada, de tipo de fusión en caliente y similares.

No existe ninguna limitación sobre el procedimiento de unión para unir la sección de deformación y la sección restante del plano deformable -20-. En general, un procedimiento de unión entre un material duro y un material blando incluye un cierre mecánico en el que un material duro retiene un material blando para el cierre, y otros procedimientos tales como unión por fusión en caliente y adhesión, que se han descrito anteriormente.

El sensor de presión -1- se puede utilizar tal cual después del moldeo y la unión, pero particularmente en aplicaciones medicas de terapia con circulación extracorporeal, el sensor de presión -1- se utiliza después de su esterilización. El procedimiento de esterilización puede ser coherente con los de los instrumentos médicos ordinarios, y puede utilizar cualquier solución medicinal, gas, radiación, vapor de alta presión, calor y similares.

(Tamaño)

Cuando el sensor de presión -1- tiene un plano de referencia -10-, un plano deformable -20- y un primer plano de conexión -11- de un tamaño muy grande, aumenta el volumen de la cámara de líquido -6-, lo que aumenta el volumen de cebado. A la inversa, cuando estos componentes del sensor de presión -1- tienen un tamaño muy pequeño, se produce una presión negativa en el circuito de circulación extracorporeal, y el plano deformable -20- se extiende hacia el lado del plano de referencia -10-, lo que hace que el plano deformable -20- bloquee la entrada -40- de circulación del líquido y la salida -41- de circulación del líquido, teniendo como resultado el problema de que el

líquido contenido no circula. Por lo tanto, el plano de referencia -10- tiene preferentemente un diámetro comprendido en un intervalo desde aproximadamente 15 mm hasta 40 mm, más preferentemente desde aproximadamente 20 mm hasta 30 mm, y el plano de conexión -11- tiene preferentemente una altura desde 5 mm hasta 20 mm, y más preferentemente desde 5 mm hasta 10 mm. La forma se describirá más adelante en la sección de planteamiento del diseño.

La trayectoria -8- de circulación del líquido puede tener un diámetro interior de cualquier tamaño, que se selecciona en función de cada terapia de circulación extracorpórea y, por lo tanto, no existe limitación sobre el tamaño. Por ejemplo, en una terapia de depuración de la sangre, que es una terapia de circulación extracorpórea, se selecciona generalmente un tubo principal que tiene un diámetro interior de aproximadamente 2 mm hasta 5 mm. La trayectoria -8- de circulación del líquido no necesita tener una sección transversal circular, y puede tener una sección transversal no circular, tal como una sección transversal elíptica, una sección transversal rectangular y una sección transversal hexagonal.

(Líquido)

El líquido que circula por el sensor de presión -1- puede ser cualquier fluido corporal o solución medicinal. Por lo tanto, no existe ninguna limitación sobre el líquido. El fluido corporal puede ser, por ejemplo, sangre, plasma, linfa, fluido tisular, moco, hormonas, citocina, orina o similares. La solución medicinal puede ser, por ejemplo, solución isotónica de cloruro de sodio, anticoagulante, plasma fresco congelado, solución de diálisis, solución de albúmina, fluido de sustitución de tipo filtro para un riñón artificial, o similares.

A continuación, se explicará otra realización de un sensor de presión, según la presente invención, utilizando las figuras. La figura 14 es una vista esquemática que muestra un sensor de presión -1-. Las partes que tienen las mismas funciones que las de la realización descrita anteriormente se indican mediante los mismos numerales de referencia, que no se explicarán a continuación. El sensor de presión -1- de la presente realización es similar al sensor de presión -1- de la realización descrita anteriormente, excepto en que está dispuesta una placa deflectora -66- cerca del plano de conexión entre la entrada -40- de circulación del líquido y la salida -41- de circulación del líquido. La placa deflectora -66- altera la circulación del fluido. La placa deflectora -66- está dispuesta de tal modo que el fluido introducido en la cámara de líquido -6- circula sustancialmente en paralelo al plano de referencia -10- a lo largo de la circunferencia interior de las superficies laterales del primer plano de conexión -11-, de tal modo que se forma un flujo circulante en la cámara de líquido -6- para impedir cualquier retención del fluido corporal o de la solución medicinal.

En la presente realización, la placa deflectora -66- que está dispuesta cerca del plano de conexión entre la entrada -40- de circulación del líquido y la salida -41- de circulación del líquido altera la circulación del fluido, lo que permite un incremento de un intercambio más efectivo del líquido en el cuerpo envolvente. En resumen, además de un flujo circulante en la cámara de líquido -6-, se forma una circulación hacia el centro de la cámara de líquido -6-, como resultado del aumento de la turbulencia en la cámara de líquido -6-, y se puede acelerar la sustitución del fluido corporal o de la solución medicinal en la cámara de líquido -6-.

La placa deflectora -66- puede estar dispuesta en cualquier posición, pero está dispuesta preferentemente en una posición que esté en contacto con el primer plano de conexión -11- y que tenga la máxima velocidad de circulación del líquido. En la figura 14, la placa deflectora -66- está dispuesta en una posición adyacente a la salida -41- de circulación del líquido, en la distancia mayor entre la entrada -40- de circulación del líquido y la salida -41- de circulación del líquido. Sin embargo, tal como se muestra en la figura 15, la placa deflectora -66- puede estar dispuesta en el primer plano de conexión -11- situada frente a la salida -41- de circulación del líquido, lo que no deteriora el resultado de la invención anterior, y no existe ninguna limitación sobre la posición dispuesta.

Una placa deflectora -66- de tamaño muy grande interfiere con el plano deformable -20- después de la deformación, y una placa deflectora -66- de tamaño muy pequeño no puede ejercer resultados. Por lo tanto, la placa deflectora -66- tiene preferentemente una anchura en la dirección diametral comprendida dentro de un intervalo de aproximadamente el 5 % hasta el 15 % del diámetro del plano de referencia -10-, más preferentemente aproximadamente desde el 10 % hasta el 15 %, y asimismo tiene preferentemente una altura comprendida dentro de un intervalo desde aproximadamente el 30 % hasta el 80 % de la altura del lado del primer plano de conexión -11-, más preferentemente aproximadamente desde el 50 % hasta el 70 %, pero no existe ninguna limitación particular sobre estos valores.

La placa deflectora -66- puede tener una forma poligonal, tal como la forma triangular que se muestra en la figura 14, o una forma poligonal con esquinas redondeadas vista desde el plano de referencia -10-. La placa deflectora -66- puede tener cualquier forma siempre que la placa deflectora -66- pueda ejercer su resultado sin ninguna limitación particular. En la figura 14 está dispuesto solamente una placa deflectora -66-, pero cuando se disponen dos o más placas deflectoras -66-, se pueden mejorar los resultados de la invención anterior. El número de las placas deflectoras -66- dispuestas y el espacio entre dichas placas deflectoras -66- se puede configurar adecuadamente en función del caudal en utilización, y no existe ninguna limitación particular sobre estos valores. Sin embargo, el hecho de configurar una serie de placas deflectoras -66- es inútil si las placas deflectoras -66- llegan a tener un espacio

muy pequeño entre ellas. Asimismo, dado que se puede generar una retención en la circulación más abajo de las placas deflectoras -66-, es preferible no disponer un número muy grande de placas deflectoras -66-. Por lo tanto, cuando se dispone una serie de placas deflectoras -66-, el número de placas deflectoras -66- dispuestas es deseablemente de aproximadamente 4 como máximo. Las placas deflectoras -66- están separadas a una distancia desde el 15 % hasta el 25 % o más de la longitud periférica del primer plano de conexión -11-, más preferentemente desde el 20 % hasta el 25 % o más.

[Planteamiento del diseño]

Haciendo referencia a la figura 2, se explicará a continuación el planteamiento del diseño más adecuado del recipiente cuando el medio -7- de medición de la presión es el medio -60- de medición de la presión de la cámara de aire.

Tal como se muestra en la figura 2, el sensor de presión -1- está configurado teniendo la cámara de aire -9- la entrada/salida de aire -50-, teniendo la cámara de líquido -6- la entrada -40- de circulación del líquido y la salida -41- de circulación del líquido, el plano deformable -20- intercalado entre la cámara de aire -9- y la cámara de líquido -6- para separar la cámara de aire -9- y la cámara de líquido -6-, y se deforma en función de las diferencias entre la presión de la cámara de aire y la presión en la cámara de líquido, y el medio -60- de medición de la presión de la cámara de aire, está conectado a la entrada/salida de aire -50- de la cámara de aire -9- a través de la sección de comunicación -51- y mide la presión en la cámara de líquido a través del plano deformable -20- en el lado de la cámara de aire.

En la cámara de aire -9-, el plano deformable -20- se deforma hacia el lado de la cámara de aire mediante una presión positiva en la cámara de líquido. Por lo tanto, la cámara de aire -9- debería tener un volumen igual a la magnitud de la deformación del plano deformable -20- a la máxima presión posible.

Suponiendo que V_A es el volumen de la cámara de aire -9- en el estado inicial, P_A es la presión en la cámara de aire -9- en el estado inicial, V_T es el volumen de la sección de comunicación -51-, P_{MAX} es la presión medible máxima del sensor de presión y P_0 es la presión atmosférica, y además se satisface la siguiente expresión (1a), pudiéndose medir la presión incluso a la presión máxima. En este caso, el estado inicial significa el momento en el que comienza la medición de la presión, y P_A y P_{MAX} se expresan como presión manométrica, y P_0 se expresa como presión absoluta. La presión manométrica significa la presión que se mide en condiciones de presión atmosférica, mientras que la presión absoluta significa una presión que se mide en condiciones de vacío.

$$(P_A + P_0) \times (V_A + V_T) > (P_{MAX} + P_0) \times V_T \dots (1a)$$

Se puede obtener la expresión siguiente a partir de la expresión (1a):

$$\{(P_{MAX} + P_0) \div (P_A + P_0) - 1\} \times V_T < V_A \dots (1)$$

que determina el volumen de la cámara de aire -9-.

A continuación, en la cámara de líquido -6-, el plano deformable -20- se deforma hacia el lado de la cámara de líquido cuando la cámara de líquido tiene una presión negativa en su interior. Por lo tanto, la cámara de líquido -6- debería tener un volumen igual al volumen en el que el plano deformable se puede deformar a la mínima presión posible.

Suponiendo que V_L es el volumen en el estado inicial de la cámara de líquido -6- y P_{MIN} es la mínima presión medible del sensor de presión, y además que se satisface la siguiente expresión (2a), se puede medir la presión incluso a la presión mínima.

$$(P_{MIN} + P_0) \times (V_A + V_T + V_L) > (P_A + P_0) \times (V_A + V_T) \dots (2a)$$

Se puede obtener la expresión siguiente a partir de la expresión (2a):

$$V_L > \{(P_A + P_0) \div (P_{MIN} + P_0) - 1\} \times (V_A + V_T) \dots (2b)$$

que determina el volumen de la cámara de líquido -6-. P_{MIN} se expresa como presión manométrica.

Sin embargo, una cámara de líquido -6- con un gran volumen es ventajosa para medir la presión negativa, pero aumenta el volumen de cebado. Por lo tanto, la cámara de líquido tiene preferentemente un volumen comprendido

desde 1 ml hasta 10 ml y más preferentemente desde 2 ml hasta 5 ml. Como resultado, la cámara de aire -9- tiene preferentemente un volumen desde 0,2 ml hasta 1,0 ml y más preferentemente desde 0,3 ml hasta 0,8 ml. Por lo tanto, la expresión (2b) debería satisfacer además la siguiente expresión (2):

$$\{ (P_A + P_0) \div (P_{MIN} + P_0) - 1 \} \times (V_A + V_T) < V_L < 10 \text{ mL} \dots (2)$$

en que el volumen de la cámara de aire -9- no incluye la entrada/salida de aire -50-. El volumen de la sección de comunicación -51- incluye el volumen de la entrada/salida de aire -50- y el volumen interior del medio -60- de medición de la presión de la cámara de aire. El volumen de la cámara de líquido -20- no incluye el volumen de la entrada -40- de circulación del líquido ni el volumen de la salida -41- de circulación del líquido.

Generalmente, en una terapia de depuración de la sangre (terapia de circulación extracorporeal), la presión P_A de la cámara de aire -9- en el estado inicial es a menudo igual a la presión atmosférica P_0 . Sin embargo, es posible asimismo crear una situación ventajosa para medir una presión positiva mediante aplicación previamente de presión en el lado de la presión positiva. Y viceversa, es posible asimismo crear una situación ventajosa para medir una presión negativa mediante la producción de una presión negativa P_A en el lado de la cámara de aire en el estado inicial.

Las presiones P_{MIN} y P_{MAX} a se pueden medir sin dificultades dentro del intervalo que se utiliza normalmente en la depuración de la sangre. Por lo tanto, se pueden medir sin dificultades las presiones P_{MIN} , P_{MAX} y P_A dentro del intervalo siguiente:

$$-600 \text{ mmHg} < P_{MIN} < -200 \text{ mmHg}$$

$$200 \text{ mmHg} < P_{MAX} < 600 \text{ mmHg}$$

$$-200 \text{ mmHg} < P_A < 200 \text{ mmHg}$$

La sección de comunicación -51- que tiene un volumen V_T muy grande aumenta los volúmenes de la cámara de aire -9- y de la cámara de líquido -6- según las expresiones (1) y (2), lo que su vez aumenta el volumen de cebado. A la inversa, la sección de comunicación -51- que tiene un volumen V_T muy pequeño disminuye la distancia desde la entrada/salida de aire -50- hasta el medio -60- de medición de la presión de la cámara de aire, lo que sacrifica sus propiedades de manejabilidad. Por lo tanto, la sección de comunicación -51- tiene preferentemente un volumen de 1 ml o menos, más preferentemente de 0,5 ml o menos, y en el caso más preferente de 0, 2 ml o menos. En el caso ideal, la sección de comunicación -51- tiene un volumen de 0 ml incluyendo la entrada/salida de aire -50-, pero esto es imposible debido a que el medio -60- de medición de la presión de la cámara de aire tiene un volumen interior pequeño. Por lo tanto, nada indica que la expresión (1) no esté justificada.

Las partes de cierre -100- y -101- del plano deformable -20-, que están intercaladas entre los dos recipientes, pueden tener longitudes diferentes entre sí. Sin embargo, por razones de moldeo y facilidad de montaje, las posiciones de las partes de cierre -100- y -101- son preferentemente simétricas en torno al punto central del plano deformable.

El plano deformable -20- es una placa plana mientras que la cámara de aire -9- y la cámara de líquido -6- tienen una presión igual a la presión atmosférica P_0 , y asimismo dicho plano deformable separa la cámara de aire -9- y la cámara de líquido -6-. El plano deformable -20- puede utilizar cualquier medio para separar la cámara de aire -9- y la cámara de líquido -6- y mantener los recipientes estancos al aire, y no existen limitaciones acerca de los medios. Estos medios pueden ser unión por fusión en caliente, adhesión o cierre mecánico, tal como se ha descrito anteriormente. El cierre mecánico significa que un material, tal como caucho, está intercalado entre los recipientes para obtener un cierre estanco al aire.

Cuando se utiliza unión por fusión en caliente, adhesión o cierre mecánico, para poner en contacto la cámara de aire -9- y la cámara de líquido -6- con el plano deformable -20- de manera más efectiva, el plano deformable -20- está intercalado y compactado (cerrado mecánicamente) en diversos grados. Sin embargo, tal como se muestra en la figura 16, solamente un cierre mecánico en la dirección mostrada por la flecha -110- produce una deformación del plano deformable desde la placa plana, que tiene como resultado un cambio en los volúmenes de la cámara de líquido y la cámara de aire. En este caso, es difícil hacer que el plano deformable -20- se mantenga teniendo forma de placa plana cuando la cámara de líquido y la cámara de aire tienen una presión igual a la presión atmosférica P_0 .

Entonces, tal como se muestra en la figura 17, el problema anterior se puede resolver mediante compresión en la dirección de la flecha -110- y mediante cierre mecánico del recipiente en el lado de la cámara de aire y del recipiente en el lado de la cámara de líquido, mientras se tira del plano deformable -20- en la dirección de la flecha -111-.

Es decir, suponiendo que h es el grosor del plano deformable -20-, t es la magnitud de la compresión, v es el coeficiente de Poisson (la diferencia entre el esfuerzo longitudinal y el esfuerzo transversal de un objeto provocado por tensión o compresión), y L es la longitud total de las partes de cierre -100- y -101- cuando el plano deformable -20- está intercalado entre dos recipientes, y los recipientes y el plano deformable -20- están en contacto entre sí, se sabe que el plano deformable -20- se extiende en la dirección perpendicular a la dirección de la compresión, en el volumen expresado por la expresión (3a) cuando se comprime en la dirección de la flecha -110-:

$$-v \times L \times (t \div h) \dots (3a)$$

Suponiendo que el plano deformable -20- se extiende simétricamente en los lados derecho e izquierdo, la mitad del volumen extendido mediante la expresión (3a) se produce en la dirección hacia el punto central del plano deformable -20-. Por lo tanto, cuando se lleva a cabo el cierre mecánico, por lo menos, con la mitad del volumen de la expresión (3a) estando tensado en la dirección mostrada por la flecha -111- de la figura 17, se puede conseguir el cierre sin ningún cambio en la posición inicial del plano deformable -20-, incluso si el plano deformable -20- se extiende en dirección hacia el punto central del plano deformable -20-. De este modo, se puede utilizar el desplazamiento de tracción λ que satisface la expresión (3):

$$-v \times L \times (t \div h) / 2 < \lambda \dots (3)$$

En la figura 17, el plano deformable -20- y la parte intercalada entre los dos recipientes (partes de cierre -100- y -101-) están configurados para ser paralelos entre sí. Sin embargo, tal como se muestra en la figura 18, las partes de cierre -100- y -101- pueden estar inclinadas con respecto al plano deformable -20- en un cierto ángulo y, tal como se muestra en la figura 19, por lo menos una superficie de la parte intercalada entre los dos recipientes puede tener una estructura convexo-cóncava -120- que tiene forma rectangular, forma triangular, forma ondulada o similar. Desde el punto de vista del coste de fabricación, y de la facilidad de montaje, el plano deformable -20- y la parte intercalada entre los dos recipientes son preferentemente paralelos entre sí, y tienen superficies planas.

El plano deformable -20- que tiene forma de placa plana no cambia el volumen de la cámara de aire -9- cuando se aplica al plano deformable -20- una tensión de tracción que satisface la expresión (3). Además, el plano deformable -20- no afecta en absoluto a la medición de la presión, debido a que cuando se aplica una tensión de tracción, existe generalmente una relación proporcional entre carga y alargamiento antes del límite de elasticidad. En este caso, el límite de elasticidad significa el punto en el que se genera una deformación sin ningún aumento en la potencia aplicada, y más allá de dicho punto, el material deformado no recupera su forma original.

La tensión de tracción se puede aplicar estrictamente hasta un valor que se obtiene restando la magnitud de la deformación del plano deformable del valor del límite de elasticidad. Sin embargo, un exceso de tensión de tracción dificulta la fabricación del sensor de presión. Por lo tanto, la magnitud de la tensión de tracción aplicada al plano deformable es preferentemente de una a cinco veces (inclusive) el valor mínimo de la expresión (3), y más preferentemente de una a tres veces (inclusive) el valor mínimo de la expresión (3).

El plano deformable que tiene forma de placa plana no provoca ningún problema de retención de fluido en las superficies del plano deformable o en la circulación secundaria de fricción, lo que resuelve el problema de la coagulación del fluido corporal o de la solución medicinal. En la figura 2, la cámara de aire -9- tiene una sección transversal rectangular, pero puede tener una sección rectangular en forma de cúpula o en forma poligonal. Preferentemente, la cámara de aire -9- tiene una sección transversal en forma de cúpula, que sigue más fácilmente la deformación del plano deformable.

El plano deformable -20- está intercalado entre el recipiente en el lado de la cámara de aire y el recipiente en el lado de la cámara de líquido, en su parte periférica a cerrar mecánicamente. La parte de cierre y el diafragma pueden ser circulares, elípticos, rectangulares, poligonales o similares. Por razones de moldeo y facilidad de montaje, la parte de cierre y el diafragma son, de manera particularmente preferente, circulares.

En el interior de la parte de cierre del plano deformable -20-, la parte no de cierre que tiene un diámetro menor tiene que compensar la diferencia de presión en mayor medida. Es decir, en caso de que la parte no de cierre tenga un diámetro menor, la magnitud de la deformación del plano deformable -20- es mayor que en el caso con un diámetro mayor para cambiar el volumen en la misma medida que en el caso con el diámetro mayor. Cuando se aumenta la magnitud de la deformación del plano deformable -20-, aumenta la fuerza necesaria para cambiar el plano deformable -20-. Por lo tanto, se altera la relación proporcional entre la fuerza y la magnitud de la deformación del plano deformable -20-, y aumenta la diferencia entre la presión en la cámara de líquido y la presión en la cámara de aire, lo que tiene como resultado que se requiere una gran cantidad de compensación.

En el interior de la parte de cierre del plano deformable -20-, cuando la parte no de cierre tiene un diámetro mayor, aumenta la diferencia entre el diámetro interior de la entrada de circulación del líquido y el diámetro interior del plano

deformable, y se genera fácilmente una retención del fluido corporal o de la solución medicinal en la cámara de líquido. Por lo tanto, la parte no de cierre tiene preferentemente un diámetro mayor, desde 10 mm hasta 50 mm y más preferentemente desde 20 mm hasta 30 mm,.

5 La parte no de cierre del plano deformable -20- que tiene un grosor muy pequeño se daña fácilmente y provoca fugas, mientras que es muy difícil deformar la parte no de cierre que tiene un grosor muy grande mediante cambios en las presiones de la cámara de líquido. Por lo tanto, la parte no de cierre tiene preferentemente un grosor desde 0,2 mm hasta 3,0 mm y más preferentemente desde 0,3 mm hasta 0,7 mm.

10 La magnitud de la compresión (t) está generalmente, para el cierre mecánico, en una proporción (t/h) respecto del grosor (h) del plano deformable del 50 % o menos, más preferentemente desde aproximadamente el 5 % hasta el 50 %, pero la magnitud de la compresión se puede determinar adecuadamente para que esté en cualquier proporción siempre que no se provoquen fugas.

15 Las partes de cierre -100- y -101- que tienen una anchura L muy pequeña no pueden ejercer los resultados de cierre, y las partes de cierre -100- y -101- que tienen una anchura L muy grande aumentan el tamaño del sensor. Por lo tanto, las partes de cierre -100- y -101- tienen preferentemente una anchura L desde 0,3 mm hasta 10 mm, y más preferentemente desde 0,3 mm hasta 5 mm. Cuando las partes de cierre -100- y -101- tienen una forma del tipo de sección anular, que se explicará en una tercera realización, es posible una reducción de la anchura L de las partes de cierre -100- y -101-, lo cual es útil para reducir el tamaño del aparato.

20 A continuación, se explicará otra realización de un sensor de presión según la presente invención haciendo referencia a las figuras. La figura 20 es una vista esquemática que muestra un plano deformable de un sensor de presión de la presente realización: la figura 20 (a) es una vista lateral del plano deformable; y la figura 20 (b) es una vista en planta del plano deformable. Las partes iguales que las de la primera realización se indican mediante los mismos numerales de referencia que los de la primera realización, pero se omitirá a continuación la explicación de las mismas.

30 En la realización anterior, el plano deformable -20- que tiene forma de placa plana está cerrado: cuando el plano deformable -20- tiene un grosor de 0,5 mm, por ejemplo, y el 20 % del grosor está comprimido, está comprimido el grosor de 0,1 mm. Sin embargo, dicha compresión de 0,1 mm en el plano deformable -20- que tiene un grosor de 0,5 mm requiere inevitablemente una alta precisión en la fabricación y aumenta el coste.

35 En la presente realización, el plano deformable -20- (la parte de color gris en la figura 20) tiene una sección anular -130- lo largo de la periferia del mismo. La sección anular -130- tiene un grosor mayor que el del plano deformable -20-. Esto amplía el intervalo de error admisible en la precisión de fabricación del cierre mecánico. Es decir, asumiendo que la sección anular -130- tiene un grosor de 2 mm y se comprime el 20 % de dicho grosor, se comprime el grosor de 0,4 mm. Esto asegura definitivamente una compresión del 15 % incluso si se comprime solamente un grosor de 0,3 mm debido a error de fabricación, lo que permite que la parte comprimida tenga las características de un cierre típico.

40 La sección anular -130- puede tener cualquier grosor. Sin embargo, la sección anular -130- con un grosor muy grande aumenta el tamaño del sensor, y la sección anular -130- con un grosor muy pequeño reduce el intervalo de error admisible. Por lo tanto, la sección anular -130- tiene preferentemente un grosor desde 1 mm hasta 5 mm, y más preferentemente desde 1 mm hasta 3 mm.

45 En la figura 20, la sección anular -130- tiene una sección transversal rectangular. Los materiales de cierre conocidos tienen en general una sección transversal de una forma tal como un círculo, una elipse, un triángulo, y un anillo en X, por ejemplo, y se puede utilizar de manera preferente cualquiera de éstas. Desde el punto de vista del coste de fabricación y de la facilidad de montaje, en el caso más preferente la sección anular -130- tiene una sección transversal circular. En la figura 20, el plano deformable -20- está acoplado a la sección anular -130- en el centro de la sección transversal de la sección anular -130-. Sin embargo, el plano deformable -20- puede estar unido a un extremo superior/inferior de la sección transversal de la sección anular -130-, y no existe ninguna limitación particular sobre la posición de la unión.

50 Cuando el plano deformable -20- tiene la sección anular -130-, y el recipiente en el lado de la cámara de aire y el recipiente en el lado de la cámara de líquido tiene un cierto dispositivo, se puede aplicar fácilmente un desplazamiento de tracción λ al plano deformable -20-. Por ejemplo, tal como se muestra en la figura 21, las partes de cierre -100- y -101- de la cámara de aire -9- y/o de la cámara de líquido -6- están dotadas de una acanaladura en la que se introduce la sección anular -130-. La acanaladura tiene una profundidad, y el plano deformable -20- y la sección anular -130- tienen una altura, y existe un desplazamiento entre ambas, que permite aplicar automáticamente un desplazamiento de tracción λ en un cierre mecánico. La acanaladura en la que se introduce la sección anular -130- de la figura 21 tiene superficies interiores que están inclinadas para formar un ángulo agudo con respecto al plano deformable -20-, de tal modo que la sección anular se extiende a lo largo de las superficies en un cierre mecánico. Existen algunos otros ejemplos diferentes a la configuración anterior, y no existe ninguna limitación particular sobre los medios.

(Detección de daños del plano deformable)

- 5 La figura 22 es una vista esquemática que muestra otro sensor de presión, según la presente realización. Tal como se muestra en la figura 22, el sensor de presión -1- está configurado con: el cuerpo envolvente -4- dispuesto en el camino de la trayectoria -8- de circulación del líquido, que incluye la cámara de aire -9- con la entrada/salida de aire -50-, teniendo la cámara de líquido -6- la entrada -40- de circulación del líquido y la salida -41- de circulación del líquido, y el plano deformable -20- que está intercalado entre la cámara de aire -9- y la cámara de líquido -6- para separar la cámara de aire -9- y la cámara de líquido -6-, y se deforma en función de la diferencia de presión entre el interior de la cámara de aire -9- y el interior de la cámara de líquido -6-; el medio -60- de medición de la presión de la cámara de aire, que está conectado a la entrada/salida de aire -50- a través de la sección de comunicación -51- y mide la presión en la cámara de líquido -6- en el lado de la cámara de aire -9- a través del plano deformable -20-; la línea derivada -52- que está ramificada desde la sección de comunicación -51-; el medio -81- de ajuste de la cámara de aire a la presión atmosférica que está desplazado en la línea derivada -52- para comprimir la cámara de aire -9-, la sección de comunicación -51- y la línea derivada -52- a la presión atmosférica; el medio -61- de medición de la presión de la cámara de líquido para medir la presión en la cámara de líquido -6- dispuesta en el camino de la trayectoria -8- de circulación del líquido; el medio -70- de control de la presión de la cámara de líquido, para aumentar o reducir la presión en la cámara de líquido -6- para el control; el medio -80- de ajuste de la cámara de líquido a la presión atmosférica para comprimir la cámara de líquido -6- a la presión atmosférica; y el medio -5- de detección de daños para detectar daños del plano deformable mediante el cambio de presión en la cámara de líquido para medir la presión en la cámara de aire equivalente a la presión en la cámara de líquido, para su comparación utilizando el medio -60- de medición de la presión de la cámara de aire y el medio -61- de medición de la presión de la cámara de líquido.
- 10
- 15
- 20
- 25 El cuerpo envolvente -4- está dispuesto en el camino de la trayectoria -8- de circulación del líquido y mide la presión en la trayectoria -8- de circulación del líquido. El cuerpo envolvente -4- mide la presión en la cámara de líquido -6- midiendo la presión en la cámara de aire -9- y transformando el valor, debido a que un cambio en la presión en la cámara de líquido -6- hace que se deforme el plano deformable -20-, y a continuación la presión en la cámara de aire -9- cambia en correlación con la presión en la cámara de líquido.
- 30
- 35 En la configuración anterior, cuando el medio -81- de ajuste de la cámara de aire a la presión atmosférica y el medio -80- de ajuste de la cámara de líquido a la presión atmosférica están cerrados, y se aumenta gradualmente la presión en la trayectoria -8- de circulación del líquido mediante el medio -70- de control de la presión de la cámara de líquido, a un cierto valor de la presión, el plano deformable -20- contacta con la superficie de la pared de la cámara de aire -9- y detiene la deformación. Es decir, ya no se puede medir la presión. Suponiendo que P1 es la presión en este momento, cuando se aumenta adicionalmente la presión P1 para alcanzar una presión P2 que es mayor que P1, el medio -61- de medición de la presión de la cámara de líquido indica la medición de la presión P2. Sin embargo, el medio -60- de medición de la presión de la cámara de aire indica una medición de la presión P1. Al mismo tiempo, si el plano deformable -20- en el cuerpo envolvente -4- está dañado, el medio -60- de medición de la presión de la cámara de aire está en comunicación con la trayectoria -8- de circulación del líquido y el medio -60- de medición de la presión de la cámara de aire indica una medición de la presión P2 cuando se aumenta adicionalmente la presión P1 para alcanzar una presión P2. Por lo tanto, se puede determinar el hecho de que el plano deformable está dañado.
- 40
- 45 En otras palabras, el medio -5- de detección de daños determina que el plano deformable -20- está dañado cuando la presión en la cámara de aire -9- es mayor que la presión P1 en el caso en que, después de que las presiones en la cámara de aire -9- y en la cámara de líquido -6- se comprimen hasta la presión atmosférica mediante el medio -81- de ajuste de la cámara de aire a la presión atmosférica y el medio -80- de ajuste de la cámara de líquido a la presión atmosférica, se aumenta la presión en la cámara de líquido -6- mediante el medio -70- de control de la presión de la cámara de líquido hasta que el plano deformable -20- contacta con la superficie de la pared de la cámara de aire -9-, la presión en la cámara de líquido -6- en este momento se configura a la presión P1, y la presión P1 en la cámara de líquido -6- se incrementa adicionalmente mediante el medio -70- de control de la presión de la cámara de líquido hasta una presión P2 (> P1).
- 50
- 55 Y viceversa, cuando el medio -81- de ajuste de la cámara de aire a la presión atmosférica y el medio -80- de ajuste de la cámara de líquido a la presión atmosférica están cerrados, y la presión en la trayectoria -8- de circulación del líquido se reduce gradualmente mediante el medio -70- de control de la presión de la cámara de líquido, a un cierto valor de la presión, el plano deformable -20- contacta con la superficie de la pared de la cámara de líquido -6- y detiene la deformación. Es decir, ya no se puede medir la presión. Suponiendo que P3 es la presión en este momento, cuando se reduce adicionalmente la presión P3 para alcanzar una presión P4 que es menor que P3, el medio -61- de medición de la presión de la cámara de líquido indica una medición de la presión P4. Sin embargo, el medio -60- de medición de la presión de la cámara de aire indica una medición de la presión P3. Al mismo tiempo, si el plano deformable -20- en el cuerpo envolvente -4- está dañado, el medio -60- de medición de la presión de la cámara de aire está en comunicación con la trayectoria -8- de circulación del líquido, y por lo tanto el medio -60- de medición de la presión de la cámara de aire indica la medición de la presión P4 cuando se reduce adicionalmente la
- 60
- 65

presión P3 para alcanzar la presión P4. Por lo tanto, se puede determinar el hecho de que el plano deformable está dañado.

En otras palabras, el medio -5- de detección de daños determina que el plano deformable -20- está dañado cuando la presión en la cámara de aire -9- es menor que la presión P3 en el caso en que, después de que las presiones en la cámara de aire -9- y en la cámara de líquido -6- se comprimen a la presión atmosférica mediante el medio -81- de ajuste de la cámara de aire a la presión atmosférica y el medio -80- de ajuste de la cámara de líquido a la presión atmosférica, la presión en la cámara de líquido -6- se reduce mediante el medio -70- de control de la presión de la cámara de líquido hasta que el plano deformable -20- contacta con la superficie de la pared de la cámara de líquido -6-, la presión en la cámara de líquido -6- se configura en este momento a la presión P3, y se reduce adicionalmente la presión P3 en la cámara de líquido -6- mediante el medio -70- de control de la presión de la cámara de líquido hasta una presión P4 ($< P3$).

En este caso, cuando el medio -70- de control de la presión de la cámara de líquido comienza a aumentar o reducir la presión, si el volumen en la cámara de líquido -6- y en la cámara de aire -9- no es estable, es decir, la presión en el estado inicial no es estable, las presiones P1 y P3 varían cada vez que se miden. Por lo tanto, esto hace que sea imposible medir correctamente las presiones. De este modo, en la primera etapa en la que se detectan daños del plano deformable, las presiones iniciales en la cámara de líquido -6- y en la cámara de aire -9- se deberían configurar para ser iguales cada vez que se lleva a cabo la detección. En la configuración de las presiones iniciales, para configurar las presiones a la presión atmosférica de la manera más sencilla, el medio -81- de ajuste de la cámara de aire a la presión atmosférica y el medio -80- de ajuste de la cámara de líquido a la presión atmosférica se abren antes de que el medio -70- de control de la presión de la cámara de líquido comience a aumentar o reducir la presión, y de ese modo se configuran las presiones en la cámara de líquido -6- y la cámara de aire -9- a la presión atmosférica.

Por lo tanto, se puede detectar cualquier daño del plano deformable -20- mediante los procedimientos siguientes:

1. Abrir el medio -80- de ajuste de la cámara de líquido a la presión atmosférica y el medio -81- de ajuste de la cámara de aire a la presión atmosférica para comprimir cada una de las presiones en la cámara de líquido -6- y en la cámara de aire -9- a la presión atmosférica;
2. Cerrar el medio -80- de ajuste de la cámara de líquido a la presión atmosférica y el medio -81- de ajuste de la cámara de aire a la presión atmosférica;
3. Aumentar la presión en la trayectoria -8- de circulación del líquido a la presión P2 o reducirla a la presión P4 mediante el medio -70- de control de la presión de la cámara de líquido; y
4. Comprobar que la presión del medio -60- de medición de la presión de la cámara de aire no es P1 o mayor, o P3 o menor.

Las presiones P1 y P3 varían en función de las formas y los materiales de la cámara de aire -9-, la cámara de líquido -6- y el plano deformable -20-, pero se pueden medir utilizando el procedimiento descrito anteriormente.

Esto no constituye ninguna limitación particular de los valores de las presiones P2 y P4 para determinar un daño del plano deformable -20-, sino que los valores muy grandes o pequeños de las presiones P2 y P4 aumentan la carga de la trayectoria -8- de circulación del líquido. Por lo tanto, la presión P2 está comprendida preferentemente dentro de un intervalo desde $P1 + 10$ mmHg hasta $P1 + 300$ mmHg, más preferentemente desde $P1 + 10$ mmHg hasta $P1 + 200$ mmHg, y en el caso más preferente desde $P1 + 10$ mmHg hasta $P1 + 100$ mmHg. Y la presión P4 está comprendida preferentemente dentro de un intervalo desde $P3 - 10$ mmHg hasta $P3 - 300$ mmHg, más preferentemente desde $P3 - 10$ mmHg hasta $P3 - 200$ mmHg, y en el caso más preferente desde $P3 - 10$ mmHg hasta $P3 - 100$ mmHg.

El medio -70- de control de la presión de la cámara de líquido puede ser cualquier bomba que pueda suministrar gas. Sin embargo, es preferente una bomba de tubo para suministrar el líquido mediante la compresión del tubo, la cual tiene la función de detener la circulación del líquido cuando se para la bomba. Una bomba de tubo giratoria está dotada de un tubo elástico como trayectoria de suministro de líquido, y de un cuerpo giratorio que tiene una serie de rodillos en la parte periférica exterior del mismo, y está configurada de manera que una rotación del cuerpo giratorio hace que la serie de rodillos compriman el tubo para suministrar líquido. El tubo define un arco cuyo centro es asimismo el centro del cuerpo giratorio, de tal modo que la serie de rodillos dan vueltas alrededor del centro mientras giran sobre sus propios ejes para comprimir el tubo para el suministro de líquido.

Los medios -80- de ajuste de la cámara de líquido a la presión atmosférica y el medio -81- de ajuste de la cámara de aire a la presión atmosférica pueden ser, por ejemplo, fórceps, pinzas accionadas manualmente, válvulas accionadas a motor o similares. La válvula accionada a motor incluye las de tipo solenoide, las de tipo en contra fase y similares, pero se puede utilizar cualquier válvula siempre que la válvula pueda cerrar y abrir la trayectoria -8- de circulación del líquido o una línea derivada -52- de la sección de comunicación -51-, y no existe ninguna limitación

particular al respecto. Además, el medio -81- de ajuste de la cámara de aire a la presión atmosférica puede tener una configuración tal como se muestra en la figura -23-, en vez de la que tiene la línea derivada -52- de la sección de comunicación -51- y el medio -81- de ajuste de la cámara de aire a la presión atmosférica. Es decir, se puede utilizar una configuración en la que el cuerpo envolvente -4- es extraíble de la sección de comunicación -51-, y el medio de conexión -55- de la sección de comunicación -51- se utiliza para acoplar el cuerpo envolvente -4- a la sección de comunicación -51- y retirarlo de la misma, de tal modo que la cámara de aire -9- se puede cerrar y asimismo comprimir a la presión atmosférica.

El medio de conexión -55- de la sección de comunicación -51- puede ser un conector Luer, un acoplador, un tubo en forma de manguito para la introducción, o similares. El medio de conexión -55- puede ser cualquier medio que pueda conectar el cuerpo envolvente -4- y la sección de comunicación -51- de manera estanca al aire, y no existe ninguna limitación particular al respecto. En la figura 23, la sección de comunicación -51- está incluida en el cuerpo envolvente -4-. Sin embargo, el medio de conexión -55- de la sección de comunicación -51- puede estar conectado directamente al cuerpo envolvente -4-, lo que no deteriora los resultados de la invención anterior, y no existe ninguna limitación particular sobre la configuración anterior.

A continuación se explicará, haciendo referencia a la figura 24, otro medio para detectar daños del plano deformable, que es diferente al que se ha descrito anteriormente.

Tal como se muestra en la figura 23, al medir la presión en la trayectoria -8- de circulación del líquido mediante el medio -61- de medición de la presión de la cámara de líquido y el medio -60- de medición de la presión de la cámara de aire, en el caso ideal para el sensor de presión, tanto el medio -61- de medición de la presión de la cámara de líquido como el medio -60- de medición de la presión de la cámara de aire miden presiones idénticas. Sin embargo, de hecho, cuando se aumenta o reduce la presión en la trayectoria -8- de circulación del líquido, el plano deformable -20- se alarga, y la presión medida por el medio -60- de medición de la presión de la cámara de líquido se reduce en el valor que se utiliza para el alargamiento.

Por lo tanto, tal como se muestra en la figura 24, la presión en la trayectoria -8- de circulación del líquido mediante el medio -61- de medición de la presión de la cámara de líquido se puede mostrar como una línea recta, tal como las características de presión -90-, pero cuando se mide la misma presión mediante el medio -60- de medición de la presión de la cámara de aire, se mide una presión menor que las características de presión -90-, tal como se muestra en las características de presión -91-. De este modo, cuando la presión medida mediante el medio -60- de medición de la presión de la cámara de aire es igual a la medida mediante el medio -61- de medición de la presión de la cámara de líquido, se determina que el plano deformable -20- está dañado.

Por lo tanto, se puede detectar cualquier daño del plano deformable -20- mediante los procedimientos siguientes:

1. Abrir el medio -80- de ajuste de la cámara de líquido a la presión atmosférica y el medio -81- de ajuste de la cámara de aire a la presión atmosférica para comprimir tanto la presión en la cámara de líquido -6- como la presión en la cámara de aire -9- a la presión atmosférica;

2. Cerrar el medio -80- de ajuste de la cámara de líquido a la presión atmosférica y el medio -81- de ajuste de la cámara de aire a la presión atmosférica; y

3. Determinar si la presión medida mediante el medio -60- de medición de la presión de la cámara de aire es o no igual a las características que están memorizadas previamente, en el proceso de aumentar la presión en la trayectoria -8- de circulación del líquido a la presión P1 o de reducirla a la presión P3 mediante el medio -70- de control de la presión de la cámara de líquido.

Las características de presión -90- medidas mediante el medio -60- de medición de la presión de la cámara de aire varían en función de las formas y de los materiales de la cámara de líquido -6- y del plano deformable -20-, pero se pueden medir utilizando el procedimiento descrito anteriormente.

En otras palabras, después de que las características del cambio de la presión en la cámara de aire -9- equivalente a la presión en la cámara de líquido -6- se memoricen previamente, y las presiones en la cámara de aire -9- y la cámara de líquido -6- se compriman a la presión atmosférica mediante el medio -81- de ajuste de la cámara de aire a la presión atmosférica y el medio -80- de ajuste de la cámara de líquido a la presión atmosférica, y se aumente o disminuya la presión en la cámara de líquido -6- mediante el medio -70- de control de la presión de la cámara de líquido, el medio -5- de detección de daños determina que el plano deformable -20- está dañado cuando el cambio en la presión en la cámara de aire -9- que corresponde al cambio en la presión en la cámara de líquido -6- medida mediante el medio -61- de medición de la presión de la cámara de líquido, es diferente a las características memorizadas del cambio de la presión en la cámara de aire -9-.

(Detección de acoplamiento)

A continuación, haciendo referencia a los dibujos, se explicarán realizaciones de un sensor de presión y un procedimiento de conexión del mismo, según la presente invención, pero la presente invención no se limita a estas realizaciones.

La figura 25 es una vista esquemática que muestra un sensor de presión, según la presente realización. Un sensor de presión -1- está configurado con: el cuerpo envolvente -4- que está dispuesto en el camino de la trayectoria -8- de circulación del líquido, que incluye una cámara de líquido -6- que tiene la cámara de aire -9- con la entrada/salida de aire -50-, teniendo la cámara de líquido -6- la entrada -40- de circulación del líquido y la salida -41- de circulación del líquido, y el plano deformable -20- que está intercalado entre la cámara de aire -9- y la cámara de líquido -6- para separar la cámara de aire -9- y la cámara de líquido -6-, y se deforma en función de la diferencia entre la presión en la cámara de aire -9- y la presión en la cámara de líquido -6-, y el medio -60- de medición de la presión de la cámara de aire que está conectado a la entrada/salida de aire -50- mediante una sección de comunicación -51- que está abierta a una superficie de acoplamiento -300-, y mide la presión en la cámara de líquido -6- a través del plano deformable -20- en el lado de la cámara de aire; la superficie de acoplamiento -300- a la que se acopla el cuerpo envolvente -4-; y el medio -210- de detección del acoplamiento para determinar el contacto íntimo entre el cuerpo envolvente -4- y la superficie de acoplamiento -300-.

El sensor de presión -1- está dispuesto en el camino de la trayectoria -8- de circulación del líquido, y mide la presión en la trayectoria de circulación del líquido. Cuando cambia la presión en la cámara de líquido -6-, el plano deformable -20- se deforma y cambia la presión en la cámara de aire -9- en correlación con la presión en la cámara de líquido. El sensor de presión -1- mide de ese modo la presión en la cámara de aire -9-, y transforma el valor para medir la presión en la cámara de líquido -6-. En este caso, la entrada/salida de aire -50- del cuerpo envolvente -4- está en comunicación con el medio -60- de medición de la presión de la cámara de aire a través de la sección de comunicación -51-. El sensor de presión -1- está configurado de tal modo que cuando el cuerpo envolvente -4- está en contacto con el medio -210- de detección del acoplamiento, la sección de comunicación -51- y la entrada/salida de aire -50- están conectadas entre sí de manera estanca al aire.

La conexión entre la entrada/salida de aire -50- y la sección de comunicación -51- puede ser un conector Luer, un acoplador, un tubo en forma de manguito para introducción, o similares. La conexión puede ser cualquier conexión que pueda conectar la entrada/salida de aire -50- y la sección de comunicación -51- de manera estanca al aire, y por lo tanto no existe ninguna limitación particular sobre la conexión anterior.

El medio -210- de detección del acoplamiento, en la figura 25, está dispuesto en la superficie de acoplamiento -300-, pero puede estar dispuesto en el cuerpo envolvente -4-, lo que no deteriora los resultados descritos anteriormente. Sin embargo, dado que el cuerpo envolvente -4- es generalmente un producto de un solo uso tal como se ha descrito anteriormente, la disposición de componentes costosos tales como el medio de detección del acoplamiento es desfavorable en términos de coste. Por lo tanto, el medio -210- de detección del acoplamiento está acoplado preferentemente a la superficie de acoplamiento -300-. El medio -210- de detección del acoplamiento puede ser cualquier dispositivo que pueda detectar la unión entre el cuerpo envolvente -4- y la superficie de acoplamiento -300-. Por ejemplo, se puede utilizar un microrruptor y un elemento con un orificio, pero no existe ninguna limitación particular sobre los mismos. En la figura 25, el medio -210- de detección del acoplamiento está dispuesto en la superficie de acoplamiento -300-, y se describe como que está en contacto con la superficie de la cámara de aire -9- del cuerpo envolvente -4-. Sin embargo, el medio -210- de detección del acoplamiento puede estar dispuesto en cualquier posición siempre que no se deterioren los resultados anteriores, y no existe ninguna limitación particular sobre la posición.

En la figura 25, el cuerpo envolvente -4- está acoplado a la superficie de acoplamiento -300- en un ángulo de 90 grados. Por ejemplo, tal como se muestra en la figura 26, el ángulo puede ser de 70 grados. El cuerpo envolvente -4- está acoplado, de manera deseable, en un ángulo desde 70 hasta 90 grados, más deseablemente desde 80 hasta 90 grados y en el caso más deseable en un ángulo de 90 grados, en términos de procesabilidad del cuerpo envolvente -4- y de la superficie de acoplamiento -300-. En la figura 25, tanto la superficie de acoplamiento del cuerpo envolvente -4- como la superficie de acoplamiento -300- son planas. Sin embargo, ambas superficies pueden tener cualquier forma que pueda conectar la entrada/salida de aire -50- y la sección de comunicación -51- de manera estanca al aire, y pueden tener una forma ondulada o una forma de onda sinusoidal, por ejemplo. En cualquier caso, no se deterioran los resultados de la invención anterior, y no existe ninguna limitación particular sobre la forma.

En el sensor de presión -1-, el cuerpo envolvente -4- y la superficie de acoplamiento -300- se unen entre sí solamente en la entrada/salida de aire -50- y en la sección de comunicación -51-, en la figura 25. Tal como se muestra en la figura 27, el cuerpo envolvente -4- está dotado, más deseablemente, de un accesorio -220-. Una fijación del cuerpo envolvente -4- con el accesorio -220- permite la medición de la presión durante la terapia, sin que se caiga el cuerpo envolvente -4- de la superficie de acoplamiento -300-. El accesorio -220- está dispuesto en la superficie de acoplamiento -300-, en la figura 27. Sin embargo, el accesorio -220- puede estar dispuesto en el lado del cuerpo envolvente -4-, lo que no deteriora los resultados anteriores, y no existe ninguna limitación particular

sobre la posición. El accesorio -220- puede ser cualquier dispositivo que pueda impedir que el cuerpo envolvente -4- se caiga de la superficie de acoplamiento -300-, y no existe ninguna limitación sobre la forma de dicho dispositivo.

En la figura 25, el cuerpo envolvente -4- y el medio -60- de medición de la presión de la cámara de aire están conectados directamente a la sección de comunicación -51- a través de la entrada/salida de aire -50-. Sin embargo, tal como se muestra en la figura 28, la entrada/salida de aire -50- puede estar dotada de un tubo de guía -54- que tiene un puerto -53- de conexión con la sección de comunicación en la punta del mismo, de tal modo que la parte del puerto -53- de conexión con la sección de comunicación y la sección de comunicación -51- pueden estar conectados entre sí. En este caso, no existe ningún problema siempre que el medio -210- de detección del acoplamiento pueda detectar la conexión entre el puerto -53- de conexión con la sección de comunicación y la superficie de acoplamiento -300-. No se muestra en la figura 28, pero el puerto -53- de acoplamiento con la sección de comunicación está unido, de manera deseable, con un accesorio tal como el mostrado en la figura 27. El puerto -53- de conexión con la sección de comunicación puede tener una forma similar a la de la entrada/salida de aire -50- descrita en la explicación de la figura 25. Además, el medio -210- de detección del acoplamiento puede estar dispuesto en el puerto -53- de conexión con la sección de comunicación, lo que no deteriora los resultados anteriores.

En la figura 27, el cuerpo envolvente -4- se acopla al accesorio -220- mediante el acoplamiento del cuerpo envolvente -4- en una dirección perpendicular a la superficie de acoplamiento. Sin embargo, tal como se muestra en la figura 29, incluso si se utiliza un medio de fijación en el que el cuerpo envolvente -4- se introduce en el accesorio -220- que tiene forma de gancho y gira a lo largo de la superficie de acoplamiento -300- para su fijación, no se deterioran los resultados anteriores, y por lo tanto no existe ninguna limitación particular sobre la posición.

Asimismo, tal como se muestra en la figura 30, el medio -210- de detección del acoplamiento puede estar dispuesto al extremo de la rotación del cuerpo envolvente -4-, lo que no deteriora los resultados anteriores, y no existe ninguna limitación particular sobre la posición. En este caso, dado que el cuerpo envolvente -4- está dispuesto en el camino de la trayectoria -8- de circulación del líquido, la rotación del cuerpo envolvente -4- requiere la rotación de toda la trayectoria -8- de circulación del líquido. Por lo tanto, esto requiere un trabajo considerable. De este modo, tal como se muestra en la figura 31, si el cuerpo envolvente -4- está dispuesto de manera que esté rodeado por un cuerpo giratorio -240-, se puede realizar la disposición tal como la mostrada en las figuras 29 y 30 sin la rotación del cuerpo envolvente -4-.

Utilizando los procedimientos de acoplamiento que se muestran desde la figura 25 hasta la figura 31, no existe holgura entre la entrada/salida de aire -50- o el puerto -53- de conexión con la sección de comunicación y la sección de comunicación -51-, y es necesario minimizar en lo posible los errores de fabricación. Por lo tanto, tal como se muestra en la figura 32, la sección de comunicación -51- puede tener una sección de amortiguamiento -250- en la punta de la misma, para proporcionar un margen para el tamaño de la conexión.

La sección de amortiguamiento -250- puede ser cualquier dispositivo que se desplace en dirección hacia la conexión del cuerpo envolvente -4- y aplique una fuerza hacia el cuerpo envolvente -4-. A modo de ejemplo, se puede utilizar un dispositivo que utilice la fuerza de reacción de un resorte, pero no existe ninguna limitación particular al respecto. Es más preferible disponer una guía de desplazamiento -260- para limitar la dirección de desplazamiento de la sección de amortiguamiento -250-, en dirección hacia la conexión del cuerpo envolvente -4-.

En este caso, el accesorio -220- y el cuerpo giratorio -240- pueden estar fabricados de resina sintética, metal, vidrio o similares, pero están fabricados preferentemente de un material duro desde el punto de vista de la funcionalidad. También desde el punto de vista del coste de fabricación, de la procesabilidad y de la funcionalidad, es preferente la resina sintética, en particular resina termoplástica. La resina termoplástica incluye resina de poliolefina, resina de poliamida, resina de poliéster, resina de poliuretano, fluororesina, resina de silicio, y similares, e incluye asimismo resina de ABS (copolímero de acrilonitrilo-butadieno-estireno), cloruro de polivinilo, policarbonato, poliestireno, poliacrilato, poliacetato y similares, y se puede utilizar de manera preferente cualquiera de éstos.

Ejemplo

A continuación, lo siguiente es la explicación de una confirmación del resultado obtenido mediante la presente invención por medio de ejemplos. Los sensores de presión que tienen la configuración mostrada en la figura 1 (primera realización) y la figura 34 (ejemplo comparativo 1) se utilizaron para realizar una prueba comparativa sobre la eficiencia del desplazamiento de líquido, mediante el procedimiento siguiente:

(1) Se utilizó agua del grifo, que se tiñó de naranja-rojo, como un primer líquido que circula a través de la trayectoria -8- de circulación del líquido y del sensor de presión -1-, y se utilizó una bomba de alimentación de líquido para suministrar el agua del grifo a una velocidad de 50 ml/min para llenar la trayectoria -8- de circulación del líquido y el sensor de presión -1-;

(2) A continuación, se utilizó agua limpia del grifo, como un segundo líquido que circula a través de la trayectoria -8- de circulación del líquido y del sensor de presión -1-, y se utilizó una bomba de alimentación de líquido para suministrar el agua del grifo a la misma velocidad de 50 ml/min; y

(3) Se midió el periodo de tiempo desde el comienzo del suministro del segundo líquido hasta que el agua en el cuerpo envolvente del sensor de presión -1- quedó limpia, es decir hasta que el agua en el cuerpo envolvente fue desplazada por el agua limpia del grifo.

5

(Primera realización)

Se dispuso la trayectoria -8- de circulación del líquido conectando individualmente tubos de cloruro de polivinilo blando de un diámetro interior de 3,3 mm en el lado de entrada y el lado de salida del sensor de presión -1-, y colocando una bomba peristáltica en el circuito, en el lado de entrada, como bomba de alimentación. Se realizó una prueba utilizando el plano de referencia -10- y el plano deformable -20- que tenían un diámetro de 20 mm, teniendo la trayectoria -8- de circulación del líquido de la figura 1 con el primer plano de conexión una altura de 10 mm, y el sensor de presión -1-. El plano de referencia -10-, el plano deformable -20- y el plano de conexión -11- se fabricaron individualmente de policarbonato. Debido a que el propósito de la prueba era medir la eficiencia del desplazamiento y no se llevaba a cabo ninguna medición de presión, el plano deformable -20- se fabricó totalmente de policarbonato, y no se dispuso en el mismo ninguna sección que fuera deformable (sección deformable). Como resultado de la prueba, se tardó 120 segundos en desplazar el agua del cuerpo envolvente con agua limpia del grifo.

10

15

(Ejemplo comparativo 1)

Por el contrario, en el ejemplo comparativo 1, se llevó a cabo una prueba similar a la de la primera realización, utilizando el sensor de presión de la figura 34 que tenía mismo tamaño que el de la primera realización, en la que la entrada -40- de circulación del líquido y la salida -41- de circulación del líquido están dispuestas sustancialmente alineadas entre sí, y como resultado de ello se tardaron 450 segundos en desplazar el agua en el cuerpo envolvente con agua limpia del grifo.

20

25

(Resultado de la comparación)

Los resultados anteriores demostraron que una disposición que hace que un fluido a introducir en un cuerpo envolvente con la entrada -40- de circulación del líquido y la salida -41- de circulación del líquido dispuestas en el plano de conexión -12-, circule a lo largo de la circunferencia interior del plano de conexión -12-, proporciona el resultado excepcional de impedir la retención del fluido corporal o de la solución medicinal en el cuerpo envolvente.

30

APLICABILIDAD INDUSTRIAL

El sensor de presión de la presente invención carece casi por completo del riesgo de provocar la coagulación del fluido corporal, y por lo tanto puede medir con seguridad la presión en un circuito de circulación extracorporeal durante una terapia de circulación extracorporeal en la que se extrae sangre del cuerpo de un paciente para un tratamiento extracorporeal mediante un aparato de procesamiento de la sangre, y la sangre se devuelve al cuerpo después de dicho tratamiento. Por lo tanto, el sensor de presión de la presente invención se puede utilizar provechosamente en un tratamiento de circulación extracorporeal. Asimismo, un sensor de presión de la presente invención puede detectar la presión de un líquido con un pequeño error de medición, sin ningún contacto entre el líquido y el aire. Por lo tanto, en una terapia de circulación extracorporeal en la que se extrae sangre del cuerpo de un paciente para un tratamiento extracorporeal mediante un aparato de procesamiento de la sangre, y la sangre se devuelve al cuerpo después de dicho tratamiento, el sensor de presión de la presente invención puede medir con seguridad la presión en un circuito de circulación extracorporeal. De este modo, el sensor de presión de la presente invención se puede utilizar provechosamente en un tratamiento de circulación extracorporeal.

35

40

45

Además, el sensor de presión de la presente invención puede detectar daños del diafragma flexible del sensor de presión, y asegura la seguridad como sensor de presión. Por lo tanto, en una terapia de circulación extracorporeal en la que se extrae sangre del cuerpo de un paciente para un tratamiento extracorporeal mediante un aparato de procesamiento de la sangre, y la sangre se devuelve al cuerpo después de dicho tratamiento, el sensor de presión de la presente invención puede medir con seguridad la presión en un circuito de circulación extracorporeal. De este modo, el sensor de presión de la presente invención se puede utilizar provechosamente en un tratamiento de circulación extracorporeal. Además, el sensor de presión de la presente invención detecta de manera segura la conexión entre el cuerpo envolvente del sensor de presión y una superficie de acoplamiento. Por lo tanto, en una terapia de circulación extracorporeal en la que se extrae sangre del cuerpo de un paciente para un tratamiento extracorporeal mediante un aparato de procesamiento de la sangre, y la sangre se devuelve al cuerpo después de dicho tratamiento, el sensor de presión de la presente invención puede medir con seguridad la presión en un circuito de circulación extracorporeal. De este modo, el sensor de presión de la presente invención se puede utilizar provechosamente en un tratamiento de circulación extracorporeal.

50

55

60

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

La figura 1(A) es una vista frontal esquemática y la figura 1(B) es una vista lateral esquemática que muestran una realización de un sensor de presión, según la presente invención;

65

- la figura 2(A) es una vista frontal esquemática y la figura 2(B) es una vista lateral esquemática que muestran otra realización de un sensor de presión, según la presente invención;
- 5 la figura 3(A) es una vista frontal esquemática y la figura 3(B) es una vista lateral esquemática que muestran otra realización más de un sensor de presión, según la presente invención;
- la figura 4(A) es una vista frontal esquemática y la figura 4(B) es una vista lateral esquemática que muestran otra realización más de un sensor de presión, según la presente invención;
- 10 la figura 5 es una vista esquemática que muestra una realización más de un sensor de presión, según la presente invención;
- la figura 6 es una vista esquemática que muestra una realización más de un sensor de presión, según la presente invención;
- 15 la figura 7 es una vista esquemática que muestra una realización más de un sensor de presión, según la presente invención;
- 20 la figura 8 es una vista esquemática que muestra una realización más de un sensor de presión, según la presente invención;
- la figura 9 es una vista esquemática que muestra una realización más de un sensor de presión, según la presente invención;
- 25 la figura 10 es una vista esquemática que muestra una realización más de un sensor de presión, según la presente invención;
- la figura 11 es una vista esquemática que muestra una realización más de un sensor de presión, según la presente invención;
- 30 la figura 12 es una vista esquemática que muestra una realización más de un sensor de presión, según la presente invención;
- 35 la figura 13 es una vista esquemática que muestra una realización más de un sensor de presión, según la presente invención;
- la figura 14(A) es una vista frontal esquemática y la figura 14(B) es una vista lateral esquemática que muestran otra realización más de un sensor de presión, según la presente invención;
- 40 la figura 15(A) es una vista frontal esquemática y la figura 15(B) es una vista lateral esquemática que muestran otra realización más de un sensor de presión, según la presente invención;
- 45 la figura 16 es una vista esquemática que muestra una realización más de un sensor de presión, según la presente invención;
- la figura 17 es una vista esquemática que muestra una realización más de un sensor de presión, según la presente invención;
- 50 la figura 18 es una vista esquemática que muestra una realización más de un sensor de presión, según la presente invención;
- la figura 19 es una vista esquemática que muestra una realización más de un sensor de presión, según la presente invención;
- 55 la figura 20 es una vista esquemática que muestra una realización más de un sensor de presión, según la presente invención;
- la figura 21 es una vista esquemática que muestra una realización más de un sensor de presión, según la presente invención;
- 60 la figura 22 es una vista esquemática que muestra una realización más de un sensor de presión, según la presente invención;
- 65 la figura 23 es una vista esquemática que muestra una realización más de un sensor de presión, según la presente invención;

la figura 24 es un gráfico esquemático que muestra las características de presión medidas mediante el medio de medición de la presión de la cámara de líquido o el medio de medición de la presión de la cámara de aire;

5 la figura 25(A) es una vista frontal esquemática y la figura 25(B) es una vista lateral esquemática que muestran otra realización de un sensor de presión, según la presente invención;

la figura 26(A) es una vista frontal esquemática y la figura 26(B) es una vista lateral esquemática que muestran otra realización de un sensor de presión, según la presente invención;

10 la figura 27(A) es una vista frontal esquemática y la figura 27(B) es una vista lateral esquemática que muestran otra realización de un sensor de presión, según la presente invención;

15 la figura 28(A) es una vista frontal esquemática y la figura 28(B) es una vista lateral esquemática que muestran otra realización de un sensor de presión, según la presente invención;

la figura 29(A) es una vista frontal esquemática y la figura 29(B) es una vista lateral esquemática que muestran otra realización de un sensor de presión, según la presente invención;

20 la figura 30(A) es una vista frontal esquemática y la figura 30(B) es una vista lateral esquemática que muestran otra realización de un sensor de presión, según la presente invención;

la figura 31(A) es una vista frontal esquemática y la figura 31(B) es una vista lateral esquemática que muestran otra realización de un sensor de presión, según la presente invención;

25 la figura 32(A) es una vista frontal esquemática y la figura 32(B) es una vista lateral esquemática que muestran otra realización de un sensor de presión, según la presente invención;

30 la figura 33 es una vista esquemática que muestra un sensor de presión de la técnica anterior;

la figura 34 es una vista esquemática que muestra un sensor de presión de la técnica anterior; y

la figura 35 es una vista esquemática que muestra un sensor de presión de la técnica anterior.

35 DESCRIPCIÓN DE LOS NUMERALES DE REFERENCIA

-1- sensor de presión

40 -2- cámara de goteo

-3- sensor de presión de la técnica anterior

-4- cuerpo envolvente

45 -5- medio de detección de daños para detectar daños del plano deformable

-6- cámara de líquido

50 -7- medio de medición de la presión

-8- trayectoria de circulación del líquido

-9- cámara de aire

55 -10- plano de referencia

-11- primer plano de conexión

60 -12- plano tangencial a la superficie interior de la trayectoria -8- de circulación del líquido

-20- plano deformable

-30- plano enfrentado

65 -31- segundo plano de conexión

- 40- entrada de circulación del líquido
- 41- salida de circulación del líquido
- 5 -45- célula de carga
- 46- extensómetro
- 50- entrada/salida de aire
- 10 -51- sección de comunicación
- 52- línea derivada de la sección de comunicación
- 15 -53- puerto de conexión de la sección de comunicación
- 54- tubo de guía
- 55- medio de conexión de la sección de comunicación
- 20 -60- medio de medición de la presión de la cámara de aire
- 61- medio de medición de la presión de la cámara de líquido
- 25 -62- segundo medio de medición de la presión
- 65- zona
- 66- placa deflectora
- 30 -70- medio de control de la presión de la cámara de líquido
- 80- medio de ajuste de la cámara de líquido a la presión atmosférica
- 35 -81- medio de ajuste de la cámara de aire a la presión atmosférica
- 90- características de presión medidas mediante el medio -61- de medición de la presión de la cámara de líquido
- 40 -91- características de presión medidas mediante el medio -60- de medición de la presión de la cámara de aire
- 100- parte de cierre
- 101- parte de cierre
- 45 -110- dirección de compresión
- 130- sección anular
- 50 -111- dirección en la que se aplica la tensión de tracción
- 120- textura superficial de la parte para el cierre mecánico
- 210- medio de detección del acoplamiento
- 55 -220- accesorio
- 240- cuerpo giratorio
- 60 -250- sección de amortiguamiento
- 260- guía de desplazamiento
- 300- superficie de acoplamiento
- 65 -400- bomba

ES 2 544 955 T3

-401- válvula

-500- tubo derivado

5

REIVINDICACIONES

1. Sensor de presión (1) para un circuito de circulación extracorporeal, que comprende: una cámara de líquido (6), un medio de medición de la presión y una trayectoria (8) de circulación del líquido,

5 en el que la cámara de líquido (6) está dotada de un plano de referencia (10) que se extiende sobre un lado completo de la cámara de líquido (6) y que no se deforma por la presión en el circuito de circulación extracorporeal, un plano deformable (20) que está dispuesto separado del plano de referencia (10) y se deforma, por lo menos parcialmente, por la presión en el circuito de circulación extracorporeal, un primer plano de conexión (11) que conecta el plano deformable (20) con el plano de referencia (10) para formar un espacio cerrado estanco a los líquidos en el mismo, y que no se deforma por la presión en el circuito de circulación extracorporeal, una entrada (40) de circulación del líquido dispuesta en una superficie lateral del primer plano de conexión (11), y una salida (41) de circulación del líquido que está dispuesta en una posición separada de la entrada (40) de circulación del líquido a una distancia desde más de la mitad hasta menos de toda la circunferencia interior en la dirección de la circulación del líquido, en el que el líquido se introduce a lo largo de la circunferencia interior de las superficies laterales del primer plano de conexión (11);

en el que el medio (7) de medición de la presión está dispuesto en el exterior de la cámara de líquido (6) para medir la magnitud de la deformación del plano deformable (20); y

20 en el que la trayectoria (8) de circulación del líquido está conectada con la entrada (40) de circulación del líquido de manera estanca los líquidos, de tal modo que el líquido introducido en la cámara de líquido (6) circula a lo largo de la circunferencia interior de las superficies laterales del primer plano de conexión (11).

25 2. Sensor de presión (1) para un circuito de circulación extracorporeal, según la reivindicación 1, que comprende además una placa deflectora (66), en el que la placa deflectora está dispuesta cerca del primer plano de conexión (11) para alterar la circulación del líquido.

30 3. Sensor de presión (1) para un circuito de circulación extracorporeal, según la reivindicación 1 ó 2, que comprende además una cámara de aire (9),

en el que la cámara de aire (9) tiene un plano enfrentado (30) que no se deforma por la presión y está dispuesto separado del plano deformable (20), de tal modo que el plano deformable (20) está situado entre el plano de referencia (10) y el plano enfrentado (30), un segundo plano de conexión (31) que no se deforma por la presión y conecta el plano enfrentado (30) con el plano deformable (20) para formar un espacio estanco al aire cerrado en el mismo, y una entrada/salida de aire (50) que está dispuesta en una superficie lateral del segundo plano de conexión (31) o del plano enfrentado (30); y

en el que el medio (7) de medición de la presión es un medio (60) de medición de la presión de la cámara de aire que está conectado con la entrada/salida de aire (50) de la cámara de aire (9) a través de una sección de comunicación (51).

45 4. Sensor de presión (1) para un circuito de circulación extracorporeal, según la reivindicación 3, en el que suponiendo que V_A es el volumen de la cámara de aire (9) en el estado inicial, P_A es la presión en la cámara de aire (9) en el estado inicial (donde $-26,7 \text{ kPa} (-200 \text{ mmHg}) < P_A < 26,7 \text{ kPa} (200 \text{ mmHg})$), V_L es el volumen de la cámara de líquido (6) en el estado inicial, V_T es el volumen de la sección de comunicación (51), P_{MIN} es la presión mínima medible del sensor de presión (1) (donde $-80,0 \text{ kPa} (-600 \text{ mmHg}) < P_{MIN} < -26,7 \text{ kPa} (-200 \text{ mmHg})$), P_{MAX} es la presión máxima medible (donde $26,7 \text{ kPa} (200 \text{ mmHg}) < P_{MAX} < 80,0 \text{ kPa} (600 \text{ mmHg})$), y P_0 es la presión atmosférica, V_A , V_L y V_T están configurados para satisfacer las siguientes expresiones (1) y (2) (donde P_A , P_{MIN} y P_{MAX} se expresan como presión manométrica, y P_0 se expresa como presión absoluta):

$$\{ (P_{MAX} + P_0) \div (P_A + P_0) - 1 \} \times V_T < V_A \dots (1)$$

$$\{ (P_A + P_0) \div (P_{MIN} + P_0) - 1 \} \times (V_A + V_T) < V_L < 10 \text{ mL} \dots (2);$$

55 y

el plano deformable (20) tiene forma de placa plana cuando la cámara de líquido (6) y la cámara de aire (9) tienen una presión P_0 .

60 5. Sensor de presión (1) para un circuito de circulación extracorporeal, según la reivindicación 4, en el que el plano deformable (20) está intercalado entre dos recipientes de la cámara de aire (9) y de la cámara de líquido (6) para estar cerrado mecánicamente en la parte periférica del mismo; y suponiendo que L es la anchura de la parte de cierre del plano deformable (20) que está intercalada entre los dos recipientes y en contacto con dichos recipientes

(donde $0,3 \text{ mm} < L < 10 \text{ mm}$), ν es el coeficiente de Poisson del plano deformable (20), h es el grosor del plano deformable (20) (donde $0,2 \text{ mm} < h < 3,0 \text{ mm}$), y t es la magnitud de la compresión del plano deformable (20) mediante el cierre mecánico (donde $0,05 < t/h < 0,50$), el plano deformable (20) tiene forma de placa plana por el hecho de que la cámara de líquido (6) y la cámara de aire (9) tienen una presión igual a la presión atmosférica cuando el plano deformable (20) está cerrado mecánicamente, bajo las condiciones de un desplazamiento de tracción λ que satisface la expresión:

$$-\nu \times L \times (t \div h) / 2 < \lambda.$$

6. Sensor de presión (1) para un circuito de circulación extracorporeal, según la reivindicación 4, en el que el plano deformable (20) tiene una sección anular (130) que tiene grosor mayor que el del plano deformable (20) en la periferia del mismo, como una parte cerrada; y suponiendo que L_a es la anchura de la parte de cierre de la sección anular (130) que está intercalada entre los dos recipientes y en contacto con los recipientes (donde $0,3 \text{ mm} < L_a < 10 \text{ mm}$), ν_a es el coeficiente de Poisson de la sección anular, y h_a es el grosor de la sección anular (donde $1,0 \text{ mm} < h_a < 5,0 \text{ mm}$), y t_a es la magnitud de la compresión de la sección anular (130) mediante el cierre mecánico (donde $0,05 < t_a/h_a < 0,50$), el plano deformable (20) tiene forma de placa plana por el hecho de que la cámara de líquido (6) y la cámara de aire (9) tienen una presión igual a la presión atmosférica cuando el plano deformable está cerrado mecánicamente, bajo las condiciones de un desplazamiento de tracción λ que satisface la expresión: $-\nu_a \times L_a \times (t_a \div h_a) / 2 < \lambda$.

7. Sensor de presión, según la reivindicación 6, en el que la sección anular (130) tiene una sección transversal circular.

8. Sensor de presión (1) para un circuito de circulación extracorporeal, según la reivindicación 6, en el que la parte de cierre de la cámara de aire (9) y/o la parte de cierre de la cámara de líquido (6) está dotada de una acanaladura en la que se introduce la sección anular (130), y la acanaladura tiene superficies interiores que están inclinadas con respecto al plano deformable (20) para formar un ángulo agudo entre ambos.

9. Sensor de presión (1) para un circuito de circulación extracorporeal, según cualquiera de las reivindicaciones 4 a 8, que comprende además:

un medio (81) de ajuste de la cámara de aire a la presión atmosférica para comprimir la cámara de aire (9) a la presión atmosférica;

un medio (80) de ajuste de la cámara de líquido a la presión atmosférica para comprimir la cámara de líquido (6) a la presión atmosférica;

un medio (70) de control de la presión de la cámara de líquido para controlar la presión en la cámara de líquido (6);

un medio (61) de medición de la presión de la cámara de líquido para medir la presión en la cámara de líquido (6); y

un medio (5) de detección de daños para detectar daños del plano deformable mediante el cambio de presión en la cámara de líquido (6) para medir la presión en la cámara de aire (9) equivalente a la presión en la cámara de líquido (6), para su comparación.

10. Sensor de presión (1) para un circuito de circulación extracorporeal, según la reivindicación 9, en el que después de que el medio (81) de ajuste de la cámara de aire a la presión atmosférica y el medio (80) de ajuste de la cámara de líquido a la presión atmosférica comprimen respectivamente la cámara de aire (9) y la cámara de líquido (6) a la presión atmosférica, suponiendo que la presión en la cámara de líquido (6), cuando el plano deformable (20) contacta íntimamente con la superficie de la pared de la cámara de aire (9) mediante el aumento de la presión en la cámara de líquido (6) utilizando el medio (70) de control de la presión de la cámara de líquido, es P_1 , el medio (5) de detección de daños determina que el plano deformable (20) está dañado cuando el medio (70) de control de la presión de la cámara de líquido aumenta adicionalmente la presión en la cámara de líquido (6) hasta $P_2 (> P_1)$ y la presión en la cámara de aire (9) se hace mayor que P_1 .

11. Sensor de presión (1) para un circuito de circulación extracorporeal, según la reivindicación 9, en el que después de que el medio (81) de ajuste de la cámara de aire a la presión atmosférica y el medio (80) de ajuste de la cámara de líquido a la presión atmosférica comprimen respectivamente la cámara de aire (9) y la cámara de líquido (6) a la presión atmosférica, suponiendo que la presión en la cámara de líquido (6), cuando el plano deformable (20) contacta íntimamente con la superficie de la pared de la cámara de líquido (6) mediante la disminución de la presión en la cámara de líquido (6) utilizando el medio (70) de control de la presión de la cámara de líquido, es P_3 , el medio (5) de detección de daños determina que el plano deformable (20) está dañado cuando el medio (70) de control de la presión de la cámara de líquido disminuye adicionalmente la presión en la cámara de líquido (6) hasta $P_4 (< P_3)$, y la presión en la cámara de aire (9) se hace menor que P_3 .

- 5 12. Sensor de presión (1) para un circuito de circulación extracorporal, según la reivindicación 9, en el que el medio (5) de detección de daños memoriza previamente las características del cambio de presión en la cámara de aire (9) equivalente a la presión en la cámara de líquido (6); y después de que el medio (81) de ajuste de la cámara de aire a la presión atmosférica y el medio (80) de ajuste de la cámara de líquido a la presión atmosférica comprimen respectivamente la cámara de aire (9) y la cámara de líquido (6) a la presión atmosférica, el medio (70) de control de la presión de la cámara de líquido aumenta o disminuye la presión en la cámara de líquido (6); y a continuación el medio (5) de detección de daños determina que el plano deformable (20) está dañado cuando el cambio de presión en la cámara de aire (9) equivalente al cambio de presión en la cámara de líquido (6), que se mide mediante el medio (60) de medición de la presión de la cámara de líquido, es diferente de las características del cambio de presión en la cámara de aire (9) que han sido memorizadas previamente.
- 10
13. Sensor de presión (1) para un circuito de circulación extracorporal, según cualquiera de las reivindicaciones 4 a 8, y de las reivindicaciones 10 a 12,
- 15 en el que la cámara de aire (9) y la cámara de líquido (6) están alojadas en un cuerpo envolvente común (4), y en el que el sensor de presión (1) en el circuito de circulación extracorporal comprende además una superficie de acoplamiento (300) a la que se acopla el cuerpo envolvente (4), y un medio (210) de detección del acoplamiento para detectar el acoplamiento del cuerpo envolvente (4) a la superficie de acoplamiento (300), en el que la superficie de acoplamiento (300) está configurada para tener la sección de comunicación (51) con una abertura que es conectable a la entrada/salida de aire (50) de la cámara de aire (9), de tal modo que la entrada/salida de aire (50) y la sección de comunicación (51) están conectadas entre sí de manera estanca al aire cuando el medio (210) de detección del acoplamiento detecta el acoplamiento del cuerpo envolvente (4).
- 20
14. Sensor de presión (1) para un circuito de circulación extracorporal, según la reivindicación 13, en el que el medio (210) de detección del acoplamiento está acoplado al cuerpo envolvente (4).
- 25
15. Sensor de presión (1) para un circuito de circulación extracorporal, según la reivindicación 13, en el que el medio (210) de detección del acoplamiento está acoplado a la superficie de acoplamiento (300).
- 30
16. Sensor de presión (1) para un circuito de circulación extracorporal, según la reivindicación 13, en el que la superficie de acoplamiento (300) tiene una sección de amortiguamiento (250) alrededor de la abertura de la sección de comunicación (51) para aplicar una fuerza hacia el cuerpo envolvente (4), y la sección de amortiguamiento (250) es desplazable hacia la conexión entre la entrada/salida de aire (50) y la sección de comunicación (51).
- 35
17. Sensor de presión (1) para un circuito de circulación extracorporal, según la reivindicación 13, en el que el medio (210) de detección del acoplamiento detecta el contacto entre el cuerpo envolvente (4) y la superficie de acoplamiento (300) cuando el cuerpo envolvente (4) está acoplado a la superficie de acoplamiento (300).
- 40
18. Sensor de presión (1) para un circuito de circulación extracorporal, según la reivindicación 13, en el que el medio (210) de detección del acoplamiento detecta que el cuerpo envolvente (4) está acoplado a una posición predeterminada después de girar a lo largo de la superficie de acoplamiento (300).
- 45
19. Sensor de presión (1) para un circuito de circulación extracorporal, según la reivindicación 13, que comprende además un cuerpo giratorio (240) alrededor del cuerpo envolvente (4), y el medio (210) de detección del acoplamiento detecta que el cuerpo giratorio (240) está acoplado en una posición predeterminada después de girar a lo largo de la superficie de acoplamiento (300).

FIG. 1

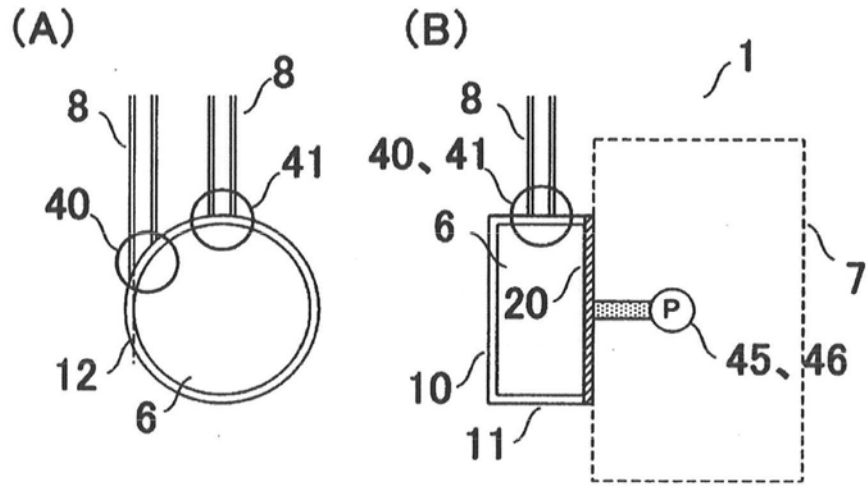


FIG. 2

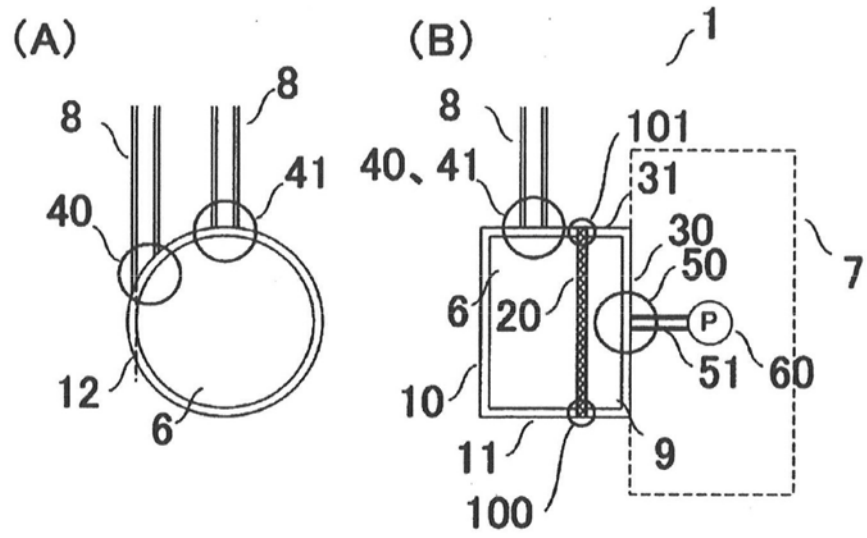


FIG. 3

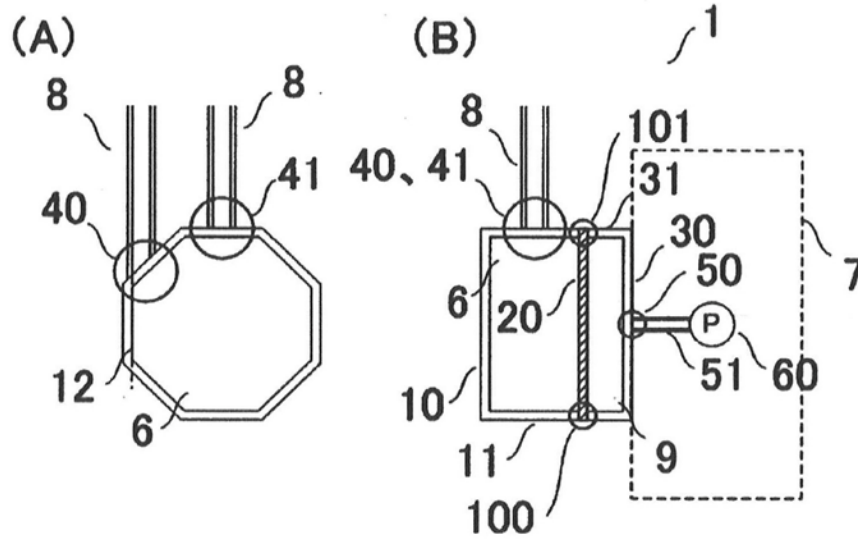


FIG. 4

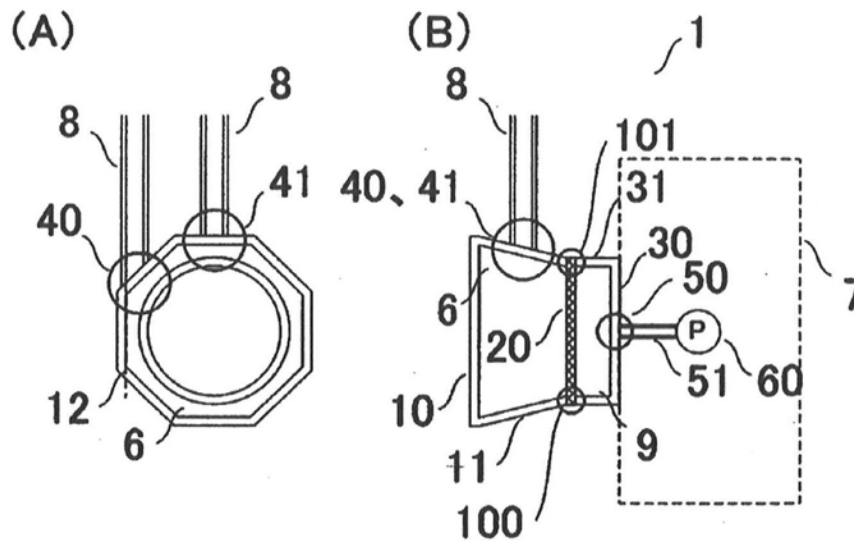


FIG. 5

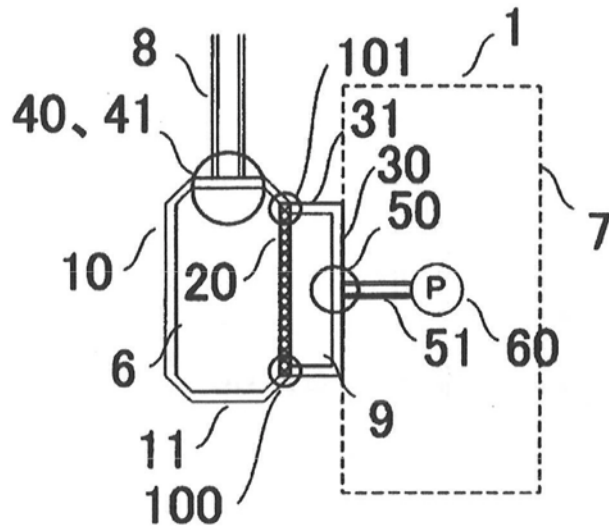


FIG. 6

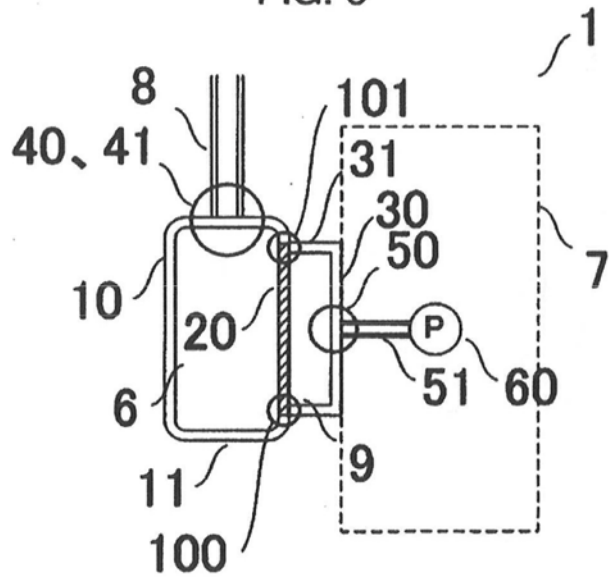


FIG. 7

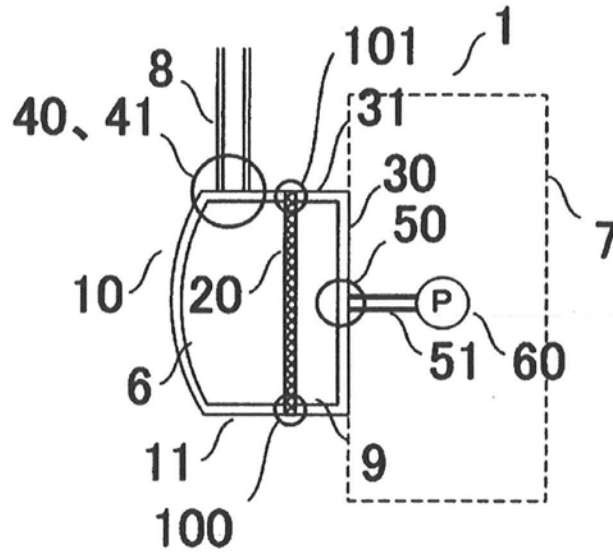


FIG. 8

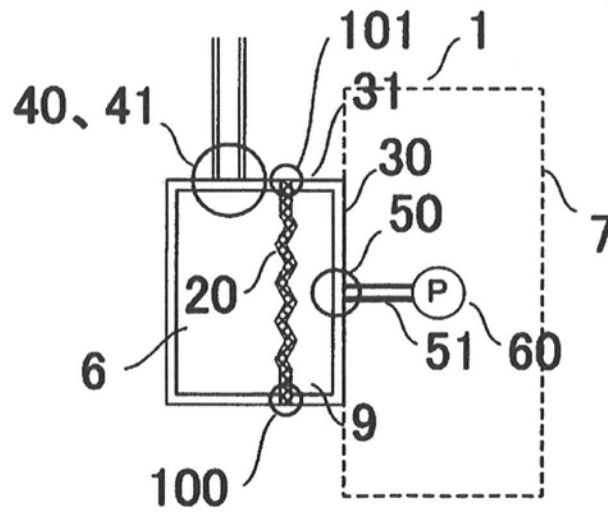


FIG. 9

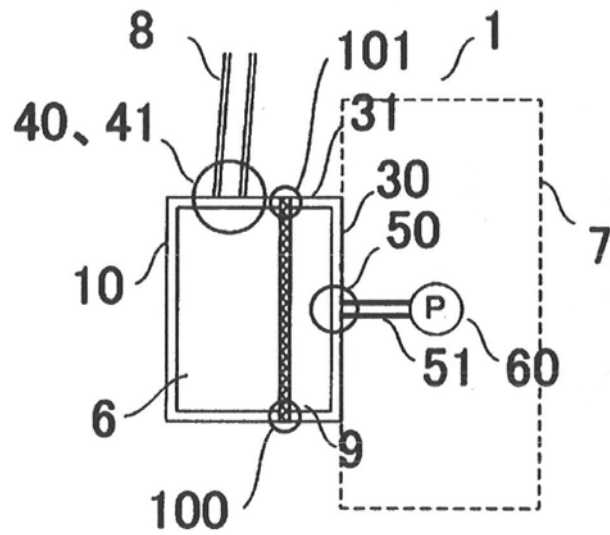


FIG. 10

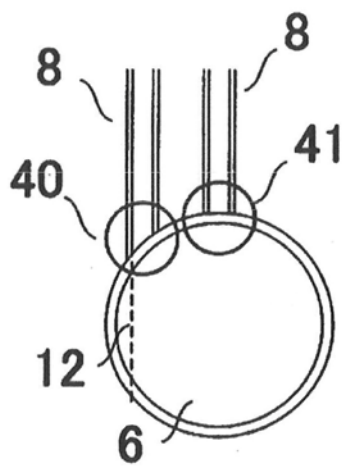


FIG. 11

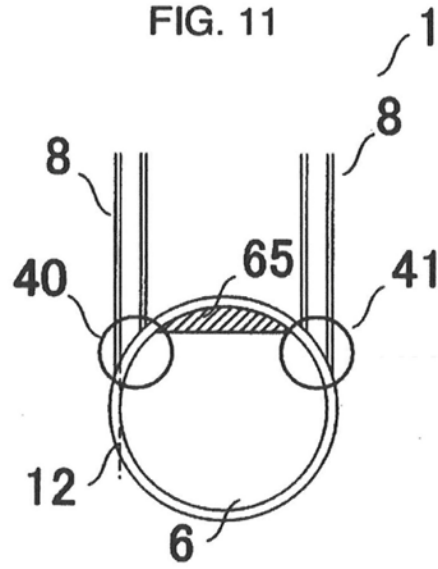


FIG. 12

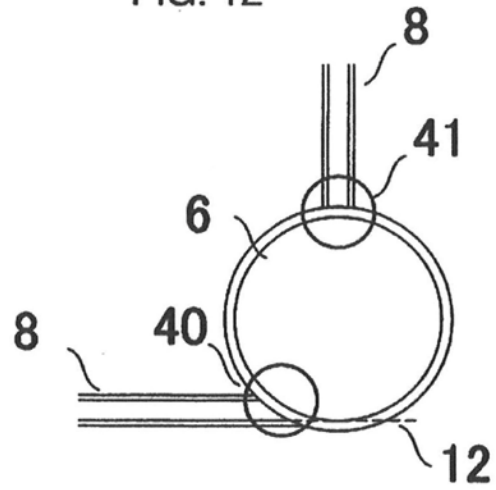


FIG. 13

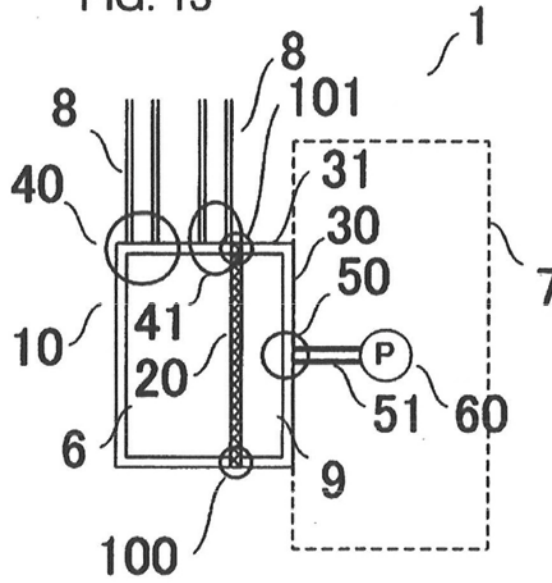
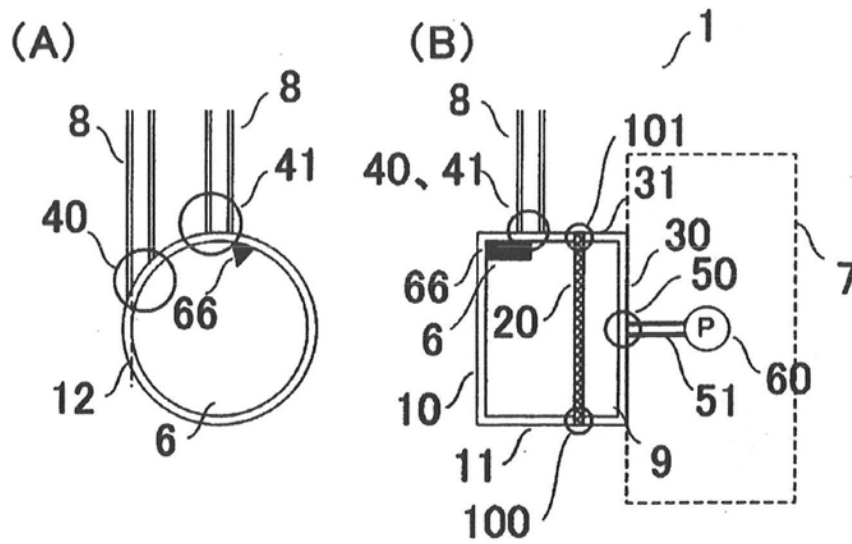


FIG. 14



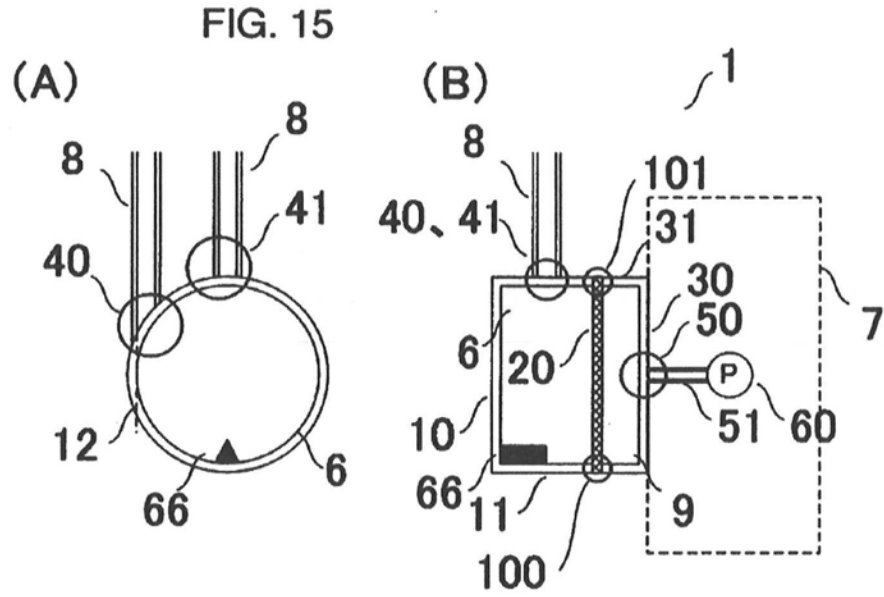


FIG. 16

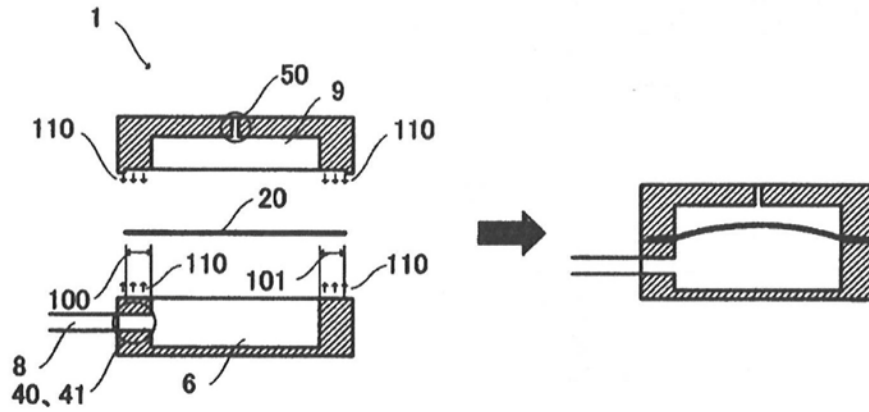


FIG. 17

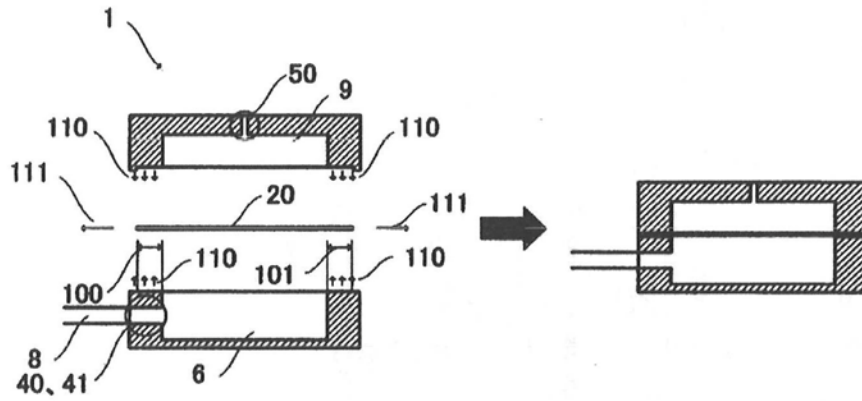
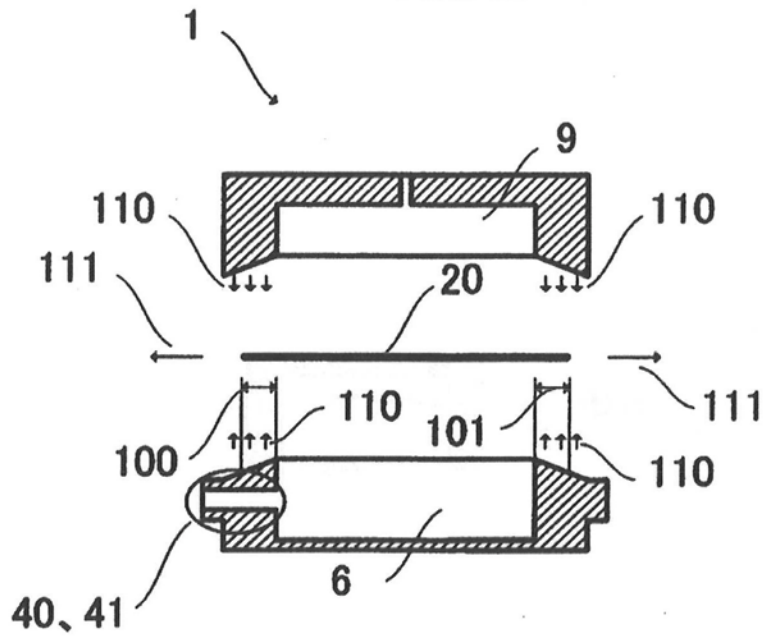
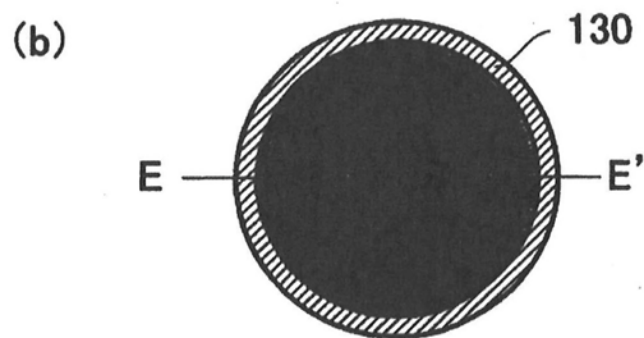
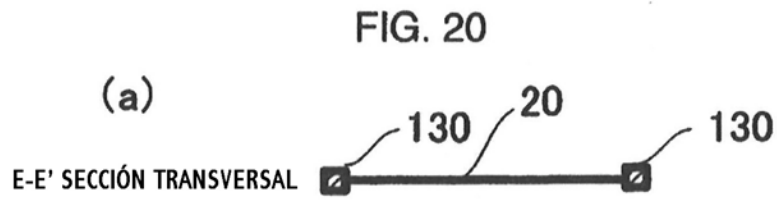
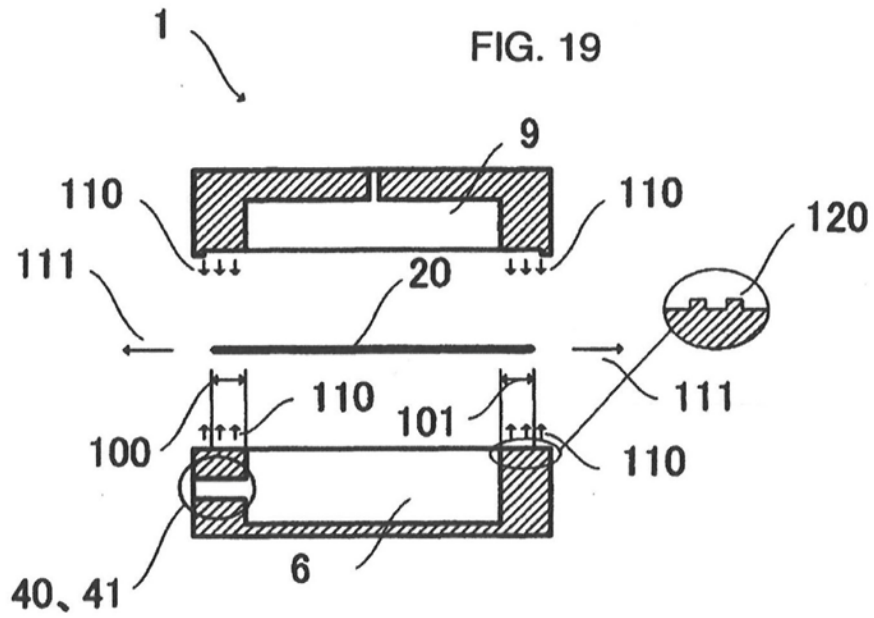


FIG. 18





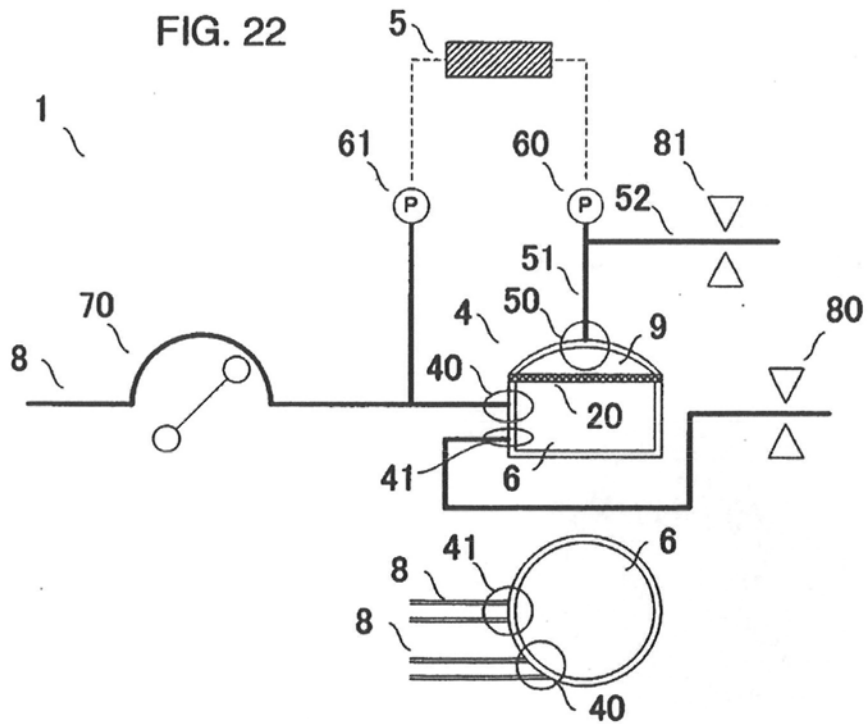
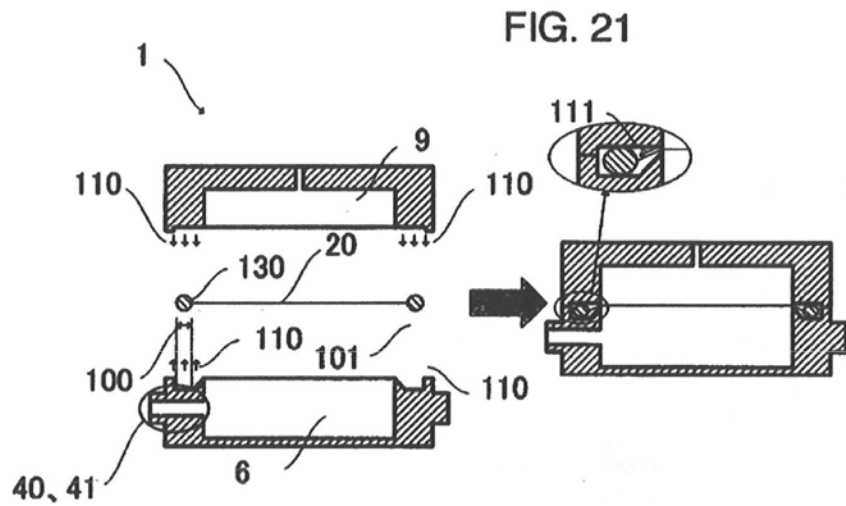


FIG. 23

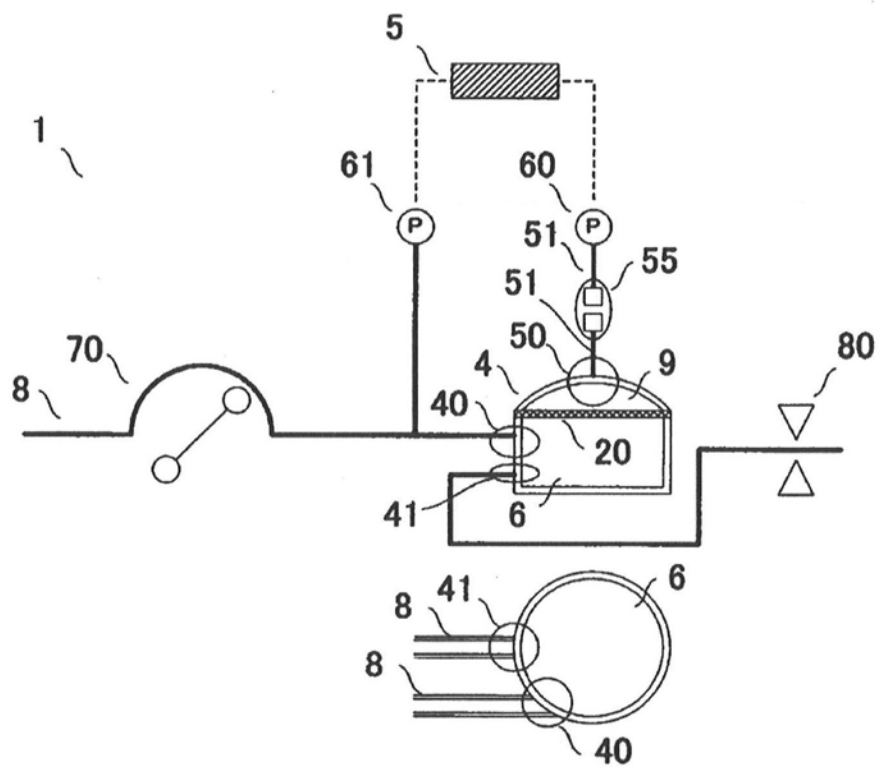


FIG. 24

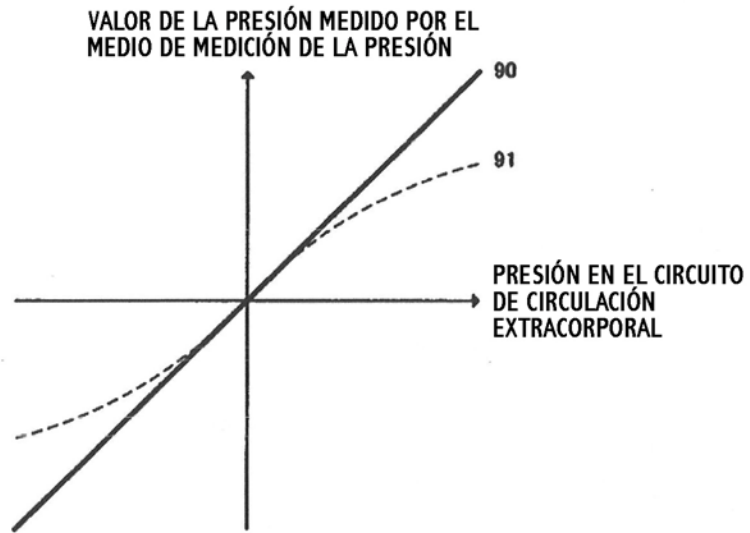


FIG. 25

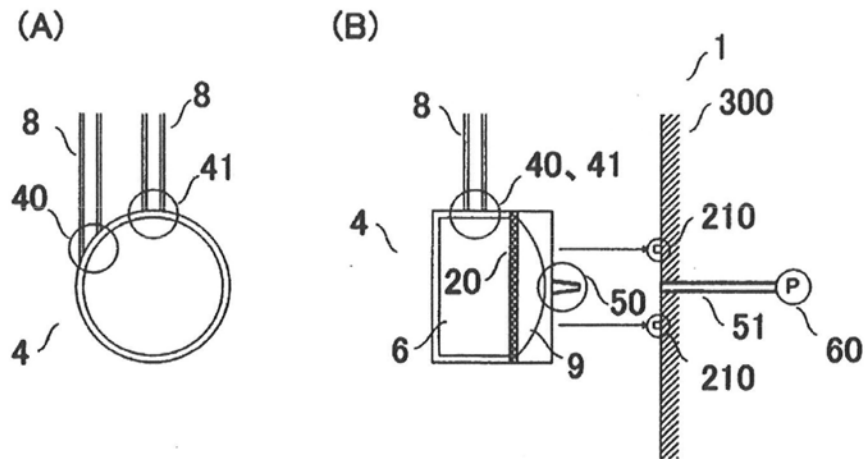


FIG. 26

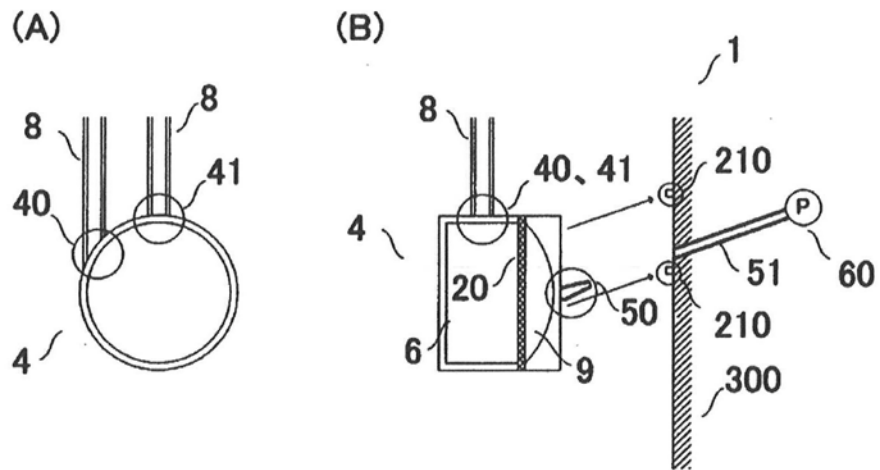


FIG. 27

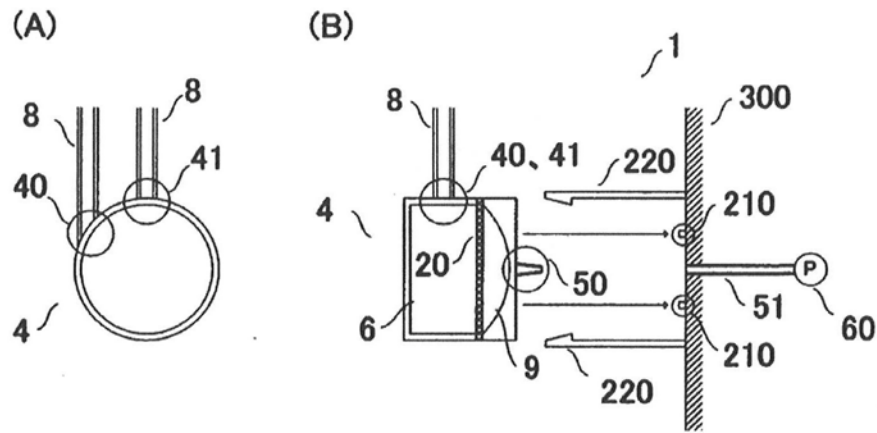


FIG. 28

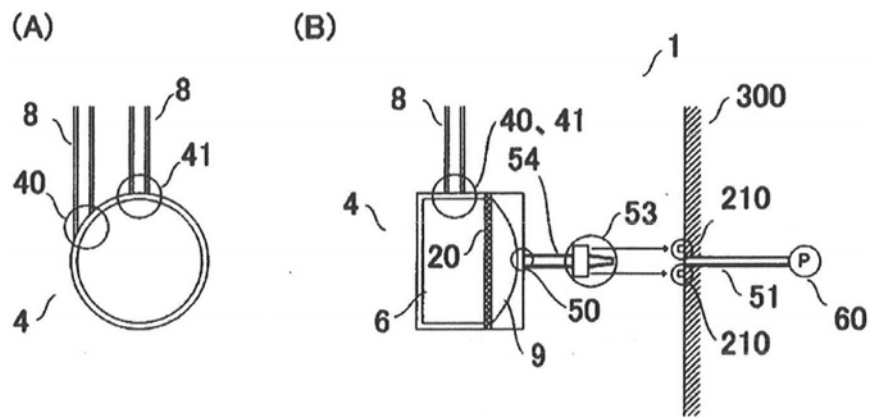


FIG. 29

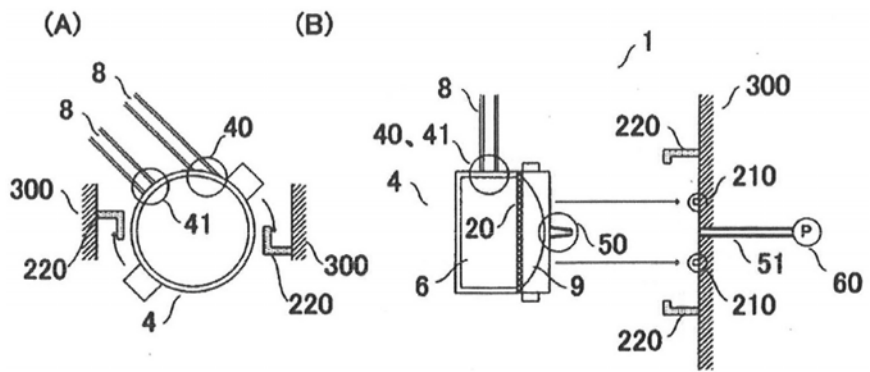


FIG. 30

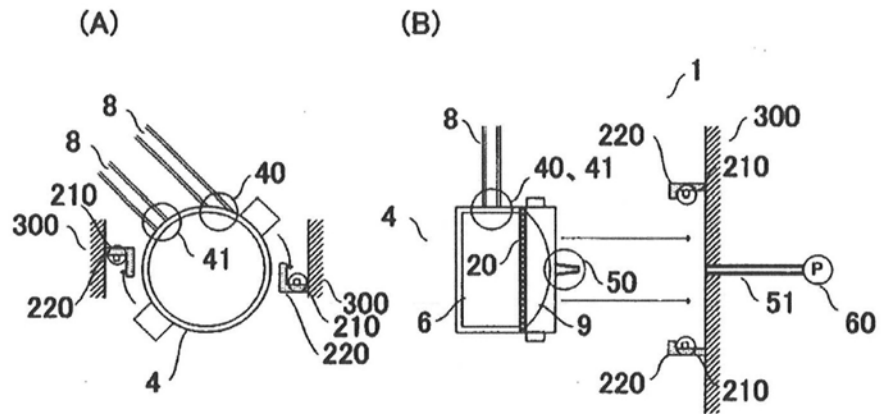


FIG. 31

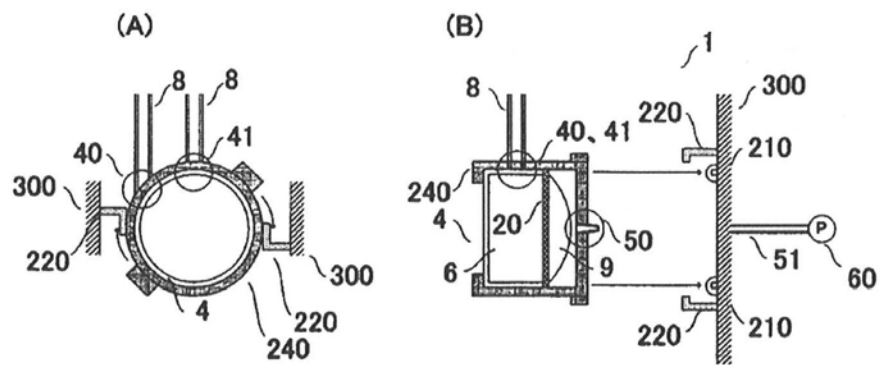


FIG. 32

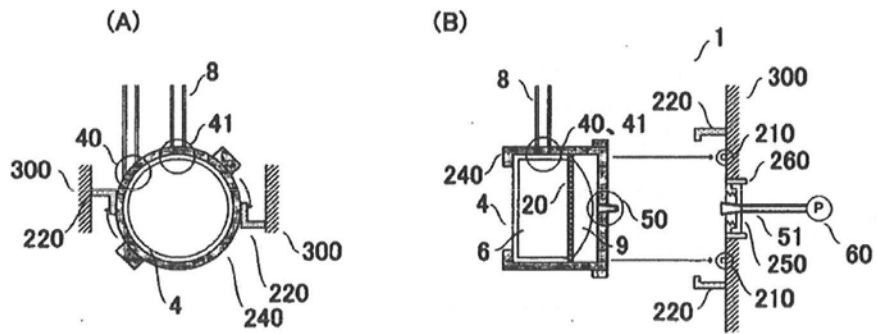


FIG. 33

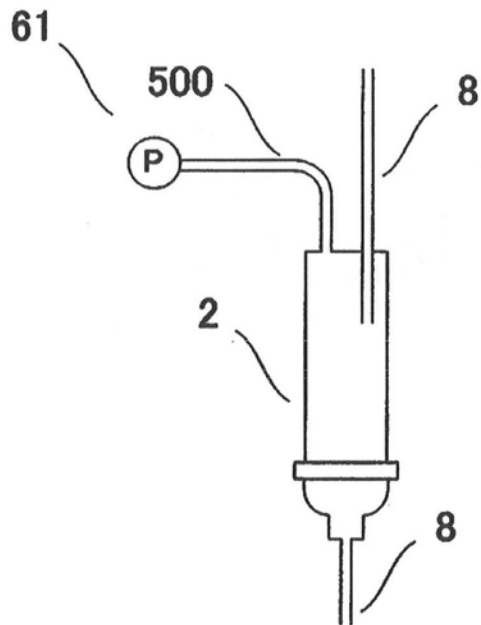


FIG. 34

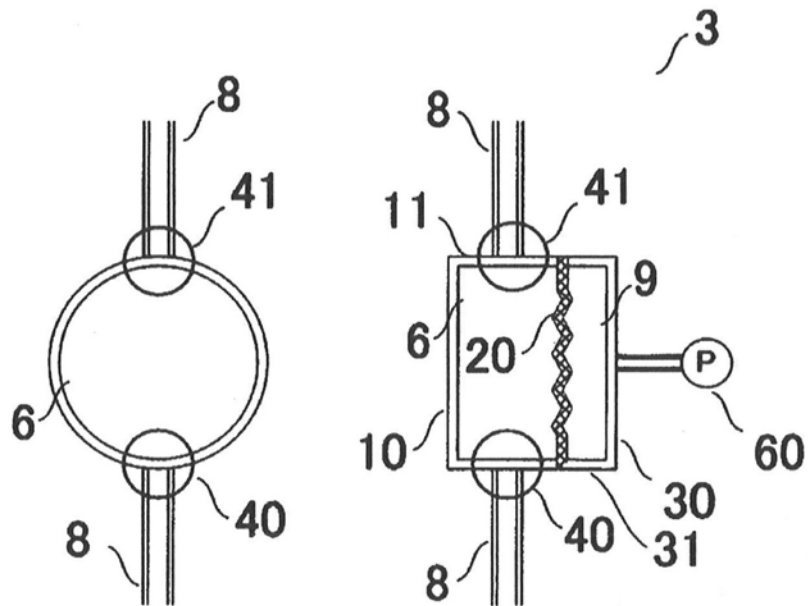


FIG. 35

