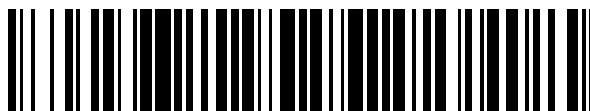


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 382 215**

51 Int. Cl.:
A61M 1/16 (2006.01)
A61M 1/34 (2006.01)
A61M 1/36 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **07734265 .7**
96 Fecha de presentación: **12.04.2007**
97 Número de publicación de la solicitud: **2142235**
97 Fecha de publicación de la solicitud: **23.10.2008**

54 Título: **Aparato para tratamientos de sangre extracorpóreo**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
06.06.2012

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
06.06.2012

73 Titular/es:
Gambro Lundia AB
no. 16, Magistratsvagen
22010 Lund , SE

72 Inventor/es:
ROVATTI, Paolo

74 Agente/Representante:
No consta

ES 2 382 215 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

Aparato para tratamiento de sangre extracorpóreo

Antecedentes de la invención

La invención se refiere a un aparato para tratamiento de sangre extracorpóreo, y a un método para preparar el aparato.

- 5 Específicamente, aunque no de manera exclusiva, la invención puede aplicarse con utilidad en la verificación de una correcta preparación de un aparato médico usando un circuito de sangre extracorpóreo, tal como por ejemplo un aparato de hemodiálisis o hemo(dia)filtración.

Un aparato para tratamiento de sangre extracorpóreo incluye una etapa, previa al tratamiento verdadero y apropiado, en la que el circuito de sangre extracorpóreo desechable, se acopla al monitor de control de tratamiento (por ejemplo un monitor de diálisis). Esta etapa, que se realiza antes de conectar el circuito de sangre extracorpóreo al paciente, incluye la conexión de los conductos de transporte de sangre (en general un conducto arterial para retirada de sangre del paciente, y un conducto venoso para retorno de sangre al paciente) a un dispositivo de membrana para tratamiento de sangre (por ejemplo un hemodializador en caso de hemodiálisis), que a su vez está conectado a un circuito de suministro de fluido de tratamiento (por ejemplo un fluido de diálisis) y a un circuito de descarga de fluido de tratamiento usado. El dispositivo de membrana para tratamiento de sangre comprende una membrana semipermeable que divide un compartimento de sangre, conectado a los conductos de transporte de sangre, y un compartimento de fluido, conectado a los circuitos de suministro y descarga mencionados anteriormente. Los conductos de transporte de sangre se acoplan además a un sistema de sensor y actuador equipado en el monitor de diálisis, sistema que normalmente comprende medios para circulación de sangre (por ejemplo una bomba de sangre, habitualmente peristáltica), sensores de presión, un sensor de burbujas de aire, una o más abrazaderas de bloqueo de circuito, etc. Antes de la conexión del circuito de sangre extracorpóreo al sistema vascular del paciente, habitualmente se realiza una etapa de cebado de los conductos de transporte de sangre y del dispositivo de tratamiento de sangre, que se llenan con un líquido de cebado (habitualmente una solución salina isotónica u otro líquido isotónico de paciente) que realiza la función de expulsar el aire, llenar y aclarar.

Uno de los inconvenientes de la técnica anterior se deriva del hecho de que habitualmente el monitor de diálisis puede disponerse para recibir diversos tipos de circuitos extracorpóreos adecuados para efectuar diferentes tratamientos en diferentes pacientes; en particular el monitor puede servir para el tratamiento de pacientes adultos y niños. En ambos casos, los parámetros que regulan el tratamiento, que el operador preajusta, son muy diferentes. Por ejemplo, el caudal de sangre es habitualmente inferior cuando va a tratarse a un niño; asimismo la pérdida de peso y el caudal de anticoagulante son inferiores. De manera similar, los circuitos de sangre extracorpóreos usados son de diferentes tipos, especialmente en cuanto a las dimensiones de los componentes del circuito. Por ejemplo, el diámetro de los conductos de transporte de sangre es habitualmente menor en un circuito extracorpóreo pediátrico.

Un grave riesgo para la salud de un paciente surge si un circuito adecuado para un tipo de tratamiento (por ejemplo un conducto de sangre para un adulto) se prepara en un monitor de diálisis ajustado con parámetros adecuados para un tipo de tratamiento diferente (por ejemplo un tratamiento para un niño). Para reducir el riesgo se dispone un sistema de seguridad, dotado de medios para reconocer el tipo de circuito de diálisis que se acopla al monitor. Los medios conocidos de reconocimiento comprenden un sistema de lectura óptico que lee una señal de identificación, por ejemplo un código de barras, aplicado al circuito extracorpóreo. Los sistemas de seguridad conocidos para el reconocimiento del circuito extracorpóreo en un aparato para tratamiento de sangre extracorpóreo son susceptibles de mejora en términos tanto de coste como de fiabilidad.

Asimismo se conoce la monitorización de la resistencia al flujo en un tubo de transporte de fluido, en la que un aumento en la resistencia al flujo, señalizado por un aumento de presión en el tubo, proporciona una indicación de la presencia de una oclusión en el tubo.

La patente estadounidense n.º US 4.898.576 describe un método que en lugar de simplemente esperar a un aumento de presión en el conducto de transporte de fluido, provoca una variación controlada en el flujo a lo largo del conducto, a continuación mide la variación de presión debida a la variación de flujo, y determina por tanto la resistencia al flujo ofrecida por el conducto de transporte basándose en las variaciones mencionadas anteriormente.

El documento EP 387724 describe un aparato de infusión vascular dotado de un conducto de infusión en el que operan una bomba de infusión peristáltica y un sensor de presión aguas abajo de la bomba. Se programa un controlador para aumentar la velocidad de bombeo periódicamente y durante un breve tiempo de modo que a cada perturbación del sistema se añade un determinado volumen de líquido al flujo de equilibrio normal. Se mide la presión y el cambio de presión con respecto al flujo de equilibrio, es decir el cambio de presión debido a la perturbación, se integra y se divide por el volumen de líquido añadido durante la perturbación para determinar la resistencia al flujo de fluido. Al considerar también la duración de la perturbación, puede determinarse la conformidad del conducto de infusión.

El documento EP 784493 describe dos métodos de monitorización de la resistencia al flujo en un aparato de infusión dotado de una bomba peristáltica, el primero usado para flujo alto y el segundo para flujo bajo. En el primero, método de flujo alto, la presión se calcula a dos caudales diferentes y el procesador calcula la resistencia como igual al cambio de presión dividido por el cambio de caudal. El segundo método, para caudales bajos, implica bombear un flujo intermitente y

medir la señal de presión correspondiente. Las presiones en ausencia de flujo se restan de las de en presencia de flujo. A continuación se procesan las diferencias de presión así obtenidas usando un modelo matemático con el fin de obtener la resistencia del tubo.

5 La patente estadounidense n.º US 5.213.573 describe un método para monitorizar el funcionamiento apropiado de un conjunto de administración IV, en el que una bomba de infusión se controla de manera alternante con el fin de retirar un volumen de fluido predeterminado de un paciente a una primera presión durante un intervalo de tiempo predeterminado, y con el fin de infundir un volumen de fluido predeterminado al paciente a una segunda presión en un segundo intervalo de tiempo. Una eventual presencia de un flujo anómalo a través del conjunto de administración IV se revela mediante la comparación entre las presiones mencionadas anteriormente. El flujo anómalo puede estar provocado, por ejemplo, por
10 un posicionamiento incorrecto de la aguja en el acceso vascular, de modo que provoque infiltración en el tejido del paciente.

El documento EP 458910 describe un aparato dotado de una bomba peristáltica y un dispositivo para medir el diámetro de un tubo de transporte asociado a la bomba, y que por consiguiente regula la velocidad de bombeo según un posible cambio del diámetro del tubo con el fin de mantener el caudal de infusión a un nivel constante.

15 La técnica anterior comprende además diversos sistemas para determinar el caudal de sangre real generado por una bomba peristáltica en un conducto de transporte de sangre extracorpóreo, tal como por ejemplo en el documento WO 03/055542, que usa una función de calibración predeterminada memorizada, cuyos valores principales son la velocidad angular de la bomba, la presión arterial aguas arriba de la bomba, el caudal de sangre eficaz y el tiempo de trabajo desde el inicio del tratamiento de la extensión de conducto acoplada a la bomba. Pueden usarse funciones de calibración que
20 también contienen las siguientes variables: la característica geométrica del acceso vascular en el que el circuito extracorpóreo retira sangre del paciente, la longitud de la extensión de conducto arterial aguas arriba de la bomba peristáltica, la presión aguas abajo de la bomba peristáltica, la temperatura del circuito extracorpóreo y el valor del hematocrito en sangre del paciente. A partir de los valores medidos durante el transcurso del tratamiento de las variables anteriores, mediante el uso de la función de calibración puede calcularse un valor preciso para el caudal eficaz del flujo de sangre.

25 Sumario de la invención

Un objetivo de la presente invención es proporcionar un aparato para tratamiento de sangre extracorpóreo que está dotado de un sistema que puede reconocer el tipo de circuito extracorpóreo aplicado al propio aparato.

Un objetivo adicional de la invención es realizar un método para preparar el aparato de tratamiento de sangre extracorpóreo con el que puede reconocerse el tipo de circuito extracorpóreo aplicado al aparato.

30 Una ventaja de la invención es proporcionar un aparato que es constructivamente sencillo y económico.

Una ventaja adicional es poner a disposición un aparato y un método por medio de los cuales puede distinguirse claramente un circuito extracorpóreo adecuado para un paciente adulto de un circuito extracorpóreo de tipo pediátrico.

Aún una ventaja adicional es crear un aparato y un método que puedan reducir el riesgo de realizar un tratamiento de sangre extracorpóreo no adecuado para el circuito extracorpóreo montado en el aparato.

35 El sistema de reconocimiento del circuito extracorpóreo realizado según la presente invención puede servir como sistema de seguridad adicional (sistema de protección) de manera simultánea con un sistema de seguridad adicional basado, por ejemplo, en el uso de un sensor óptico.

La invención tal como se reivindica en una o más de las reivindicaciones adjuntas consigue estos objetivos y otros adicionales.

40 En una realización específica preferida de la invención, un conducto del circuito extracorpóreo se conectará a una descarga (o drenaje) cuya resistencia se conoce a partir del documento WO2006/123197 un aparato para controlar el flujo de sangre en un circuito extracorpóreo, que da a conocer un procedimiento de identificación de un acceso vascular aplicando una variación en la velocidad angular en una bomba peristáltica, determinando una pluralidad de valores reales correspondientes, relativos a una presión aguas arriba de la bomba peristáltica, e identificando, gracias a los valores de presión
45 reales, una función matemática correspondiente al acceso vascular usado. a fluir se conoce; se determinará la resistencia al flujo ofrecida por el conducto mencionado anteriormente, dado que se conocen la presión en al menos un punto del conducto y el caudal a lo largo del propio conducto; por medio de lo anterior, se llegará a una conclusión en cuanto a si el conducto tiene una sección de paso que es relativamente grande (para adultos) o relativamente pequeña (para un conducto pediátrico).

50 Características y ventajas adicionales de la presente invención se desprenderán mejor de la descripción detallada que sigue, de al menos una realización preferida de la invención, ilustrada meramente a modo de ejemplo no limitativo en las figuras adjuntas de los dibujos.

Breve descripción de los dibujos

La descripción se realizará con referencia a las figuras adjuntas de los dibujos, proporcionadas a modo de ejemplo no limitativo, en las que:

- 5 la figura 1 ilustra una primera realización de un aparato para tratamiento de sangre extracorpóreo según la presente invención;
- la figura 2 ilustra una segunda realización de un aparato para tratamiento de sangre extracorpóreo según la presente invención;
- la figura 3 ilustra una tercera realización de un aparato para tratamiento de sangre extracorpóreo según la presente invención;
- 10 la figura 4 ilustra una cuarta realización de un aparato para tratamiento de sangre extracorpóreo según la presente invención;
- las figuras 5 a 8 ilustran cuatro realizaciones de sistemas de drenaje que pueden usarse con las realizaciones de las figuras 1 a 4.

Descripción detallada

- 15 Con referencia a la figura 1, 1 indica en su totalidad un aparato para tratamiento de sangre extracorpóreo. El aparato 1 puede estar constituido por un aparato de hemodiálisis y/o un aparato de hemo(dia)filtración.

El aparato 1 comprende un dispositivo 2 de membrana para tratamiento de sangre extracorpóreo. El dispositivo 2 de membrana a su vez comprende una cámara 3 de sangre y una cámara 4 de fluido separadas entre sí por una membrana 5 semipermeable. El dispositivo 2 de membrana puede estar constituido por cualquier tipo de hemodializador o hemo(dia)filtro de tipo conocido.

El aparato 1 comprende un circuito 6 extracorpóreo conectado a la cámara 3 de sangre del dispositivo 2 de membrana. El circuito 6 extracorpóreo puede estar constituido por cualquier circuito extracorpóreo o conjunto de hemodiálisis o de hemo(dia)filtración de tipo conocido. En la presente realización el circuito 6 extracorpóreo se representa esquemáticamente como un conducto simple conectado a la cámara 3 de sangre. El circuito extracorpóreo puede comprender un conducto arterial y un conducto venoso, indicados respectivamente por 7 y 8 en las figuras 2 a 4, cada uno de los cuales está dotado de uno o más de los siguientes componentes (de tipo conocido y que no se ilustran): una o más cámaras de separación de aire/sangre y/o cámaras de mezclado de sangre con otro líquido introducido en el circuito; un segmento de bomba (normalmente presente sólo en el conducto 7 arterial en un caso de tratamiento con doble aguja); sitios de acceso para inyección o retirada; conductos auxiliares para introducción de fluidos especiales, tales como el conducto de fluido de cebado, el conducto de anticoagulante (normalmente sólo en el conducto 7 arterial), el conducto de fluido de sustitución (en pre- y/o posdilución), el conducto de fluido de infusión; al menos un conducto auxiliar para detectar una señal de presión; conectores para los diversos elementos a los que el circuito está conectado, incluyendo en particular el dispositivo 2 de membrana, el dispositivo de acceso vascular y las fuentes de fluidos especiales mencionadas anteriormente; abrazaderas de cierre de conducto manuales; etc. El circuito extracorpóreo se representa en la figura 1 (como en las figuras 2 a 4) en la configuración de cebado. El cebado es un procedimiento que se lleva a cabo previamente a la conexión del circuito 6 extracorpóreo al paciente y al tratamiento verdadero y apropiado, en el que el circuito se vacía de aire y se llena y se aclara con un fluido de cebado, habitualmente un fluido que es isotónico para el paciente. En las figuras 2 a 4 se muestran otras posibles configuraciones de cebado, en las que puede aplicarse la presente invención.

En la configuración de cebado, el aparato 1 comprende una fuente 9 de fluido de cebado conectada al circuito 6 extracorpóreo. El fluido de cebado puede ser, por ejemplo, una solución isotónica salina, o una solución de diálisis, o una solución adicional que sea isotónica para el paciente, o incluso otras soluciones acuosas. La fuente 9 comprende, en el caso específico, un recipiente (por ejemplo una bolsa de pared flexible) conectado al conducto 8 venoso por medio de un conducto auxiliar. En la figura 1, se usa una línea discontinua para indicar una primera fuente 9' adicional que puede usarse (de manera alternativa o adicional a la fuente 9, es decir al recipiente en el conducto venoso). La primera fuente 9' adicional está conectada a la cámara 4 de fluido del dispositivo 2 de membrana para proporcionar un fluido de cebado al circuito 6 extracorpóreo mediante retrofiltración (filtración inversa) a través de la membrana 5 semipermeable. La primera fuente 9' puede comprender el circuito de fluido (de tipo conocido y no ilustrado) que, en un aparato para tratamiento de sangre extracorpóreo (por ejemplo un aparato de hemodiálisis y/o hemo(dia)filtración), está conectado a la cámara de fluido del dispositivo 4 de membrana. El circuito de fluido puede suministrar (de manera conocida que no se describe en el presente documento) un fluido de tratamiento (por ejemplo un fluido de diálisis) en condiciones de temperatura y concentración predefinidas, de manera predefinida (de tipo conocido y que no se describe en el presente documento) para controlar el caudal y/o la presión. El circuito de fluido puede descargar además el fluido de desecho en un drenaje. El circuito de fluido puede estar constituido por cualquier circuito conocido para la preparación y descarga de un líquido de diálisis en un aparato de hemodiálisis y/o hemo(dia)filtración de tipo conocido. El circuito de fluido comprende, en el ejemplo, al menos los siguientes elementos, de tipo conocido: un dispositivo para preparación en conducto de un fluido de diálisis a partir de agua y concentrados; una o más unidades de desgasificación de fluido; un dispositivo de calentamiento de fluido; una o más unidades de ultrafiltración de fluido para la reducción de bacterias y endotoxinas; un dispositivo de compensación de

fluidos para controlar la pérdida de peso del paciente; un circuito de desinfección térmica y/o química; sensores para monitorizar los diversos parámetros, tales como el pH de fluido, la presencia de pérdida de sangre procedente del dispositivo 2 de membrana, la dialización del dispositivo 2 de membrana, el hematocrito de la sangre en el circuito extracorpóreo, la presencia de burbujas de aire en la sangre que circula a lo largo del circuito extracorpóreo, etc.

5 El aparato 1 comprende una bomba 10 conectada al circuito 6 extracorpóreo para el desplazamiento de fluido. En el caso específico de la figura 1, la bomba 10 está constituida por cualquier bomba de sangre de tipo conocido dispuesta a lo largo del circuito 6 extracorpóreo. En particular la bomba 10 puede disponerse en el conducto 7 arterial tal como se ilustra en los ejemplos de las figuras 2 a 4. La bomba 10 está constituida por una bomba de desplazamiento positivo. En particular la bomba 10 está constituida por una bomba de deformación de tubo (peristáltica), por ejemplo una bomba peristáltica rotatoria.

10 El aparato 1 comprende un drenaje 11 conectado a al menos un extremo del circuito 6 extracorpóreo, para descargar el fluido de cebado. En el caso especial el drenaje 11 está conectado a un extremo del circuito 6 extracorpóreo. En la realización ilustrada el extremo puede comprender o bien uno o bien el otro de los extremos del paciente de los conductos arterial o venoso. En general, en un circuito extracorpóreo los extremos del paciente son los extremos configurados para la conexión con el dispositivo de acceso vascular para el acceso al sistema vascular del paciente. Los extremos del paciente de cada conducto arterial y conducto venoso son opuestos a los extremos de dispositivo correspondientes que son los extremos configurados para la conexión con la cámara de sangre del dispositivo de membrana.

15 El aparato 1 comprende un sensor 12 de presión conectado al circuito 6 extracorpóreo. El sensor 12 de presión puede comprender uno cualquiera de los sensores usados en la técnica anterior para la detección de la presión en un circuito de sangre extracorpóreo. El sensor 12 de presión, en el caso de la figura 1, opera en una extensión del circuito extracorpóreo dispuesta entre la bomba 10 y el extremo de descarga de fluido de cebado. El sensor 12 de presión opera entre la bomba 10 y el drenaje 11. El sensor 12 de presión puede ser, por ejemplo, del tipo de membrana deformable, en el que una membrana presenta un lado en contacto con el interior de una cámara dispuesta a lo largo del circuito extracorpóreo y el lado opuesto se comunica con un transductor de presión conectado a su vez a una unidad 13 de control del aparato. La unidad 13 de control recibe la señal para la monitorización de la presión del circuito 6. El sensor 12 de presión puede comprender alternativamente un tubo que coloca el circuito extracorpóreo (en general una cámara de separación de sangre/aire) en comunicación con el transductor de presión y que está dotado de un dispositivo protector de transductor que tiene una membrana hidrófoba (también conocida como dispositivo de captura de sangre) de tipo conocido.

20 El aparato 1 comprende una memoria (que puede insertarse en la unidad 13 de control) que contiene al menos un valor de referencia V_R para discriminar un primer tipo de circuito extracorpóreo de un segundo tipo de circuito extracorpóreo. Pueden memorizarse dos o más valores de referencia V_{R1} , V_{R2} , etc., que discriminan entre tres o más tipos diferentes de circuito extracorpóreo. En el caso específico, el primer tipo de circuito extracorpóreo es diferente del segundo tipo de circuito extracorpóreo en la sección nominal de paso de fluido en al menos una extensión del circuito. En mayor detalle, los dos tipos de circuito extracorpóreo que pueden asociarse al aparato 1 de manera desechable (generalmente de un único uso o un limitado número de usos) comprenden un primer tipo de circuito adecuado para realizar tratamientos en pacientes adultos (conducto de sangre para adultos), y un segundo tipo de circuito adecuado para realizar un tratamiento en pacientes niños (conducto pediátrico de sangre). Los dos tipos de circuitos, para adultos y niños, difieren entre otras cosas en el diámetro interno del tubo de transporte de sangre; este diámetro es mayor en circuitos extracorpóreos para adultos y menor en circuitos extracorpóreos para niños. Tal como se conoce, en el ajuste de un tratamiento extracorpóreo para un niño en general, los valores fijados o deseados de los caudales de los diversos fluidos que van a usarse en el tratamiento (caudal de sangre, caudal de anticoagulante, caudal de fluido de diálisis, caudal de fluido de sustitución, caudal de fluido de infusión, etc.) son inferiores a los correspondientes valores fijados o deseados para un tratamiento destinado para un adulto.

25 El aparato 1 comprende además una interfaz de usuario para permitir el diálogo entre el operador y la unidad 13 de control (por ejemplo para ajustar los parámetros de tratamiento del aparato, para introducir o solicitar datos en o de la unidad 13 de control, para cambiar los parámetros de tratamiento, para recibir instrucciones o alarmas de la unidad de control, etc.). La interfaz de usuario (conocida y no ilustrada) puede comprender cualquier interfaz de usuario usada en la técnica anterior para un tratamiento de sangre extracorpóreo, tal como por ejemplo una interfaz de una máquina para hemodiálisis o hemo(dia)filtración.

30 El aparato 1 comprende un procesador (que puede insertarse en la unidad 13 de control) que está conectado a la bomba 10, al sensor 12 de presión y a la memoria. El procesador está programado para realizar las siguientes operaciones:

- a) controlar la bomba 10 para mover el fluido de cebado a lo largo del circuito 6 extracorpóreo a un primer valor de caudal ajustado o deseado Q_1 ;
- b) recibir del sensor 12 de presión un primer valor de presión P_1 al primer valor de caudal Q_1 (se conoce que el caudal real puede ser diferente del caudal ajustado o deseado; un sistema para medir o determinar el caudal real, por ejemplo un sistema de cálculo de un tipo conocido, puede implementarse en el aparato);
- c) recibir el valor de referencia V_R de la memoria;

d) procesar el primer valor de caudal Q_1 (y/o el valor de caudal real, calculado o medido) y/o el primer valor de presión P_1 con el primer valor de referencia V_R ;

e) determinar, basándose en el resultado del procesamiento anterior, si el circuito extracorpóreo pertenece (o no) al primer tipo o al segundo tipo de circuito extracorpóreo.

5

En la realización descrita la operación anterior d), el procesamiento, comprende la operación secundaria de calcular un parámetro que sea indicativo de la resistencia al flujo de una extensión de circuito extracorpóreo en condiciones nominales, en el que el cálculo usa un modelo matemático que relaciona la presión, el caudal (fijado o deseado o real) y la resistencia al caudal de la extensión de circuito. En mayor detalle, el modelo matemático puede representarse por la fórmula $R = \Delta P / Q$, en donde R es la resistencia al flujo de la extensión de circuito, ΔP es la caída de presión entre dos puntos de la extensión de circuito que están separados entre sí, y en la que se obtiene como resultado la presión o es al menos determinable, Q es el caudal (fijado o deseado o real) que atraviesa la extensión de circuito. La extensión de circuito que se considera en el cálculo es una extensión de tubo de transporte de sangre que tiene una sección transversal de diámetro constante y que va desde el sensor 10 de presión hasta el drenaje 11. La presión P_D en el drenaje 11 tiene un valor sustancialmente conocido. Midiendo la presión P_1 en el punto en el que opera el sensor 10, y conociendo el caudal Q_1 a lo largo del circuito extracorpóreo basándose, por ejemplo, en la velocidad Ω_1 de la bomba 10 de desplazamiento positivo (o determinando el caudal real por medio de uno cualquiera de los métodos de cálculo conocidos o mediante una detección de flujo), es posible calcular la resistencia R_1 de la extensión de circuito $R_1 = (P_1 - P_D) / Q_1$. El valor de referencia V_F puede comprender, por ejemplo, un valor de resistencia al flujo R_F que puede discriminar entre un circuito para adultos y un circuito para niños. En este caso la etapa e) de determinar el tipo de circuito comprenderá la comparación entre R_1 y R_F : si $R_1 < R_F$, entonces el circuito acoplado al aparato es un circuito para adultos, mientras que si $R_1 > R_F$, el circuito es uno pediátrico. En otro caso el valor de referencia V_F puede comprender, por ejemplo, un valor de presión predeterminado P_F . En este caso la presión de drenaje P_D se conoce durante la etapa de cebado, de modo que el valor de la presión P_1 se detecta a un caudal de cebado predeterminado Q_P (valor fijado o real), y por tanto el valor P_1 se compara con el valor de referencia P_F : si $P_1 < P_F$, el circuito es uno de adulto, mientras que si $P_1 > P_F$ el circuito es uno pediátrico. En este caso también se usa el modelo matemático que relaciona presión, caudal y resistencia al caudal, en la siguiente correlación: $R_F = (P_F - P_D) / Q_P$, en la que R_F es la resistencia de un circuito de referencia (hipotético o real), P_F es la presión medida por el sensor 12 de presión aplicada al circuito de referencia por el caudal de cebado predeterminado Q_P (fijado o real), P_D es la presión (conocida) en el drenaje al caudal predeterminado Q_P , de manera que sustancialmente el valor de referencia usado anteriormente P_F es igual a $R_F * Q_P + P_D$. En un tercer caso el valor de referencia V_F puede comprender, por ejemplo, un valor de caudal predeterminado Q_F . En este tercer caso se fija una condición de cebado para obtener un valor fijado P_P de la presión de cebado del sensor 12, tras lo cual se detecta el valor correspondiente del caudal Q_1 (por ejemplo basándose en la velocidad 10 de bombeo medida por un sensor conocido y no ilustrado), valor de caudal Q_1 que se compara con el valor de referencia Q_F . Si $Q_1 > Q_F$, el circuito es de tipo de adulto, mientras que si $Q_1 < Q_F$ el circuito es uno pediátrico. En este caso también se considera conocida la presión de drenaje P_D y la correlación entre presión, caudal y resistencia al caudal se usa implícitamente con la siguiente fórmula $R_F = (P_P - P_D) / Q_F$, en la que R_F es la resistencia de un circuito de referencia (hipotético o real), Q_F es el caudal circulante en un circuito de referencia, producido por la bomba 10 a la presión de cebado predeterminada P_P (fijada), P_D es la presión (conocida) en el drenaje, de manera que el valor de referencia anterior Q_F es sustancialmente igual a $(P_P - P_D) / R_F$.

La etapa d) del procesamiento puede incluir también el uso de otros modelos matemáticos, tales como por ejemplo los descritos en el documento EP 784493. El uso del modelo matemático descrito por la fórmula $R = (P_2 - P_1) / (Q_2 - Q_1)$ comprende las operaciones de medir dos valores de presión P_1 y P_2 a dos caudales diferentes Q_1 y Q_2 con el fin de calcular la resistencia R de una extensión de tubo de transporte de fluido que va a compararse con al menos un valor de referencia, por ejemplo una resistencia de referencia que discrimina entre un tubo de conducto de sangre para adultos y un tubo de conducto de sangre pediátrico. Con respecto al uso de modelos matemáticos más complejos para la determinación de la resistencia al caudal de circuito, véase la descripción del documento EP 784493.

El circuito 6 extracorpóreo en la figura 1 está configurado de manera que durante la operación a) en la que la bomba 10 se controla para desplazar el fluido de cebado a lo largo del circuito 6 extracorpóreo, y durante la operación b) de adquirir la presión del sensor 12, el fluido de cebado se mueve hacia el drenaje 11. Lo mismo es cierto para los circuitos del aparato de las figuras 2 y 3. La figura 4, por otra parte, muestra un aparato en el que en las operaciones a) y b) de control de bomba y adquisición de presión, previas a la siguiente operación d) de procesar los valores de caudal y/o de presión, el circuito está configurado en anillo y el fluido de cebado se hace recircular a lo largo del anillo (en este caso el uso de dos sensores de presión, separados entre sí, se concibe, con un sensor por ejemplo en el conducto 7 arterial y el otro en el conducto 8 venoso, con el fin de poner en relación la resistencia al flujo, la caída de presión y el caudal).

El aparato 1 comprende medios para mantener una presión constante o, en cualquier caso conocida, en el drenaje 11 mientras que el fluido de cebado se desplaza hacia el drenaje 11. En las figuras 5 a 8 se ilustran cuatro tipos diferentes de drenaje 11. Cada uno de los drenajes de las figuras 5 y 6 (drenaje de conexión simple) puede usarse como un drenaje 11 en cada uno de los aparatos de las figuras 1, 3 y 4. Cada uno de los drenajes de figuras 7 y 8 (drenajes de conexión doble) puede usarse como un drenaje 11 en el aparato de figura 2.

5 Con referencia a la figura 5, el drenaje 11 está dotado de un dispositivo de aspiración que en el caso específico comprende un tubo 14 venturi insertado en un conducto 15 de fluido. El tubo 14 venturi está configurado para aspirar fluido del extremo del circuito 6 extracorpóreo conectado al drenaje 11. El conducto 15 de fluido puede comprender una extensión del circuito de fluido mencionado anteriormente del aparato 1 (fluido de circuito de diálisis) conectada a la cámara 4 de fluido del dispositivo 2 de membrana. La presión de aspiración del tubo 14 venturi se conoce, por ejemplo por el uso de sensores (de tipo conocido y no ilustrados) que se conectan a la unidad 13 de control. La aspiración del tubo venturi puede ajustarse para hacer variar el caudal a lo largo del conducto 15 de fluido, usando medios conocidos y de un modo conocido.

10 Con referencia a la figura 6, el drenaje 11 está dotado, en este caso también, de un dispositivo de aspiración que en el caso específico comprende una bomba 16 de aspiración, por ejemplo una bomba de desplazamiento positivo. La entrada de la bomba 16 de aspiración está conectada al extremo del circuito 6 de sangre extracorpóreo conectado al drenaje 11. La bomba 16 de aspiración está dispuesta en un conducto 17 de fluido que puede, por ejemplo, ser parte del circuito de fluido del aparato (circuito de fluido de diálisis) que está conectada a la cámara 4 de fluido del dispositivo 2 de membrana. En particular el conducto 17 de fluido está interpuesto entre una salida de la cámara 4 de fluido y una descarga de fluido de tratamiento usado (conocido y no ilustrado) que sale de la cámara 4 en el transcurso del tratamiento. En particular la salida de la bomba 16 de aspiración está conectada a la descarga de fluido de tratamiento usado mencionada anteriormente, mientras que la entrada de la bomba 16 de aspiración está conectada a una salida del dispositivo de compensación de fluido del aparato 1. El conducto de fluido puede comprender una extensión del conducto de fluido de tratamiento usado. La entrada de la bomba 16 de aspiración está conectada adicionalmente a un sensor 18 de presión que a su vez está conectado a la unidad 13 de control para proporcionar una señal que indica la presión de drenaje 11.

20 El procesador de la unidad 13 de control está programado para realizar las operaciones adicionales de:

f) adquirir un valor de presión P_D en el drenaje 11; y

g) usar también el valor de presión en el drenaje P_D en la operación d) que va a procesarse.

Algunos ejemplos de cómo se realizan las operaciones anteriores f) y g) se han descrito en el presente documento anteriormente.

25 Obsérvese que el valor de referencia puede comprender, además de uno o más valores que sirven para discriminar entre dos o más tipos de circuito, asimismo, además o alternativamente, dos o más intervalos de valores, asociándose cada intervalo a un tipo correspondiente de circuito extracorpóreo. El intervalo de valores puede comprender valores de resistencia al flujo, valores de presión, valores de caudal, u otros valores que dependen de éstos o que influyen en los mismos. En este caso las operaciones d) y e) de elaborar la(s) señal(es) de presión/ caudal y de determinar si el circuito extracorpóreo pertenece o no a un tipo específico de circuito extracorpóreo, pueden comprender la operación secundaria de verificar a qué intervalo(s) de valores de referencia se refiere(n) el/los valor(es) relativos a la(s) señal(es) de presión/caudal.

30 El procesador 13 de la unidad de control está programado para proporcionar, basándose en la determinación del tipo de circuito al cual pertenece el circuito 6 extracorpóreo, un ajuste para realizar un tratamiento convencional adecuado para el tipo de circuito identificado. Por tanto, por ejemplo, si el procesador determina que el circuito extracorpóreo acoplado al aparato 1 de tratamiento extracorpóreo es un circuito pediátrico, el procesador automáticamente impone el parámetro para un tratamiento convencional para un niño (con la opción de confirmar o modificar el tratamiento fijado por medio de la interfaz de usuario).

40 El procesador también está programado para operar en una modalidad adicional (la modalidad deseada puede seleccionarse previamente por medio de la interfaz de usuario) en la que se realizan las siguientes operaciones:

h) adquirir el ajuste para un tratamiento que va a llevarse a cabo con el circuito 6 extracorpóreo;

i) verificar si el tipo de circuito al cual pertenece el circuito extracorpóreo es compatible con el tratamiento que va a llevarse a cabo.

45 La adquisición del ajuste anteriormente descrito puede producirse como se describió anteriormente, por medio de la interfaz de usuario.

Como ya se ha mencionado, el procesador está programado para realizar las operaciones adicionales de:

j) controlar la bomba 10 para desplazar el fluido de cebado a lo largo del circuito extracorpóreo a un segundo valor de caudal Q_2 ;

50 k) recibir un segundo valor de presión P_2 del sensor 12 de presión, al segundo valor de caudal Q_2 (fijado o deseado o real, calculado o medido);

l) procesar los valores de caudal Q_1 y Q_2 primero y segundo y/o los valores de presión P_1 y P_2 primero y segundo con un valor de referencia (o con un intervalo de valores de referencia), o con los valores de referencia (o con los intervalos de valores de referencia);

m) determinar, basándose en el resultado del procesamiento anterior, si el circuito extracorpóreo pertenece al primer tipo o al segundo tipo de circuito extracorpóreo (o aún a otros tipos de circuito extracorpóreo).

Con referencia a la figura 2, los elementos similares a la figura 1 se indican usando los mismos números. El circuito 6 extracorpóreo comprende el conducto 7 arterial y el conducto 8 venoso, cada uno de los cuales presenta un extremo conectado al drenaje 11. En el caso específico el drenaje 11 está conectado a dos extremos del circuito 6 extracorpóreo. En la realización ilustrada los extremos comprenden el extremo de paciente del conducto 7 arterial y el extremo de paciente del conducto 8 venoso. Los extremos de paciente están configurados para la conexión con el dispositivo de acceso vascular para acceder al sistema vascular del paciente. Los extremos de paciente de cada conducto 7 y 8 son opuestos a los correspondientes extremos de dispositivo que en cambio están configurados para la conexión con la cámara 3 de sangre del dispositivo 2 de membrana. El conducto 8 venoso está dotado de un sensor 19 de presión. Tanto el conducto 7 arterial como el conducto 8 venoso están dotados de una abrazadera 20 de bloqueo controlada por la unidad de control (no ilustrada por motivos de simplicidad). El aparato de la figura 2 puede estar dotado, alternativamente o además de las fuentes 9 y 9', de una segunda fuente 9" adicional (representada por una línea discontinua) que comprende un recipiente de fluido de cebado conectado al conducto 7 arterial, por ejemplo por medio de un conducto auxiliar. El drenaje 11 del aparato de la figura 2 puede comprender un drenaje como el de la figura 7 o la figura 8, en el que los mismos elementos del drenaje de las figuras 5 y 6 se han indicado usando los mismos números. Con respecto al último, presentan dos válvulas 21 de retención, una para cada conducto 22 de descarga conectadas al respectivo conducto 7 arterial o conducto 8 venoso. El funcionamiento de los drenajes de las figuras 7 y 8 es sustancialmente como el funcionamiento de los drenajes de las figuras 5 y 6, con la posible diferencia de que una de las abrazaderas 20 (por ejemplo la abrazadera venosa) está cerrada durante el procedimiento descrito anteriormente en la operación a) de controlar el caudal (por ejemplo en el conducto arterial cuando la abrazadera venosa está cerrada) y en la operación b) de adquirir la presión (por ejemplo en el conducto arterial cuando la abrazadera venosa está cerrada).

Con referencia a la figura 3, los elementos que son los mismos que en las figuras 1 y 2 se han indicado usando los mismos números. En este caso el extremo de paciente del conducto 8 venoso está conectado a la fuente 9 de fluido de cebado, mientras que el extremo de paciente del conducto 8 arterial está conectado al drenaje 11. Alternativamente el extremo de paciente del conducto 8 venoso puede estar conectado al drenaje 11, y el extremo de paciente del conducto 8 arterial a la fuente 9 de fluido de cebado. El drenaje 11 puede comprender una u otra de las configuraciones de las figuras 5 y 6.

En referencia a la figura 4, los elementos de las figuras 1 a 3 que son los mismos se han indicado usando los mismos números. En este caso el conducto 7 arterial y el conducto 8 venoso están conectados entre sí tal como para formar una conformación en anillo. Un conducto de descarga se bifurca del anillo para conectarse al drenaje 11. Los dos extremos de paciente del conducto 7 arterial y el conducto 8 venoso pueden acoplarse a otro 8 por ejemplo por medio de un conector intermedio de tipo conocido y no ilustrado): en este caso el conducto de descarga que se bifurca del anillo podría ser un conducto de servicio del conducto arterial o del conducto venoso, tal como por ejemplo un conducto conectado a la parte superior de una cámara de separación de sangre/aire del conducto arterial o del conducto venoso. También es posible formar la configuración en anillo al unir conjuntamente un extremo de paciente (del conducto 7 arterial o del conducto 8 venoso) a un extremo de un conducto de servicio (conectado al conducto 8 venoso o, respectivamente, al conducto 7 arterial); en este caso el otro extremo de paciente (del conducto 8 venoso o, respectivamente, del conducto 7 arterial) está conectado al drenaje 11. El drenaje 11 del aparato de la figura 4 puede comprender cualquiera de las configuraciones de las figuras 5 y 6.

Con referencia al aparato de las figuras 2 a 4, los procedimientos de reconocimiento del tipo de circuito extracorpóreo, realizados por la unidad de control de los distintos aparatos (similar a la unidad 13 de la figura 1 y no ilustrada) comprenden los procedimientos de reconocimiento descritos anteriormente.

Los sistemas de reconocimiento descritos en el presente documento, de la presente invención, permiten el reconocimiento de si un circuito extracorpóreo de tipo desechable para adultos se ha montado en el aparato de tratamiento en lugar de uno para niños, y viceversa. De este modo puede evitarse un intercambio accidental de circuitos, que podría provocar daños a un paciente.

Los valores fijados de prescripción de tratamiento pueden incluir una categorización de paciente adulto/niño. Cada uno de los aparatos descritos anteriormente puede configurarse con una detección de modo de adulto/niño. En este caso la prescripción de tratamiento comprende la selección de adulto/niño. El proceso de detección de la presente invención se activa entonces durante el procedimiento de cebado. Si el proceso de detección reconoce que el circuito de sangre coincide con la selección de adulto/niño, no se genera alerta para el usuario, si no que el controlador opera una intervención automática, por ejemplo una parada del procedimiento de cebado y/o una alerta al usuario (alarma/advertencia visible en la pantalla y/o sonora). Si el aparato no está configurado con una detección de modo de adulto/niño, entonces puede activarse una detección de tratamiento durante el modo de cebado; si se detecta un conducto de adulto (o niño), entonces un recordatorio o aviso, por ejemplo "conducto de adulto (o niño) detectado", se visualiza en la pantalla de la interfaz de usuario y se visualiza adicionalmente una petición de confirmación antes de conectar al paciente o durante el procedimiento de cebado.

REIVINDICACIONES

1. Aparato para tratamiento de sangre extracorpóreo, que comprende:
un dispositivo de membrana para tratamiento de sangre extracorpóreo, que comprende una cámara de sangre y una cámara de fluido que están separadas entre sí por una membrana semipermeable;
- 5 un circuito extracorpóreo conectado a la cámara de sangre del dispositivo de membrana;
una fuente de un fluido de cebado conectada al circuito extracorpóreo;
una bomba conectada al circuito extracorpóreo para desplazamiento de fluido;
un drenaje conectado a un extremo del circuito extracorpóreo para descarga del fluido de cebado;
un sensor de presión conectado al circuito extracorpóreo;
- 10 una memoria que almacena al menos un valor de referencia para discriminar al menos un primer tipo de circuito extracorpóreo de al menos un segundo tipo de circuito extracorpóreo, siendo el primer tipo de circuito extracorpóreo diferente del segundo tipo de circuito extracorpóreo en que existe una diferencia en una sección nominal de paso de fluido a través del mismo;
- 15 un procesador conectado a la bomba, al sensor de presión y a la memoria, estando el procesador programado para realizar las siguientes operaciones:
 - i. controlar la bomba para mover el fluido de cebado a lo largo del circuito extracorpóreo hasta un primer valor de caudal;
 - ii. recibir del sensor de presión un primer valor de presión al primer valor de caudal;
 - iii. recibir el valor de referencia de la memoria;
 - iv. procesar el primer valor de caudal y/o el primer valor de presión con el valor de referencia;
 - 20 v. determinar, basándose en el resultado del procesamiento anterior, si el circuito extracorpóreo pertenece o no al primer tipo o al segundo tipo de circuito extracorpóreo.
2. Aparato según la reivindicación 1, en el que dicha operación de procesamiento comprende calcular un parámetro que indica una resistencia al flujo de una extensión de circuito extracorpóreo en condiciones nominales, usando dicho cálculo un modelo matemático que relaciona la presión, el caudal y la resistencia al caudal en la extensión de circuito extracorpóreo, en particular siendo el valor de referencia indicativo de una resistencia al flujo de una extensión de referencia de circuito extracorpóreo en condiciones nominales.
- 25 3. Aparato según la reivindicación 1 ó 2, en el que el circuito extracorpóreo está configurado de tal modo que durante dicha operación de controlar la bomba para desplazar el fluido de cebado a lo largo del circuito extracorpóreo a un primer valor de caudal, el fluido de cebado se desplaza hacia el drenaje, en particular el aparato que comprende medios para mantener una presión constante en el drenaje mientras el fluido de cebado se desplaza hacia el drenaje a un primer valor de caudal y estando el procesador programado para realizar operaciones adicionales de:
 - 30 vi. adquirir un valor de presión en el drenaje; y
 - vii. usar el valor de presión en el drenaje en dicha operación de procesamiento.
- 35 4. Aparato según la reivindicación 1 ó 2, en el que al menos una parte del circuito extracorpóreo está configurado como un anillo de manera que durante dicha operación de controlar la bomba para desplazar el fluido de cebado a lo largo del circuito extracorpóreo a un primer caudal, el fluido de cebado se hace recircular a lo largo del anillo, en particular siendo la bomba una bomba de sangre acoplada al circuito extracorpóreo y más en detalle el sensor de presión opera en una extensión del circuito extracorpóreo dispuesta entre la bomba y el extremo para la descarga del fluido de cebado.
- 40 5. Aparato según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el valor de referencia es un valor de presión de referencia, y en el que dicha operación de procesamiento comprende una comparación del primer valor de presión con el valor de presión de referencia o en el que el valor de referencia es un valor de caudal de referencia, y en el que dicha operación de procesamiento comprende comparar el primer valor de caudal con el valor de caudal de referencia, en particular el primer valor de presión, o el primer valor de caudal, siendo un valor preajustado.
- 45 6. Aparato según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el al menos un valor de referencia comprende una pluralidad de intervalos de valores, estando cada uno de la pluralidad de intervalos de valores asociado a un tipo correspondiente de circuito extracorpóreo.
7. Aparato según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el procesador está programado para realizar operaciones adicionales de:

- viii. adquirir un ajuste para un tratamiento que va a realizarse con el circuito extracorpóreo;
- ix. verificar si el tipo de circuito al cual pertenece el circuito extracorpóreo es o no compatible con el tratamiento que va a realizarse;
- 5 x. proporcionar opcionalmente, basándose en la determinación del tipo de circuito al cual pertenece el circuito extracorpóreo, un ajuste para realizar un tratamiento.
8. Aparato según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el procesador está programado para realizar las siguientes operaciones de:
- xi. controlar la bomba para desplazar el fluido de cebado a lo largo del circuito extracorpóreo a un segundo caudal;
- xii. recibir un segundo valor de presión del sensor de presión al segundo caudal;
- 10 xiii. procesar los valores de caudal primero y segundo y/o de presión primero y segundo con el valor de referencia;
- xiv. basándose en el resultado de dicho procesamiento, determinar si el circuito extracorpóreo pertenece al primer o al segundo tipo de circuito extracorpóreo.
9. Método para la preparación de un aparato de tratamiento de sangre extracorpóreo, que comprende las etapas de:
- 15 proporcionar un dispositivo de membrana para tratamiento de sangre extracorpóreo, que comprende una cámara de sangre y una cámara de fluido separadas por una membrana semipermeable;
- conectar un circuito extracorpóreo a la cámara de sangre del dispositivo de membrana;
- conectar una fuente de fluido de cebado al circuito extracorpóreo;
- conectar una bomba de desplazamiento de fluido al circuito extracorpóreo;
- 20 conectar un drenaje para descarga de fluido de cebado a un extremo del circuito extracorpóreo;
- conectar un sensor de presión al circuito extracorpóreo;
- almacenar en una memoria al menos un valor de referencia para discriminar al menos un primer tipo de circuito extracorpóreo de al menos un segundo tipo de circuito extracorpóreo, siendo el primer tipo de circuito extracorpóreo diferente del segundo tipo de circuito extracorpóreo por una sección nominal de paso de fluido;
- 25 controlar la bomba para desplazar el fluido de cebado a lo largo del circuito extracorpóreo a un primer valor de caudal;
- tomar una primera lectura de valor de presión del sensor de presión al primer caudal;
- procesar el primer valor de caudal y/o el primer valor de presión con el valor de referencia;
- determinar, basándose en el resultado de dicho procesamiento, si el circuito extracorpóreo pertenece o no al primer tipo o al segundo tipo de circuito extracorpóreo.
- 30 10. Método según la reivindicación 9, en el que la etapa de procesamiento comprende calcular un parámetro que es indicativo de una resistencia al flujo de una extensión de circuito extracorpóreo en condiciones nominales, usando el cálculo un modelo matemático que relaciona la presión, el caudal y la resistencia al flujo de la extensión de circuito, en particular siendo el valor de referencia indicativo de una resistencia al flujo de una extensión de referencia de circuito extracorpóreo en condiciones nominales.
- 35 11. Método según la reivindicación 9 ó 10, que comprende una etapa de configurar el circuito extracorpóreo de tal modo que, durante la etapa de controlar la bomba para desplazar el fluido de cebado a lo largo del circuito extracorpóreo a un primer caudal, el fluido de cebado se desplaza hacia el drenaje, comprendiendo el método particularmente una etapa de mantener una presión constante en el drenaje mientras el fluido de cebado se desplaza hacia el drenaje a un primer caudal y:
- 40 adquirir un valor de presión en el drenaje; y
- usar el valor de presión en el drenaje en dicha etapa de procesamiento.
12. Método según la reivindicación 9 ó 10, que comprende una etapa de configurar al menos una parte del circuito extracorpóreo en un anillo y hacer recircular el fluido de cebado a lo largo del anillo durante la etapa de controlar la bomba para desplazar el fluido de cebado a lo largo del circuito extracorpóreo a un primer caudal, en particular siendo la bomba una bomba de sangre que está acoplada al circuito extracorpóreo y en más detalle comprendiendo el método una etapa
- 45

de disponer el sensor de presión para operar en una extensión del circuito extracorpóreo dispuesta entre la bomba y el extremo para la descarga de fluido de cebado.

- 5 13. Método según una cualquiera de las reivindicaciones 9 a 12, en el que el valor de referencia es un valor de presión de referencia, y en el que la etapa de procesamiento comprende comparar el primer valor de presión con el valor de presión de referencia, o en el que el valor de referencia es un valor de caudal de referencia, y en el que la etapa de procesamiento comprende comparar el primer valor de caudal con el valor de caudal de referencia, en particular comprendiendo el método una etapa de preajustar el primer valor de presión, o el primer valor de caudal, comprendiendo opcionalmente el al menos un valor de referencia una pluralidad de intervalos de valores, estando cada intervalo asociado a un tipo correspondiente de circuito extracorpóreo.
- 10 14. Método según una cualquiera de las reivindicaciones 9 a 13, que comprende etapas adicionales de:
adquirir un ajuste de un tratamiento que va a realizarse con el circuito extracorpóreo;
verificar si el tipo de circuito al cual pertenece el circuito extracorpóreo es o no compatible con el tratamiento que va a realizarse;
15 proporcionar opcionalmente, basándose en la determinación del tipo de circuito al cual pertenece el circuito extracorpóreo, un ajuste para realizar un tratamiento.
15. Método según cualquiera de las reivindicaciones 9 a 14, que comprende etapas adicionales de:
controlar la bomba para desplazar el fluido de cebado a lo largo del circuito extracorpóreo a un segundo valor de caudal;
recibir un segundo valor de presión del sensor de presión al segundo valor de caudal;
procesar los valores de caudal primero y segundo y/o de presión primero y segundo con el valor de referencia;
- 20 determinar, basándose en el resultado de dicho procesamiento, si el circuito extracorpóreo pertenece o no al primer tipo o al segundo tipo de circuito extracorpóreo.

FIG 4

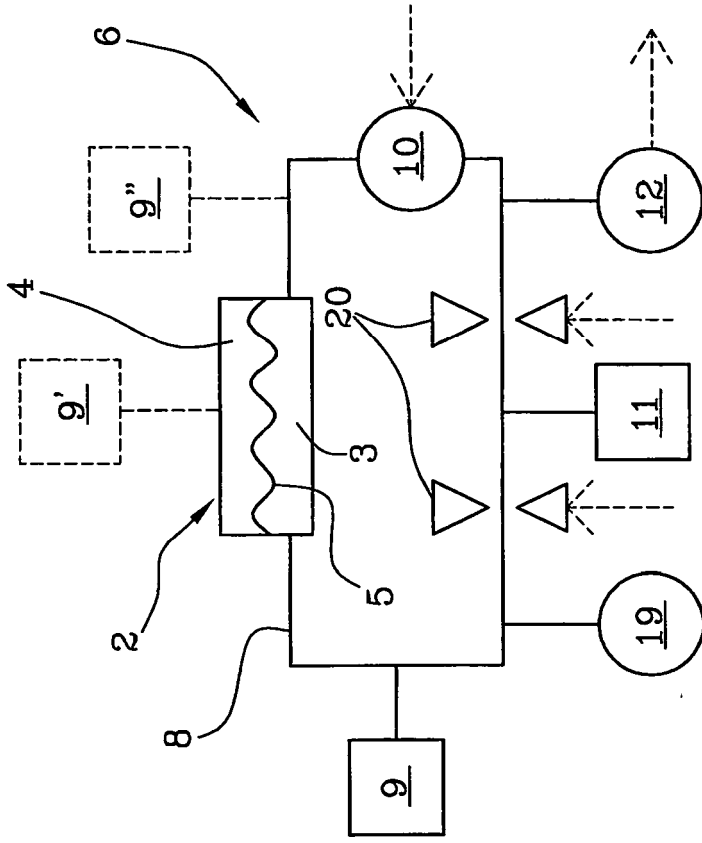


FIG 3

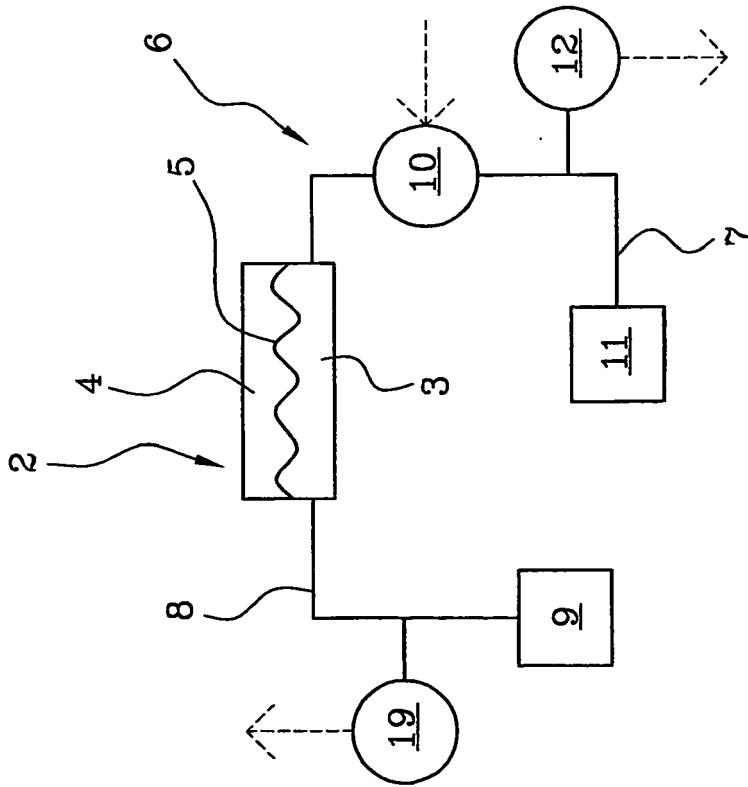


FIG 7

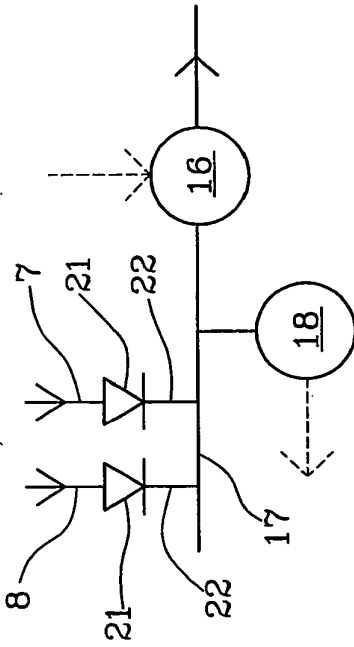


FIG 8

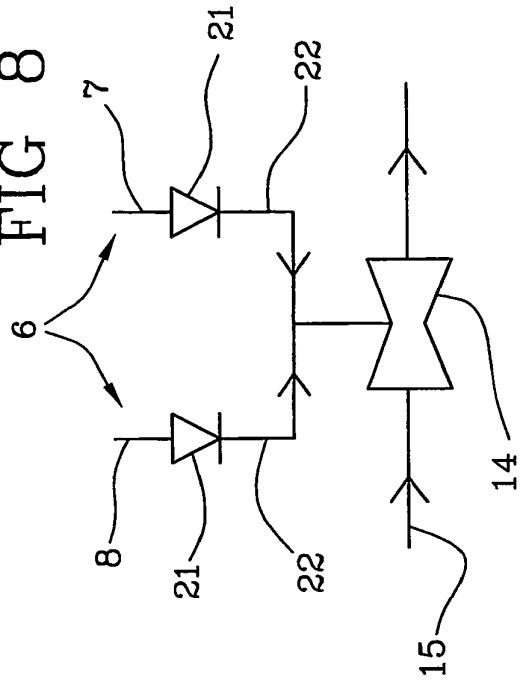


FIG 5

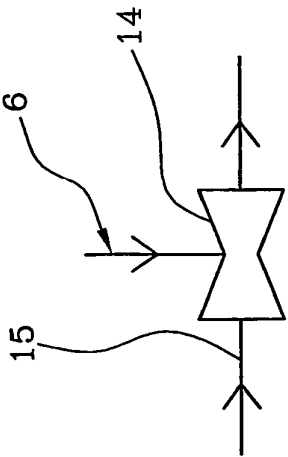


FIG 6

