

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 633 639**

51 Int. Cl.:

**A61M 1/14** (2006.01)

**A61M 1/36** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **07.05.2013 PCT/EP2013/001355**

87 Fecha y número de publicación internacional: **14.11.2013 WO13167264**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **07.05.2013 E 13726105 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **19.04.2017 EP 2846852**

54 Título: **Dispositivo para el tratamiento de sangre extracorporeal para determinar una tasa de flujo de sangre para un dispositivo de tratamiento de sangre extracorporeal**

30 Prioridad:

**10.05.2012 DE 102012009192**  
**10.05.2012 US 201261645103 P**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**22.09.2017**

73 Titular/es:

**FRESENIUS MEDICAL CARE DEUTSCHLAND  
GMBH (100.0%)**  
**Else-Kröner-Strasse 1**  
**61352 Bad Homburg v.d.H., DE**

72 Inventor/es:

**KOPPERSCHMIDT, PASCAL y**  
**WEHMEYER, WOLFGANG**

74 Agente/Representante:

**CARVAJAL Y URQUIJO, Isabel**

ES 2 633 639 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

Dispositivo para el tratamiento de sangre extracorporeal para determinar una tasa de flujo de sangre para un dispositivo de tratamiento de sangre extracorporeal.

5 La presente invención hace referencia a un dispositivo para el tratamiento de sangre extracorporeal (véase por ejemplo la solicitud US20100168641), en donde sangre circula en un circuito de sangre extracorporeal a través de una línea de sangre arterial, hacia la cámara de sangre de un dializador separado a través de una membrana semipermeable en la cámara de sangre y una cámara de líquido de diálisis, y a través de una línea de sangre venosa circula desde la cámara de sangre.

10 Se conocen diferentes métodos para el tratamiento de sangre extracorporeal, por ejemplo la hemodiálisis, la hemofiltración, así como la combinación de ambos métodos, conocida como hemodialfiltración. Durante el tratamiento de hemodiálisis, la sangre del paciente y un líquido de diálisis, preferentemente en contraflujo, circulan respectivamente con una tasa de flujo predeterminada a lo largo de la membrana semipermeable que separa el dializador en la cámara de sangre y la cámara de líquido de diálisis.

15 Para optimizar los métodos de tratamiento de sangre es conocido el hecho de determinar parámetros característicos para el tratamiento de la sangre. Entre los parámetros característicos mencionados se encuentran en particular los parámetros que describen la potencia de intercambio del dializador. La potencia de intercambio del dializador puede describirse a través de la depuración, la cual para una sustancia determinada denomina aquel volumen de sangre virtual que por minuto es liberado completamente de esa sustancia, a través del dializador. La dialización es otro término que se utiliza para determinar la capacidad de potencia del dializador, en donde también se considera la concentración de la sustancia que participa en el intercambio de sustancias en el dializador, en el líquido de diálisis.

20 La depuración, así como la dialización, dependen a su vez decisivamente de la tasa de flujo de sangre predeterminada con la cual la sangre del paciente circula a través de la cámara de sangre del dializador. La depuración aumenta al incrementarse la tasa de flujo de sangre. Por lo tanto, el tratamiento de la sangre debe tener lugar con una tasa de flujo de sangre lo más elevada posible. Sin embargo, en la práctica se encuentran presentes límites para el aumento del flujo de sangre.

25 El acceso vascular que limita la presión de entrada arterial y la presión de retorno venosa en las líneas de sangre representa un límite superior para el flujo de sangre. Un aumento de la tasa de flujo de sangre con la cual la bomba de sangre transporta la sangre a través de las líneas de sangre, conduce a un aumento de la presión de succión de la bomba de sangre, debido a lo cual colapsa el vaso sanguíneo o la aguja de punción puede succionar en la pared del vaso sanguíneo. En ese caso se activa una alarma de presión arterial. Dependiendo de la condición del acceso vascular, los valores límite para el flujo de sangre son diferentes en cada paciente. También en el mismo paciente resultan valores límite diferentes para el flujo de sangre, ya que por ejemplo las derivaciones colocadas recientemente (fístula arterio-venosa) en general son relativamente inestables y no resisten presiones demasiado elevadas. Los valores máximos comunes para las presiones de entrada se ubican en el rango de -200 mmHg a -150 mmHG, para las presiones de retorno se tolera hasta +150 mmHg a +200 mmHg. El nivel del flujo de sangre presenta una importancia diferente también en las cánulas de punción, ya que las cánulas con un diámetro reducido poseen una resistencia de flujo más elevada que aquellas con un diámetro de gran tamaño.

30 Hasta el momento, la regulación del flujo de sangre tiene lugar de forma manual considerando los valores especificados. Con frecuencia, condicionado por la costumbre, se regula un valor que ha resultado conveniente en la práctica, por ejemplo 300 ml/min, 350 ml/min o 400 ml/min, si bien la sangre y la fisiología del paciente permiten en principio la regulación de valores diferentes.

35 En la solicitud US 2010/0168641 A1 se describe un dispositivo de tratamiento de sangre que dispone de un dispositivo de control para regular la tasa de flujo de la bomba de sangre. El dispositivo de control monitorea la presión en la vena y, en función de la presión medida, regula un valor para la tasa de flujo de la bomba de sangre, con el cual no puede producirse un colapso de la vena. La dependencia de la tasa del flujo de sangre de la presión en la vena para el respectivo dispositivo de tratamiento de sangre se describe a través de un algoritmo que se encuentra almacenado en una memoria.

40 El objeto de la presente invención consiste en crear un dispositivo para el tratamiento de sangre extracorporeal, el cual prevea una optimización de la tasa de flujo de sangre que debe ser predeterminada, en el sentido de una maximización de la potencia de intercambio del dializador.

45 De acuerdo con la invención, dicho objeto se alcanzará a través de las características de la reivindicación 1. En las reivindicaciones dependientes se indican formas de ejecución ventajosas de la invención.

- 5 El dispositivo de acuerdo con la invención prevé determinar una cantidad de índices característicos (parámetros) para el tratamiento de sangre extracorporeal, en particular para el circuito de sangre extracorporeal, donde respectivamente en función de uno de los parámetros característicos se determina una tasa de flujo de sangre determinada. El principio básico de la invención consiste en seleccionar una tasa de flujo de sangre a partir de la cantidad de las tasas de flujo de sangre determinadas en base a los parámetros característicos, donde dicha tasa es predeterminada para el tratamiento de sangre. La tasa de flujo de sangre que debe ser predeterminada se selecciona en base a un algoritmo predeterminado que puede implementarse en un software o un hardware instalado en una unidad de procesamiento de datos. De este modo, como un algoritmo se entiende toda especificación unívoca que permita una selección automática de la tasa de flujo de sangre.
- 10 En el dispositivo de acuerdo con la invención para el tratamiento de sangre extracorporeal, el dispositivo para predeterminar la tasa de flujo de sangre está diseñado de manera que en base al criterio de selección predeterminado tiene lugar una selección automática de la respectiva tasa de flujo de sangre. El dispositivo para predeterminar la tasa de flujo de sangre presenta una unidad de procesamiento de datos separada, la cual se encuentra programada de manera que en base al algoritmo predeterminado se selecciona la tasa de flujo de sangre con la cual son operados los medios para transportar sangre en el circuito de sangre extracorporeal, por ejemplo la bomba de sangre dispuesta en la línea de sangre arterial.
- 15 Los dispositivos para determinar las tasas de flujo de sangre en función de los parámetros característicos pueden ser los mismos dispositivos de regulación que regulan el flujo de sangre en función de los respectivos parámetros. De este modo, los dispositivos de regulación individuales del dispositivo para predeterminar la tasa de flujo de sangre proporcionan recomendaciones sobre el flujo de sangre en base a los parámetros característicos monitoreados independientemente unos de otros. También el dispositivo para predeterminar la tasa de flujo de sangre puede ser nuevamente en sí mismo un dispositivo de control que regula el flujo de sangre en función de los parámetros característicos correspondientes, en base a los cuales el dispositivo ha realizado la selección.
- 20 El algoritmo para seleccionar la tasa de flujo de sangre que debe predeterminarse para el tratamiento de sangre puede prever diferentes criterios de selección. Preferentemente, entre las tasas de flujo de sangre recomendadas se selecciona la tasa de flujo de sangre con la cual un tratamiento de sangre puede ser realizado con gran seguridad. En la práctica, por lo tanto, el criterio de selección consistirá en seleccionar el valor más bajo de las tasas de flujo de sangre recomendadas.
- 25 En una forma de ejecución preferente de la invención, en la selección de la tasa de flujo de sangre óptima no sólo se incluyen las tasas de flujo de sangre determinadas dinámicamente en función de los parámetros característicos, sino también tasas de flujo de sangre estáticas predeterminadas que predefinen un valor máximo y/o un valor mínimo para el flujo de sangre. Gracias a ello es posible considerar valores mínimos o máximos para el flujo de sangre en la selección de la tasa de flujo de sangre óptima. Debido a ello se incrementa además la seguridad del tratamiento de sangre.
- 30 Para la invención fundamentalmente es importante qué parámetros característicos se emplean para la determinación de las tasas de flujo de sangre individuales. Dichos parámetros son en particular aquellos que se relacionan estrechamente con la modificación de la tasa de flujo de sangre. Se prevé en particular el monitoreo de la depuración que describe la potencia de intercambio de sustancias del dializador y/o el monitoreo de la presión arterial en la línea de sangre arterial y/o el monitoreo de la presión venosa en la línea de sangre venosa. La determinación de los parámetros característicos mencionados para el tratamiento de sangre es conocida por el experto. Los dispositivos para determinar dichos parámetros corresponden al estado del arte.
- 35 En otra forma de ejecución especialmente preferente se prevé también determinar un parámetro característico para la cantidad de microburbujas que se encuentran en la sangre, ya que no puede superarse un volumen determinado de las microburbujas disueltas en la sangre. Un dispositivo para determinar un parámetro característico de esa clase pertenece también al estado del arte. La formación de microburbujas (cavitación) puede tener lugar en base a la presión arterial negativa. Además, la falta de estanqueidad en el sistema de tubos flexibles para la sangre, en combinación con una presión de la sangre negativa en el tubo flexible para la sangre, en comparación con la presión externa, puede conducir a la formación de microburbujas.
- 40 En otra forma de ejecución especialmente preferente, el dispositivo para predeterminar la tasa de flujo de sangre, como valor inicial para el tratamiento de sangre, predetermina una tasa de flujo de sangre con la cual ha finalizado un tratamiento de sangre precedente del mismo paciente. Sin embargo, en principio es posible también predeterminar como valor inicial una tasa de flujo de sangre con la cual ha comenzado un tratamiento precedente. Sin embargo, la predeterminación del flujo de sangre al final del tratamiento ofrece al paciente mayor seguridad, ya que la tasa de flujo de sangre en general disminuye durante el transcurso del tratamiento debido al espesamiento de la sangre.
- 45
- 50
- 55

El dispositivo de acuerdo con la invención posibilita una maximización del volumen de sangre tratado dentro de un tiempo de tratamiento predeterminado, sin que pueda producirse un daño en la sangre o en los vasos sanguíneos. De este modo, el flujo de sangre puede adecuarse dinámicamente a las condiciones variables. Se optimiza en conjunto la potencia de limpieza para moléculas pequeñas y grandes. Con el dispositivo de acuerdo con la invención puede reducirse al mínimo también la cantidad de alarmas, en particular de alarmas de presión, durante el tratamiento de la sangre.

La selección de la tasa de flujo de sangre óptima preferentemente es indicada por el personal de servicio. Por ejemplo, en una unidad de visualización, al personal puede mostrarse en cuál de los parámetros característicos determinados se basa la selección de la tasa de flujo de sangre. Esto permite observar modificaciones del acceso vascular y evaluar la calidad de la punción, de manera que pueden demostrarse tendencias a largo plazo con respecto al volumen de sangre tratado.

A continuación se explica en detalle un ejemplo de ejecución de la invención haciendo referencia a los dibujos.

Las figuras muestran:

Figura 1: los componentes esenciales del dispositivo de tratamiento de sangre de acuerdo con la invención con el dispositivo para predeterminar la tasa de flujo de sangre en una representación esquemática muy simplificada; y

Figura 2: la unidad central de cálculo y de control del dispositivo de tratamiento de sangre de acuerdo con la invención en una representación esquemática simplificada.

El dispositivo de tratamiento de sangre, por ejemplo un dispositivo para hemodiálisis, presenta un dializador 1 que se encuentra dividido a través de una membrana semipermeable 2 en una cámara de sangre 3 y una cámara de líquido de diálisis 4. La entrada de la cámara de sangre 3 está conectada con un extremo de la línea de suministro de sangre 5, mientras que la salida de la cámara de sangre 3 está conectada con el otro extremo de una línea de descarga de sangre 6. Los otros extremos de la línea de suministro y de descarga de sangre 5, 6 están conectados con una aguja arterial o venosa 5', 6'; la cual se encuentra conectada al acceso vascular del paciente, no representado. Las líneas de suministro y de descarga de sangre 5, 6, junto con la cámara de sangre 3 del dializador 1, representan el circuito de sangre extracorporal I del dispositivo de tratamiento de sangre.

El sistema de líquido de diálisis II del dispositivo de tratamiento de sangre comprende un dispositivo 7 para preparar el líquido de diálisis, el cual parte desde una línea de suministro de líquido de diálisis 8 que conduce a la cámara de líquido de diálisis 4. Desde la cámara de líquido de diálisis 4 parte una línea de descarga de líquido de diálisis 9 que conduce a una salida 10.

En la línea de suministro de sangre 5 está dispuesta una bomba de sangre 11, mientras que en la línea de descarga de líquido de diálisis 9 está dispuesta una bomba de líquido de diálisis 12. Durante el tratamiento de sangre, la bomba de sangre 11 transporta sangre desde el paciente, a través de la línea de sangre arterial 5, hacia la cámara de sangre 3, y desde la cámara de sangre 3, a través de la línea de sangre venosa 6, hacia el paciente.

El dispositivo de tratamiento de sangre comprende una unidad central de control y de cálculo 13 que, mediante líneas de control 11' y 12', está conectada con la bomba de sangre 11, así como con la bomba de líquido de diálisis 12, para poder regular la tasa de flujo de sangre, así como la tasa de líquido de diálisis.

Durante el tratamiento de sangre se monitorean diferentes parámetros característicos para el tratamiento de sangre. Para ello, el dispositivo de tratamiento de sangre dispone de varios dispositivos con los cuales se determina respectivamente un índice característico (parámetro). Dichos dispositivos se representan en la figura 1 sólo de forma esquemática. Los dispositivos representados sólo se muestran a modo de ejemplo. Sin embargo, en principio también es posible monitorear sólo un parámetro característico.

El dispositivo para el tratamiento de sangre dispone de un dispositivo 14 para determinar la depuración  $K$  o la modificación de la depuración  $\Delta K$  en el caso de un aumento del flujo de sangre  $Q_B(t)$ . Un método y un dispositivo para determinar la depuración se describen por ejemplo en la solicitud EP 0 845 273 A. La depuración  $K$  aumenta al incrementarse el flujo de sangre. Sin embargo, el aumento usualmente no es lineal, puesto que con un flujo de sangre extracorporal aumentado se produce también una recirculación aumentada de la sangre a través de la fístula del paciente. Debido a ello, la depuración se aproxima a un valor límite en el caso de un flujo de sangre aumentado.

Junto con el dispositivo para determinar la depuración, el dispositivo de tratamiento de sangre presenta un dispositivo 15 para determinar la presión arterial  $P_a(t)$  en la línea de sangre arterial 5 y un dispositivo 16 para determinar la presión venosa  $P_v(t)$  en la línea de sangre 6. La presión arterial y la presión venosa pueden ser monitoreadas automáticamente por sensores correspondientes. Un dispositivo para medir la presión arterial y venosa se conoce por ejemplo por la solicitud EP 2 383 004 A1.

5 A través de la succión de la sangre con la bomba de sangre 11 hacia la línea de sangre arterial 5, la sangre se expone a una presión negativa en comparación con la atmósfera, lo cual puede conducir a una desgasificación de la sangre. De este modo, en la sangre se producen microburbujas que no pueden ser eliminadas completamente de la sangre y que, por tanto, son suministradas nuevamente al paciente de forma venosa. El paciente puede procesar sin riesgos un volumen determinado de microburbujas disueltas. No obstante, al superar un valor límite del volumen de microburbujas acumulado por infusión  $MES(t)$ , existe el peligro de poner al paciente en peligro a través de una embolia. Por lo tanto, el dispositivo de tratamiento de sangre preferentemente presenta también un dispositivo 17 para determinar un parámetro característico correlacionado con la cantidad o con el volumen de las microburbujas que se encuentran presentes en la sangre. Un dispositivo de esa clase se describe por ejemplo en la solicitud WO 10 2006/128520 A1. Con dicho dispositivo puede analizarse la frecuencia de la aparición de sucesos relacionados con la embolia.

A continuación, haciendo referencia a la figura 2 se describirá en detalle la unidad central de cálculo y de control 13 del dispositivo de tratamiento de sangre.

15 La unidad de cálculo y de control 13 recibe los parámetros característicos determinados mediante líneas de señal 14', 15', 16', 17' que se encuentran conectadas con los dispositivos 14, 15, 16, 17 correspondientes para determinar los parámetros característicos.

La unidad de cálculo y de control 13, para cada uno de los parámetros característicos, presenta un dispositivo que, en función del parámetro característico determinado, determina una tasa de flujo de sangre  $Q_{Bn}(t)$ . Estos dispositivos pueden ser dispositivos de regulación, donde el parámetro característico es la variable de regulación.

20 Los dispositivos individuales se representan en la figura 2. El primer dispositivo de regulación 18 determina una primera tasa de flujo de sangre  $Q_{B1}(t)$  en función de la depuración (t) ( $K(t)$ ), el segundo dispositivo de regulación 19 determina una segunda tasa de flujo de sangre  $Q_{B2}(t)$  en función de la presión venosa  $P_v(t)$ , el tercer dispositivo de regulación 20 determina una tercera tasa de flujo de sangre  $Q_{B3}(t)$  en función de la presión arterial  $P_a(t)$  y el cuarto dispositivo de control 21 determina una cuarta tasa de flujo de sangre  $Q_{B4}(t)$  en función del parámetro característico  $MES(t)$  para la cantidad de microburbujas. De este modo, los dispositivos de regulación 18 a 21 comparan los parámetros característicos reales medidos con los valores objetivos predeterminados  $K(!)$ ,  $P_v(!)$ ,  $P_a(!)$ ,  $\int MES(t)dt(!)$ . Los dispositivos de esa clase pertenecen al estado del arte.

30 La cantidad de los dispositivos de regulación (18 a 21) representados en la figura 2 se indica sólo a modo de ejemplo. Una forma de ejecución puede comprender sólo un dispositivo de regulación, correspondiente a un parámetro característico. Otra forma de ejecución puede comprender a elección muchos dispositivos de regulación, en correspondencia con muchos parámetros característicos.

35 La unidad de cálculo y de evaluación 13 dispone además de un dispositivo 22 para predeterminar una tasa de flujo de sangre  $Q_B(t)$  a partir de las tasas de flujo sangre  $Q_{Bn}(t)$  sugeridas por los dispositivos de regulación 18 a 21 individuales. El dispositivo 22 para predeterminar una tasa de flujo de sangre  $Q_B(t)$  se denomina a continuación también como dispositivo de selección. La selección se realiza según un algoritmo determinado.

40 El dispositivo de selección 22 presenta una unidad de procesamiento de datos 22A en la cual se ejecuta un programa de procesamiento de datos. La unidad de procesamiento de datos 22A puede ser una unidad de procesamiento de datos propia o puede formar parte de una unidad de procesamiento de datos (microprocesador) de la unidad de cálculo y de control 13. La unidad de procesamiento de datos se encuentra programada de manera que la selección de la tasa de flujo de sangre tiene lugar según el algoritmo.

Durante la selección de la tasa de flujo de sangre, junto con los parámetros característicos dinámicos  $Q_{B1}(t)$  a  $Q_{B4}(t)$  se consideran también dos parámetros característicos estáticos que son predeterminados por un dispositivo 25. El dispositivo 25 para predeterminar los parámetros estáticos puede ser una unidad de entrada. Esos parámetros característicos consisten en un valor máximo  $Q_{Bmax}$  y un valor mínimo  $Q_{Bmin}$  para el flujo de sangre  $Q_B(t)$ .

45 En una forma de ejecución preferente, el dispositivo de selección 22 compara los flujos de sangre dinámicos  $Q_{Bn}(t)$  sugeridos y determina el flujo de sangre  $Q_B(t)$  que corresponde al valor más bajo de los flujos de sangre. Ese valor se compara entonces con el valor máximo  $Q_{Bmax}$  y con el valor mínimo  $Q_{Bmin}$ . Si el valor  $Q_B(t)$  es mayor que el valor mínimo  $Q_{Bmin}$  y es menor que el valor máximo  $Q_{Bmax}$ , entonces el dispositivo 22 predeterminada como tasa de flujo de sangre el valor  $Q_B(t)$ . Ese valor se modifica durante el transcurso del tratamiento de sangre en función de los parámetros característicos medidos.

50 En base al algoritmo predeterminado, por tanto, durante el tratamiento de sangre, la regulación del flujo de sangre tiene lugar en función de uno o de varios de los parámetros característicos. Por lo tanto, es posible que en un intervalo de tiempo del tratamiento de sangre la regulación tenga lugar por ejemplo con la presión arterial y/o con la presión venosa  $P_a(t)$ ,  $P_v(t)$  como variable de regulación y que en otro intervalo de tiempo la regulación tenga lugar

por ejemplo con la depuración ( $t$ ) como variable de regulación. Por consiguiente, las variables de regulación pueden modificarse de manera permanente.

5 En este ejemplo de ejecución, el dispositivo de regulación 21 analiza la frecuencia de la aparición de sucesos relacionados con la embolia, regulando el flujo de sangre  $Q_B(t)$  de manera que la frecuencia de los sucesos relacionados con la embolia se ubica por debajo de un valor límite determinado. El dispositivo de regulación 20 regula el flujo de sangre  $Q_B(t)$  de manera que se alcanza el valor objetivo  $P_a(!)$  regulado para la presión arterial  $P_a(t)$ , mientras que el dispositivo de regulación 19 regula la presión venosa  $P_v(t)$ , de manera que el valor real  $P_v(t)$  corresponde al valor objetivo  $P_v(!)$ . El dispositivo de regulación 18 intenta limitar la influencia de la recirculación en aumento con un incremento del flujo de sangre entre el acceso arterial y venoso.

10 Se proporciona además una unidad de visualización 23 que, mediante una línea de señal 23', se encuentra conectada al dispositivo 22 para seleccionar la tasa de flujo de sangre  $Q_B(t)$ . En la unidad de visualización 23 se indica al personal de servicio cuál de los parámetros característicos es determinante de momento para la regulación. Por lo tanto, el personal de servicio, durante el tratamiento de sangre, puede controlar si la regulación tiene lugar por ejemplo en base a la presión arterial y/o a la presión venosa  $P_{a,v}(t)$ , en base a la depuración o en base a los sucesos relacionados con la embolia MES. La indicación en la unidad de visualización 23 puede tener lugar con medios ópticos y/o acústicos conocidos.

20 Al inicio del tratamiento de sangre, un valor fijo para el flujo de sangre  $Q_B(t)$  puede ser predeterminado por el personal de servicio, donde dicho valor se modifica automáticamente durante el transcurso del tratamiento de sangre. En una forma de ejecución preferente, sin embargo, se prevé que la unidad de procesamiento de datos 22 presente una memoria 24 en donde como valor inicial para un tratamiento de sangre consecutivo de un paciente se encuentre almacenado el valor del flujo de sangre específico del paciente al final de un tratamiento de sangre precedente del paciente. El valor se lee desde la memoria 24 al inicio del tratamiento de sangre y se predetermina como valor inicial para el nuevo tratamiento. En la memoria 24 se almacena una gran cantidad de valores para una gran cantidad de pacientes, donde dichos valores pueden solicitarse al inicio de los tratamientos de sangre individuales.

25

**REIVINDICACIONES**

1. Dispositivo para el tratamiento de sangre extracorporeal, en donde sangre circula en un circuito de sangre extracorporeal (1) a través de una línea de sangre arterial (5), hacia la cámara de sangre (2) de un dializador (1) separado a través de una membrana semipermeable (2) en la cámara de sangre (2) y una cámara de líquido de diálisis (3) y a través de una línea de sangre venosa (6), desde la cámara de sangre (2), con medios (11) para transportar sangre en el circuito de sangre extracorporeal con una tasa de flujo de sangre predeterminada, con un dispositivo (22) para predeterminar la tasa de flujo de sangre, con el cual son operados los medios (11) para transportar sangre en el circuito de sangre extracorporeal (1), de manera que sangre con la tasa de flujo de sangre predeterminada circula a través del circuito de sangre extracorporeal, con al menos dos dispositivos (14, 15, 16, 17) para determinar al menos dos parámetros característicos para el tratamiento de sangre extracorporeal, con al menos dos dispositivos (18, 19, 20, 21) para determinar al menos dos tasas de flujo de sangre en función de al menos dos parámetros característicos para el tratamiento de sangre extracorporeal, caracterizado porque el dispositivo (22) para predeterminar la tasa de flujo de sangre presenta una unidad de procesamiento de datos (22A) que se encuentra programada de manera que, en base a un algoritmo predeterminado a partir de al menos dos tasas de flujo de sangre  $Q_{Bn}(t)$  que son determinadas por al menos dos dispositivos (18,19, 20, 21) para determinar al menos dos tasas de flujo de sangre en función de al menos dos parámetros característicos para el tratamiento de sangre extracorporeal, se selecciona una tasa de flujo de sangre  $Q_B(t)$ , con la cual son operados los medios (11) para transportar sangre en el circuito de sangre extracorporeal.
2. Dispositivo para el tratamiento de sangre extracorporeal según la reivindicación 1, caracterizado porque la unidad de procesamiento de datos (22A) del dispositivo (22) para predeterminar la tasa de flujo de sangre está programada de manera que el algoritmo predeterminado para seleccionar la tasa de flujo de sangre prevé un criterio de selección que consiste en seleccionar el valor más bajo de las tasas de flujo de sangre.
3. Dispositivo para el tratamiento de sangre extracorporeal según la reivindicación 1, caracterizado porque el dispositivo de tratamiento de sangre presenta un dispositivo (25) para predeterminar un valor máximo y/o un valor mínimo para la tasa de flujo de sangre, donde la unidad de procesamiento de datos (22A) del dispositivo (22) para predeterminar la tasa de flujo de sangre está programada de manera que en función del algoritmo predeterminado a partir de al menos dos tasas de flujo de sangre que son determinadas por al menos dos dispositivos (18, 19, 20, 21) para determinar al menos dos tasas de flujo en función de al menos dos parámetros característicos para el tratamiento de sangre extracorporeal, y en función de la tasa de flujo de sangre máxima y/o mínima que es predeterminada por el dispositivo (25) para predeterminar un valor máximo o un valor mínimo para la tasa de flujo de sangre, se selecciona una tasa de flujo de sangre con la cual son operados los medios (11) para transportar sangre en el circuito de sangre extracorporeal.
4. Dispositivo para el tratamiento de sangre extracorporeal según una de las reivindicaciones 1 a 3, caracterizado porque la unidad de procesamiento de datos (22A) del dispositivo (22) para predeterminar la tasa de flujo de sangre presenta una unidad de almacenamiento (22B) en donde puede almacenarse la tasa de flujo de sangre predeterminada al final de un tratamiento de sangre precedente, donde la unidad de procesamiento de datos (22A) está programada de manera que al inicio de un tratamiento de sangre consecutivo, como valor inicial para el tratamiento de sangre consecutivo, se predetermina la tasa de flujo de sangre almacenada en la unidad de almacenamiento (22B), del tratamiento de sangre precedente.
5. Dispositivo para el tratamiento de sangre extracorporeal según una de las reivindicaciones 2 a 4, caracterizado porque al menos dos dispositivos (14, 15, 16, 17) para determinar al menos dos parámetros característicos para el tratamiento de sangre extracorporeal presentan un dispositivo (15) para medir la presión arterial en la línea de sangre arterial, donde al menos dos dispositivos (18,19,20, 21) para determinar al menos dos tasas de flujo de sangre en función de al menos dos parámetros característicos para el tratamiento de sangre extracorporeal presentan un dispositivo (20) para determinar una tasa de flujo de sangre en función de la presión arterial, y/o porque al menos dos dispositivos (14, 15, 16, 17) para determinar al menos dos parámetros característicos para el tratamiento de sangre extracorporeal presentan un dispositivo (14) para medir la presión venosa en la línea de sangre venosa, donde al menos dos dispositivos (18, 19, 20, 21) para determinar al menos dos tasas de flujo de sangre en función de al menos dos parámetros característicos para el tratamiento de sangre extracorporeal presentan un dispositivo (18) para determinar una tasa de flujo de sangre en función de la presión venosa.
6. Dispositivo para el tratamiento de sangre extracorporeal según una de las reivindicaciones 1 a 5, caracterizado porque al menos dos dispositivos (14, 15, 16, 17) para determinar al menos dos parámetros característicos para el tratamiento de sangre extracorporeal presentan un dispositivo (14) para determinar la depuración, donde al menos dos dispositivos (18, 19, 20, 21) para determinar al menos dos tasas de flujo de sangre en función de al menos dos parámetros característicos para el tratamiento de sangre extracorporeal presentan un dispositivo (20) para determinar una tasa de flujo de sangre en función de la depuración.

- 5 7. Dispositivo para el tratamiento de sangre extracorporal según una de las reivindicaciones 1 a 6, caracterizado porque al menos dos dispositivos (14, 15, 16, 17) para determinar al menos dos parámetros característicos para el tratamiento de sangre extracorporal presentan un dispositivo (17) para determinar una variable característica para la cantidad de microburbujas contenidas en la sangre, donde al menos dos dispositivos (18, 19, 20, 21) para determinar al menos dos tasas de flujo de sangre en función de al menos dos parámetros característicos para el tratamiento de sangre extracorporal presentan un dispositivo (21) para determinar una tasa de flujo de sangre en función de la variable característica para la cantidad de microburbujas contenidas en la sangre.
- 10 8. Dispositivo para el tratamiento de sangre extracorporal según una de las reivindicaciones 1 a 7, caracterizado porque se proporciona una unidad de visualización (23), donde la unidad de procesamiento de datos (22A) del dispositivo (22) para predeterminar la tasa de flujo de sangre está programada de manera que en la unidad de visualización (23) se visualiza el parámetro característico en base al cual se predetermina la tasa de flujo de sangre.

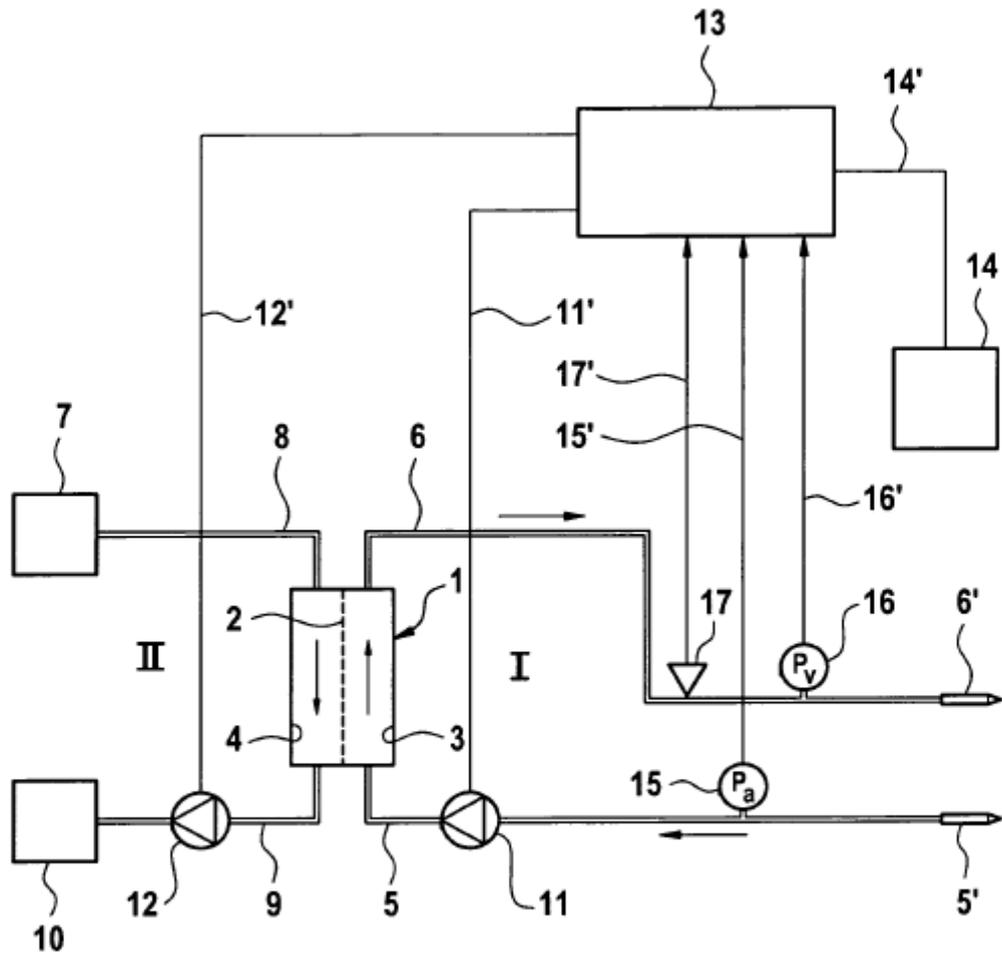


Fig. 1

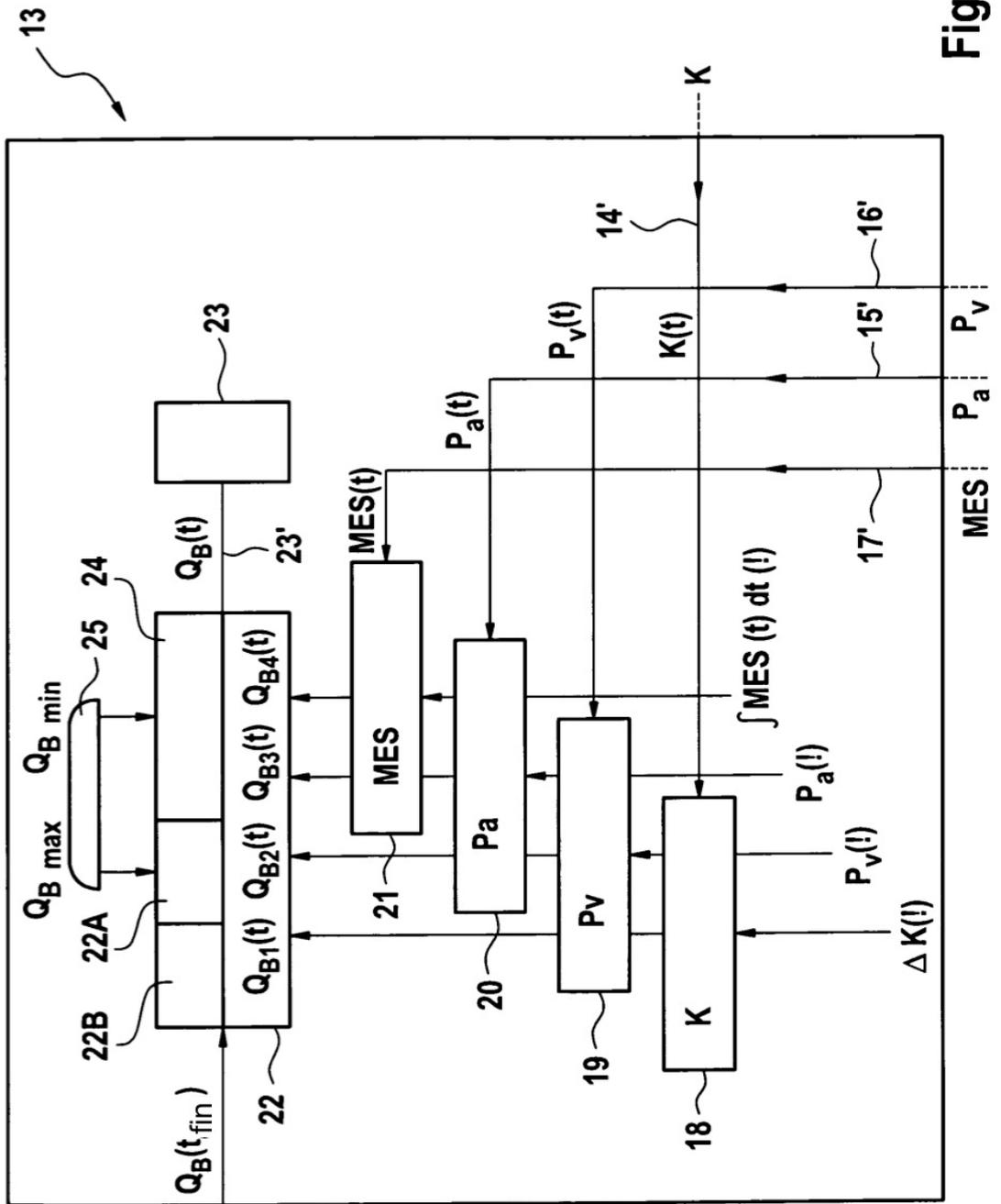


Fig. 2