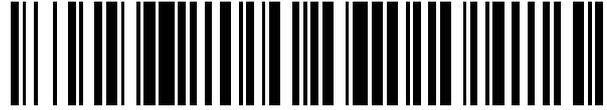


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 546 429**

51 Int. Cl.:

**A61M 1/26**

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **10.01.2012 E 12701825 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **19.08.2015 EP 2663347**

54 Título: **Unidad de tratamiento de sangre para un dispositivo de tratamiento de sangre extracorpóreo**

30 Prioridad:

**11.01.2011 DE 102011008329**

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

**23.09.2015**

73 Titular/es:

**FRESENIUS MEDICAL CARE DEUTSCHLAND  
GMBH (100.0%)**

**Else-Kröner-Strasse 1  
61352 Bad Homburg v.d.H., DE**

72 Inventor/es:

**HEIDE, ALEXANDER;  
WIKTOR, CHRISTOPH y  
PETERS, ARNE**

74 Agente/Representante:

**CARVAJAL Y URQUIJO, Isabel**

**ES 2 546 429 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

Unidad de tratamiento de sangre para un dispositivo de tratamiento de sangre extracorpóreo

5 La invención se refiere a una unidad de tratamiento de sangre para un dispositivo de tratamiento de sangre extracorpóreo con un circuito de sangre extracorpóreo, que presenta un conducto de sangre arterial para alimentar sangre y un conducto de sangre venosa para evacuar sangre. Además la invención se refiere a un dispositivo de tratamiento de sangre extracorpóreo con la unidad de tratamiento de sangre según la invención.

10 Para la eliminación de sustancias excretadas por vía renal y para la retirada de líquido se utilizan diferentes procedimientos para el tratamiento de sangre extracorpóreo. En la hemodiálisis, la sangre del paciente se limpia fuera del cuerpo en un dializador. El dializador presenta una cámara de sangre y una cámara de líquido de diálisis, que están separadas mediante una membrana semipermeable. Durante el tratamiento la sangre del paciente fluye a través de la cámara de sangre, mientras que a través de la cámara de líquido de diálisis fluye líquido de diálisis para limpiar la sangre de manera eficaz.

15 En la hemodiálisis (HD), el transporte de las sustancias de pequeño tamaño molecular a través de la membrana semipermeable del dializador se determina esencialmente mediante las diferencias de concentración (difusión) entre la sangre y el líquido de diálisis. En la hemofiltración (HF), por medio de un gradiente de presión (presión transmembrana) aplicado a la membrana semipermeable se extrae líquido de la sangre a través de la membrana (ultrafiltración). Se denomina hemodiafiltración a un procedimiento para el tratamiento de sangre extracorpóreo, en el que se realiza tanto hemodiálisis como hemofiltración.

20 Durante el tratamiento de sangre extracorpóreo tiene lugar el intercambio de sustancias en el dializador. La configuración utilizada con mayor frecuencia de un dializador es el denominado dializador capilar, que está compuesto por una carcasa, en la que un gran número de fibras huecas están dispuestas en paralelo. La sangre fluye por el interior de las fibras huecas, mientras que el líquido de diálisis fluye a lo largo del haz de fibras huecas. Para aumentar la eficacia de la transferencia de sustancias, la sangre y el líquido de diálisis fluyen en sentido contrario. A continuación, se denomina dispositivo de diálisis a un dispositivo de tratamiento de sangre extracorpóreo para hemodiálisis, hemofiltración y hemodiafiltración.

25 Los dispositivos de diálisis conocidos disponen de bombas peristálticas, con las que se transporta la sangre en el circuito de sangre extracorpóreo a través del dializador.

30 Por el documento DE 39 23 692 A1 se conoce un aparato médico para el intercambio de sustancias y/o calor entre un líquido y un medio de tratamiento, en el que la bomba que transporta el medio de tratamiento está dispuesta junto con la unidad de tratamiento de sangre en una carcasa alargada una detrás de otra. La carcasa tubular comprende un espacio de bomba con una rueda de bomba y un espacio en el que se encuentra un haz de fibras huecas, cuyas fibras huecas se extienden en la dirección longitudinal de la carcasa tubular. La rueda de bomba rotatoria transporta el medio de tratamiento a través de las fibras huecas del haz de fibras huecas, mientras que alrededor del haz de fibras huecas fluye un líquido.

35 En el campo de la oxigenación de sangre se utilizan bombas impulsoras para el transporte de la sangre. En la oxigenación de la sangre, la sangre que circula en un circuito de sangre extracorpóreo se pone en contacto con oxígeno a través de una membrana selectiva. Como membranas selectivas se utilizan también haces de fibras huecas. Sin embargo, a diferencia de la diálisis, a través de las fibras huecas no fluye sangre, sino el medio de tratamiento (oxígeno), mientras que la sangre fluye a lo largo del haz de fibras huecas.

40 Se conocen diferentes tipos de construcción de bombas impulsoras. Las bombas impulsoras se caracterizan en particular porque disponen de una hélice, que está rodeada por una carcasa anular o tubular.

Los documentos WO 93/05828 y EP 1 930 034 A1 describen bombas impulsoras para la oxigenación de la sangre. Ambas bombas impulsoras se caracterizan porque la sangre se transporta por la hélice de la bomba impulsora a lo largo del haz de fibras huecas, mientras que el oxígeno fluye a través de las fibras huecas.

45 El documento EP 0 576 677 A1 describe una unidad de tratamiento de sangre, que presenta una carcasa cilíndrica, en la que está dispuesta una bomba impulsora P. La unidad de tratamiento de sangre dispone de una unidad de filtro cilíndrica, que está compuesta por un gran número de fibras huecas. El gas fluye a través de las luces de las fibras huecas, que se extienden en la dirección axial, de la unidad de filtro de fibras huecas cilíndrica, mientras que alrededor de las fibras huecas fluye sangre, de modo que tiene lugar un intercambio de sustancias entre el gas y la sangre. A este respecto, sin embargo, el gas y la sangre no se separan por una "pared de separación" que rodea el impulsor de la bomba impulsora. Más bien, la sangre fluye de dentro hacia fuera en la dirección radial a través de los espacios intermedios de la unidad de filtro de fibras huecas, situados entre las fibras huecas.

50

La invención se basa en el objetivo de indicar una alternativa a los dializadores y bombas de sangre de los dispositivos de diálisis extracorpóreos conocidos.

La solución de este objetivo se consigue según la invención con las características de la reivindicación 1; son objeto de las reivindicaciones dependientes formas de realización ventajosas de la invención.

5 La unidad de tratamiento de sangre según la invención está destinada a un dispositivo de diálisis extracorpóreo. Se caracteriza por una construcción especialmente compacta, de modo que también es adecuada para aparatos de diálisis portátiles. En conjunto, el circuito de sangre extracorpóreo del dispositivo de diálisis puede reducirse considerablemente con la unidad de tratamiento de sangre según la invención.

10 La carcasa de la unidad de tratamiento de sangre según la invención aloja tanto la bomba de sangre como la membrana semipermeable del dializador del dispositivo de diálisis extracorpóreo. Aunque a continuación se hable de una carcasa común para la bomba de sangre y la membrana semipermeable, la carcasa también puede estar compuesta por varias partes de carcasa, por ejemplo dos mitades de carcasa, que están unidas entre sí de manera separable.

15 En el caso de la bomba de sangre se trata de una bomba impulsora, estando montado el impulsor en la carcasa de manera que puede girar alrededor de un eje. El impulsor está rodeado por una pared de separación que subdivide la carcasa en dos cámaras. Como la membrana semipermeable forma al menos una parte de la pared de separación, es posible que pueda tener lugar un intercambio de sustancias entre la sangre que fluye a través de la primera cámara y el líquido de diálisis que fluye a través de la segunda cámara de la carcasa.

20 Aunque la unidad de tratamiento de sangre según la invención puede tener dimensiones relativamente pequeñas, la bomba impulsora, que puede hacerse funcionar con un número de revoluciones alto, permite un tratamiento de diálisis eficaz. La sangre transportada por la bomba impulsora, debido al número de revoluciones alto de la bomba, fluye varias veces a través de la primera cámara de la carcasa, antes de que la sangre vuelva a salir de la cámara. De este modo, el flujo de sangre por la superficie de límite de la membrana es especialmente eficaz.

25 En la unidad de tratamiento de sangre según la invención, por tanto, para el tamaño de construcción no sólo es decisiva la membrana semipermeable (dializador), sino también el número de revoluciones y el diámetro del impulsor de la bomba impulsora. Como, en general, las bombas impulsoras se hacen funcionar con un número de revoluciones alto y tienen dimensiones relativamente reducidas, en conjunto puede obtenerse una unidad de tratamiento de sangre con una construcción compacta.

30 La unidad de tratamiento de sangre según la invención puede utilizarse no sólo para la hemodiálisis, sino también para la hemofiltración. Sin embargo, para la hemofiltración, a través de la segunda cámara de la carcasa no fluye líquido de diálisis. Evidentemente la unidad de tratamiento de sangre según la invención también puede utilizarse para la hemodiafiltración.

35 La membrana semipermeable de la unidad de tratamiento de sangre según la invención puede estar compuesta por los materiales de filtro conocidos para membranas de diálisis. Los materiales de filtro semipermeables típicos se basan en polisulfona o acetato de celulosa. Sin embargo, también es posible utilizar membranas de PTFE, membranas de policarbonato o incluso membranas de cerámica. También pueden utilizarse membranas de materiales semiconductores fabricadas con la tecnología de las microestructuras mediante procesos de ataque químico.

40 La carcasa presenta un canal de salida que parte de la primera cámara para la evacuación de la sangre y que se extiende en la dirección radial.

Se obtiene una construcción especialmente compacta porque el canal de salida para evacuar sangre atraviesa la membrana semipermeable en la dirección radial, siendo la eficacia máxima, cuando la membrana semipermeable rodea completamente el impulsor a excepción de la zona del canal de salida.

45 En una forma de realización preferida de la unidad de tratamiento de sangre según la invención, la carcasa presenta un canal de entrada que conduce a la primera cámara para alimentar sangre y que se extiende en la dirección del eje de giro del impulsor. Por consiguiente, la sangre se alimenta a la primera cámara en la dirección axial. Por consiguiente, la sangre se alimenta en la dirección axial y se transporta por medio del impulsor rotatorio en la dirección de la membrana que rodea el impulsor, evacuándose la sangre, después de que en la primera cámara haya fluido varias veces alrededor de la membrana, en la dirección radial de nuevo fuera de la cámara.

50 La carcasa presenta preferiblemente un canal de entrada que conduce a la segunda cámara para alimentar líquido de diálisis y un canal de salida que parte de la segunda cámara para evacuar líquido de diálisis. De este modo, la unidad de tratamiento de sangre según la invención puede utilizarse no sólo para hemofiltración, sino también para

hemodiálisis.

5 La segunda cámara de la carcasa está configurada preferiblemente como espacio anular que rodea preferiblemente por completo la primera cámara de la carcasa, separando la membrana semipermeable las cámaras primera y segunda entre sí. Cuando la membrana semipermeable sólo debe formar partes de la pared de separación que subdivide la carcasa en las cámaras primera y segunda, la segunda cámara rodea preferiblemente la zona de la pared de separación en la que se encuentra la membrana semipermeable. Preferiblemente, las cámaras y la membrana están configuradas y dispuestas de tal manera que el flujo llega a toda la superficie de membrana desde ambos lados.

10 En una forma de realización especialmente preferida, la membrana semipermeable está dotada de estrías en la superficie orientada hacia la primera cámara. Las estrías pueden estar configuradas como estrías longitudinales y/o transversales. Con las estrías longitudinales y/o transversales los glóbulos rojos, según el efecto de Fahraeus-Lindqvist, pueden alinearse en el centro de los canales de flujo y formar un porcentaje de plasma elevado en la superficie de filtro.

15 El dispositivo de diálisis extracorpóreo según la invención dispone de la unidad de tratamiento de sangre según la invención. Presenta además un conducto de sangre arterial para alimentar sangre a la primera cámara y un conducto de sangre venosa para evacuar sangre fuera de la primera cámara de la unidad de tratamiento de sangre. Además el dispositivo de diálisis extracorpóreo puede presentar un conducto de alimentación de líquido de diálisis y un conducto de evacuación de líquido de diálisis para alimentar o evacuar líquido de diálisis a o fuera de la segunda cámara de la unidad de tratamiento de sangre.

20 Resulta ventajoso que la tasa de ultrafiltración pueda controlarse de manera sencilla restringiendo el flujo de sangre en el conducto de evacuación de sangre. Por tanto, una forma de realización preferida del dispositivo de diálisis extracorpóreo prevé medios dispuestos en el conducto de evacuación de sangre para restringir el flujo de sangre. Es decisivo el establecimiento de una diferencia de presión transmembrana. Una diferencia de presión transmembrana puede establecerse por ejemplo mediante elementos de restricción en el lado de la sangre, que mediante la  
25 disminución del flujo de sangre provocan una acumulación de presión. Tales medios pueden ser por ejemplo una válvula controlable. La diferencia de presión también puede establecerse mediante una segunda bomba, que actúa en contra de la dirección de bombeo del impulsor. El establecimiento de la diferencia de presión puede producirse también con medios en el lado del líquido de diálisis, por ejemplo mediante una bomba de ultrafiltración adicional, que con respecto a la presión en el lado de la sangre genera una subpresión.

30 Otra forma de realización especialmente preferida del dispositivo de diálisis extracorpóreo presenta una unidad de control, que está configurada de tal manera que la bomba de sangre y/o la bomba de líquido de diálisis pueden hacerse funcionar en un modo pulsado. El modo pulsado se caracteriza porque la bomba de sangre o de líquido de diálisis se conecta y desconecta de manera continua o el número de revoluciones de las bombas se cambia, es decir, se aumenta o disminuye, de manera continua. El funcionamiento de la bomba de sangre en el modo pulsado  
35 puede favorecer las operaciones de difusión en la membrana. También el funcionamiento de la bomba de líquido de diálisis puede influir positivamente en el efecto de filtro, porque los poros del filtro se "limpian" de manera cíclica con los pulsos de presión en el lado del dializado.

A continuación se explican en más detalle dos ejemplos de realización de la invención haciendo referencia a los dibujos.

40 Muestran:

la figura 1, un primer ejemplo de realización de la unidad de tratamiento de sangre según la invención en una representación esquemática muy simplificada,

la figura 2, un corte a lo largo de la línea II-II de la figura 1,

45 la figura 3, en una representación esquemática muy simplificada, un segundo ejemplo de realización de la unidad de tratamiento de sangre según la invención,

la figura 4, un corte a lo largo de la línea IV-IV de la figura 3 y

la figura 5, un ejemplo de realización de un dispositivo de diálisis extracorpóreo con la unidad de tratamiento de sangre según la invención en una representación esquemática muy simplificada.

50 Las figuras 1 y 2 muestran un corte a través de la unidad de tratamiento de sangre según la invención en una representación esquemática muy simplificada. La unidad 1 de tratamiento de sangre presenta una carcasa 2 cilíndrica, que puede estar compuesta por dos mitades de carcasa atornilladas entre sí. En la carcasa 2 cilíndrica se

- encuentra una bomba 3 de sangre. En el caso de la bomba de sangre se trata de una bomba 3 impulsora. La bomba 3 impulsora presenta un impulsor 3A, que está montado de manera que puede girar alrededor de un eje 3B en la carcasa. El impulsor 3A puede estar montado en la carcasa 2 de manera mecánica, electromagnética, hidrodinámica o hidrostática. Presenta varias puntas 3C de hélice, pala o ala 3C, que se extienden desde el centro hacia fuera.
- 5 Para el accionamiento del impulsor 3A está prevista una unidad 3D de accionamiento, que por ejemplo puede ser un accionamiento electromagnético, neumático o mecánico. El diámetro externo del impulsor 3A está designado con  $d_1$ .
- El impulsor 3A está rodeado por una membrana 4 semipermeable, que se extiende por un ángulo periférico de  $360^\circ$  alrededor del impulsor 3A. La membrana 4 tiene un diámetro interno  $d_2$  y un diámetro externo  $d_3$ . El grosor de la membrana es  $d_3 - d_2$ .
- 10 El diámetro interno  $d_2$  de la membrana 4 semipermeable y el diámetro externo  $d_1$  del impulsor 3A están dimensionados de tal manera que entre el impulsor y la membrana queda un espacio intermedio.
- La membrana 4 semipermeable divide la carcasa 2 cilíndrica en una primera cámara 2A interna y una segunda cámara 2B externa. Por tanto la membrana 4 semipermeable forma en la carcasa 2 una pared de separación entre las dos cámaras 2A y 2B.
- 15 La carcasa 2 presenta un canal 5 de entrada axial, que se extiende a través de la pared de carcasa en la dirección del eje 3B de giro del impulsor 3A. En la entrada del canal 5 de entrada se encuentra una pieza 5A de conexión para la conexión de un conducto 5B de alimentación de sangre representado sólo indirectamente. Además la carcasa 2 presenta un canal 6 de salida radial para evacuar sangre, que se extiende en la dirección radial a través de la pared de carcasa y que atraviesa la membrana 4 semipermeable. En la salida del canal 6 de salida se encuentra una pieza
- 20 6A de conexión para la conexión de un conducto 6B de evacuación de sangre representado sólo indirectamente.
- Cuando el impulsor 3A rota, a través del canal 5 de entrada se aspira sangre a la primera cámara 2A de la carcasa en la dirección axial. Debido a la rotación del impulsor 3A, la sangre en la primera cámara 2A fluye varias veces a lo largo de la periferia interna de la membrana 4 semipermeable, antes de que la sangre vuelva a salir de la primera cámara 2A a través del canal 6 de salida.
- 25 La segunda cámara 2B de la carcasa 2 forma un espacio anular, que rodea completamente el lado externo de la membrana 4 semipermeable.
- Además de los canales 5, 6 de entrada y de salida para la alimentación y evacuación de sangre, en la carcasa 2 está configurado un canal 7 de entrada para alimentar líquido de diálisis a la segunda cámara 2B y un canal 8 de salida para evacuar líquido de diálisis fuera de la segunda cámara. En la entrada del canal 7 de entrada y la salida
- 30 del canal 8 de salida se encuentra en cada caso una pieza 7A u 8A de conexión para la conexión de un conducto 7B de alimentación de líquido de diálisis u 8b de evacuación de líquido de diálisis, representados sólo indirectamente. Los canales 7, 8 de entrada y salida para alimentar o evacuar líquido de diálisis están dispuestos de tal manera que, en el espacio anular, el líquido de diálisis fluye a lo largo de la superficie externa de la membrana 4 semipermeable.
- Durante el funcionamiento de la unidad 1 de tratamiento de sangre fluyen por tanto sangre y líquido de diálisis a lo largo del lado interno o externo de la membrana 4 semipermeable. Por consiguiente, se produce un flujo alrededor
- 35 de la membrana 4 semipermeable desde ambos lados. A este respecto, para el comportamiento de flujo puede ser ventajoso que la membrana 6 semipermeable presente en el lado interno estrías longitudinales y/o transversales finas, que pueden tener una profundidad de aproximadamente  $50 \mu\text{m}$ .
- La membrana 4 semipermeable puede tener un grosor de desde 1 hasta 10 mm. Puede estar compuesta por una
- 40 capa de membrana funcional y una capa de soporte mecánico, proporcionando la capa funcional el efecto de filtración necesario para la terapia, que se determina por los parámetros importantes para la terapia, en particular por el coeficiente de tamizado, la permeabilidad hidráulica y la biocompatibilidad. La capa funcional puede tener espesores de desde 15 hasta  $100 \mu\text{m}$ .
- La bomba 3 impulsora puede hacerse funcionar por ejemplo con un número de revoluciones de aproximadamente
- 45 7000 U/min. El diámetro externo  $d_2$  del impulsor se encuentra en el presente ejemplo de realización en 30 mm y la membrana 4 semipermeable tiene en el ejemplo de realización un grosor  $d_3 - d_2$  de 10 mm.
- Las figuras 3 y 4 muestran, en una representación esquemática muy simplificada, un segundo ejemplo de realización de la unidad de tratamiento de sangre según la invención. El segundo ejemplo de realización se distingue de la primera forma de realización sólo por la forma de carcasa. Por tanto las partes que se corresponden mutuamente
- 50 también se designan con los mismos números de referencia.
- También en la forma de realización alternativa la sangre se aspira a través del canal 5 de entrada en la dirección axial a través del impulsor 3 rotatorio a la primera cámara 2A de la carcasa 2, para entonces volver a salir de la

carcasa a través del canal 6 de salida en la dirección radial. También a través de la segunda cámara 2B de la carcasa 2 vuelve a fluir líquido de diálisis, que se alimenta a través del canal 7 de entrada y se evacua a través del canal 8 de salida. Una pared 18 de separación dispuesta entre el canal 7 de entrada y el canal 8 de salida y que se extiende entre la pared interna de la carcasa 2 y la pared externa de la membrana 4 evita una corriente de cortocircuito del dializado entre las conexiones. En el ejemplo de realización alternativo, no sólo la superficie periférica externa del impulsor 3A está rodeada por la membrana 4 semipermeable y la segunda cámara 2B de la carcasa, sino que la membrana 4 semipermeable rodea el impulsor 3 por todos los lados. La segunda cámara 2B de la carcasa 2 está configurada en el ejemplo de realización alternativo como espacio que rodea la membrana 4 semipermeable por todos los lados. De este modo se consigue que la superficie eficaz de la membrana sea más grande que en el primer ejemplo de realización.

La unidad 1 de tratamiento de sangre según la invención se utiliza en un dispositivo de diálisis extracorpóreo, que se describirá a continuación. Como los dispositivos de diálisis pertenecen al estado de la técnica, sólo se describen los componentes esenciales del dispositivo.

La figura 5 muestra, en una representación esquemática muy simplificada, los componentes esenciales del dispositivo de diálisis extracorpóreo, que dispone de la unidad 1 de tratamiento de sangre según la invención. El dispositivo de diálisis presenta un conducto 9 de sangre arterial y un conducto 10 de sangre venosa. En un extremo del conducto de sangre arterial se encuentra una conexión 9A arterial para el paciente (cánula), mientras que el otro extremo del conducto 9 de sangre arterial está conectado a la pieza 5A de conexión en el canal 5 de entrada de la primera cámara 2A de la unidad 1 de tratamiento de sangre. El conducto 10 de sangre venosa presenta en un extremo una conexión 10A venosa para el paciente (cánula), mientras que el otro extremo del conducto 10 de sangre venosa está conectado a la pieza 6A de conexión en el canal 6 de salida de la primera cámara 2A de la unidad 1 de tratamiento de sangre (figuras 1 a 4). Desde una fuente 11 de líquido de diálisis, un conducto 12 de alimentación de líquido de diálisis conduce a la pieza 7A de conexión en el canal 7 de entrada de la segunda cámara 2B de la unidad 1 de tratamiento de sangre. Desde la pieza 8A de conexión del canal 8 de salida de la segunda cámara 2B de la unidad de tratamiento de sangre parte un conducto 13 de evacuación de líquido de diálisis, que conduce hacia una descarga 14. En el conducto 13 de evacuación de líquido de diálisis está dispuesta una bomba 15 que actúa como bomba de ultrafiltración, mientras que en el conducto 10 de sangre arterial se encuentran medios 16 para restringir el flujo de sangre. En el caso de estos medios puede tratarse de un elemento 16 de restricción de accionamiento electromagnético. El líquido de diálisis se transporta con una bomba 19 de líquido de diálisis, que está dispuesta aguas arriba de la unidad 1 de tratamiento de sangre en el conducto 12 de alimentación de líquido de diálisis.

Además el dispositivo de diálisis dispone de una unidad 17 de control central, que a través de conductos 3', 15', 16', 19' de control está unida con la bomba 3 impulsora, no representada en la figura 4, de la unidad 1 de tratamiento de sangre, con la bomba 15 de ultrafiltración, con el elemento 16 de restricción de accionamiento electromagnético y con la bomba 19 de líquido de diálisis.

Durante la diálisis, la bomba 3 impulsora de la unidad 1 de tratamiento de sangre transporta sangre del paciente por el circuito I de sangre extracorpóreo a través de la primera cámara 2A de la unidad 1 de tratamiento de sangre, mientras que la bomba 19 de líquido de diálisis transporta líquido de diálisis por el circuito II de líquido de diálisis en sentido contrario a través de la segunda cámara 2B de la unidad de tratamiento de sangre, de modo que puede tener lugar un intercambio de sustancias entre la sangre y el líquido de diálisis.

Cambiando el número de revoluciones de la bomba impulsora y la presión transmembrana en la membrana 4 semipermeable de la unidad 1 de tratamiento de sangre puede ajustarse la tasa de ultrafiltración. Las relaciones de presión pueden cambiarse con el elemento 16 de restricción o con la bomba 15 de ultrafiltración, que pueden activarse mediante la unidad 17 de control. A este respecto la bomba 15 de ultrafiltración sirve como medio para aumentar la diferencia de presión transmembrana mediante la disminución relativa de la presión en la cámara de líquido de diálisis con respecto a la presión en la cámara de sangre. Sin embargo, la diferencia de presión transmembrana puede aumentarse también mediante un incremento de la presión en la cámara de sangre.

Puede resultar ventajoso que la unidad 17 de control haga funcionar la bomba 3 impulsora y/o la bomba 19 de líquido de diálisis en un modo pulsado, para generar un flujo de sangre o de líquido de diálisis no continuo. Esto puede conseguirse por ejemplo mediante una conexión y desconexión continua de una de las dos bombas 3, 15, o de ambas, o aumentando y disminuyendo de manera continua las tasas de transporte de una de las bombas o de ambas. Este funcionamiento pulsado es posible alternativamente también mediante el accionamiento de válvulas dispuestas en los conductos.

El dispositivo de diálisis extracorpóreo según la invención se caracteriza por una construcción compacta, debido a que la "bomba de sangre" y el "dializador" del dispositivo de diálisis están agrupados formando una unidad que, debido a las dimensiones relativamente reducidas de la membrana de dializador, puede alojarse en una carcasa relativamente pequeña.

**REIVINDICACIONES**

1. Unidad de tratamiento de sangre para un dispositivo de tratamiento de sangre extracorpóreo con una carcasa (2), que presenta una primera cámara (2A) y una segunda cámara (2B) y que aloja una bomba (3) de sangre y una membrana (4) semipermeable,
- 5 siendo la bomba de sangre una bomba (3) impulsora, que presenta un impulsor (3A), montado de manera que puede girar alrededor de un eje (3B) en la carcasa (2), que está rodeado por una pared de separación que subdivide la carcasa (2) en las cámaras (2A, 2B) primera y segunda, y
- la membrana (4) semipermeable forma al menos una parte de la pared de separación, de modo que a través de la membrana puede tener lugar un intercambio de sustancias entre la sangre en la primera cámara (2A) y el líquido de diálisis en la segunda cámara (2B), caracterizada porque
- 10 la carcasa (2) presenta un canal (6) de salida que parte de la primera cámara (2A) para evacuar sangre y que se extiende en la dirección radial, y
- el canal (6) de salida atraviesa la membrana (4) semipermeable para evacuar sangre en la dirección radial.
2. Unidad de tratamiento de sangre según la reivindicación 1, caracterizada porque la carcasa (2) presenta un canal (5) de entrada que conduce a la primera cámara (2A) para alimentar sangre y que se extiende en la dirección del eje (3B) de giro del impulsor (3).
- 15 3. Unidad de tratamiento de sangre según la reivindicación 1 ó 2, caracterizada porque la carcasa (2) presenta un canal (7) de entrada que conduce a la segunda cámara (2B) para alimentar líquido de diálisis.
4. Unidad de tratamiento de sangre según una de las reivindicaciones 1 a 3, caracterizada porque la carcasa (2) presenta un canal (8) de salida que parte de la segunda cámara (2B) para evacuar líquido de diálisis.
- 20 5. Unidad de tratamiento de sangre según una de las reivindicaciones 1 a 4, caracterizada porque la segunda cámara (2B) de la carcasa (2) está configurada como espacio anular.
6. Unidad de tratamiento de sangre según la reivindicación 5, caracterizada porque la segunda cámara (2B) está configurada como espacio que rodea completamente la primera cámara (2A).
- 25 7. Unidad de tratamiento de sangre según una de las reivindicaciones 1 a 6, caracterizada porque la membrana (4) semipermeable está dotada de estrías en la superficie orientada hacia la primera cámara (2A).
8. Dispositivo de tratamiento de sangre extracorpóreo con una unidad (1) de tratamiento de sangre según una de las reivindicaciones 1 a 7, caracterizado porque el dispositivo de diálisis extracorpóreo presenta un conducto (9) de sangre arterial para alimentar sangre a la primera cámara (2A) y un conducto (10) de sangre venosa para evacuar sangre fuera de la primera cámara (2A) de la unidad (1) de tratamiento de sangre.
- 30 9. Dispositivo de tratamiento de sangre extracorpóreo según la reivindicación 8, caracterizado porque el dispositivo de tratamiento de sangre presenta un conducto (12) de alimentación de líquido de diálisis para alimentar líquido de diálisis a la segunda cámara (2B) y un conducto (13) de evacuación de líquido de diálisis para evacuar líquido de diálisis fuera de la segunda cámara (2B) de la unidad (1) de tratamiento de sangre.
- 35 10. Dispositivo de tratamiento de sangre extracorpóreo según la reivindicación 8 ó 9, caracterizado porque en el conducto (9) de sangre arterial están dispuestos medios (16) para restringir el flujo de sangre.
11. Dispositivo de tratamiento de sangre extracorpóreo según la reivindicación 9 ó 10, caracterizado porque en el conducto (12) de alimentación de líquido de diálisis está dispuesta una bomba (19) de líquido de diálisis.
- 40 12. Dispositivo de tratamiento de sangre extracorpóreo según la reivindicación 11, caracterizado porque el dispositivo de tratamiento de sangre presenta una unidad (17) de control, que está configurada de tal manera que la bomba (3) de sangre y/o la bomba (19) de líquido de diálisis se hace funcionar en un modo pulsado, en el que la bomba (3) de sangre o la bomba (19) de líquido de diálisis se conecta y desconecta de manera continua o el número de revoluciones de la bomba de sangre o la bomba de líquido de diálisis se aumenta y disminuye de manera continua.

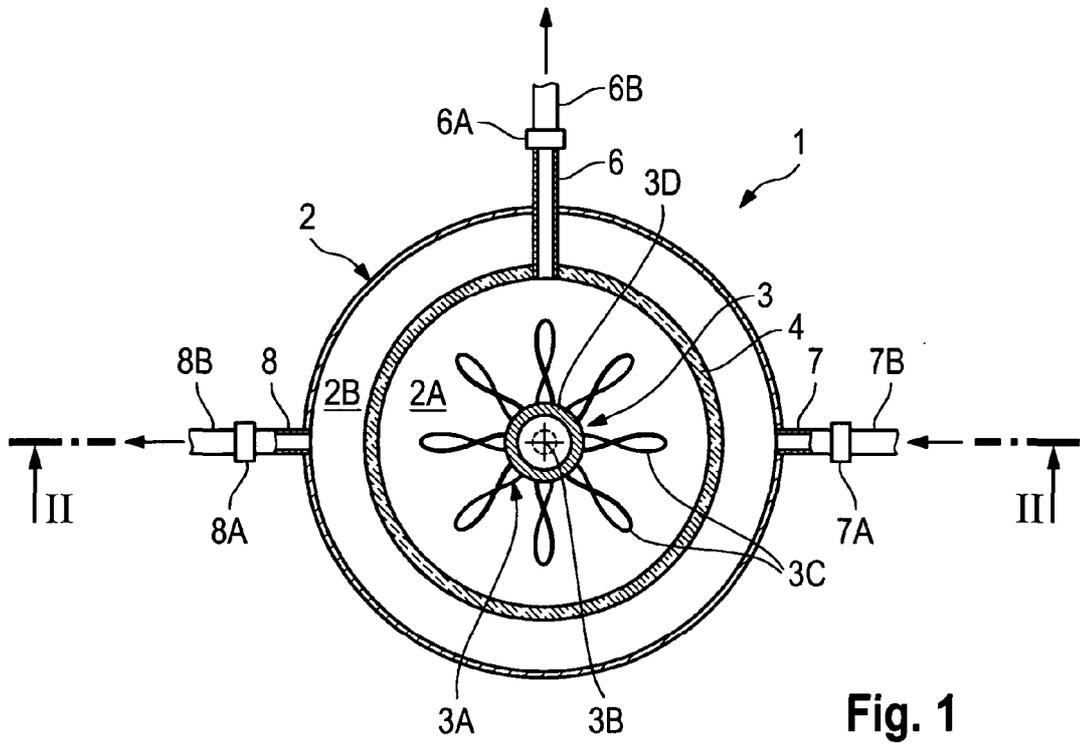


Fig. 1

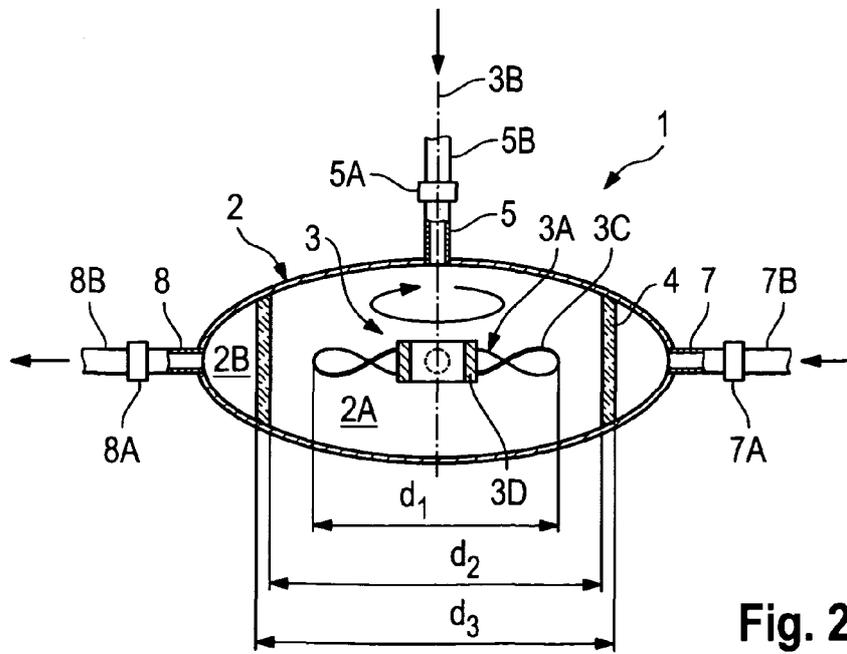
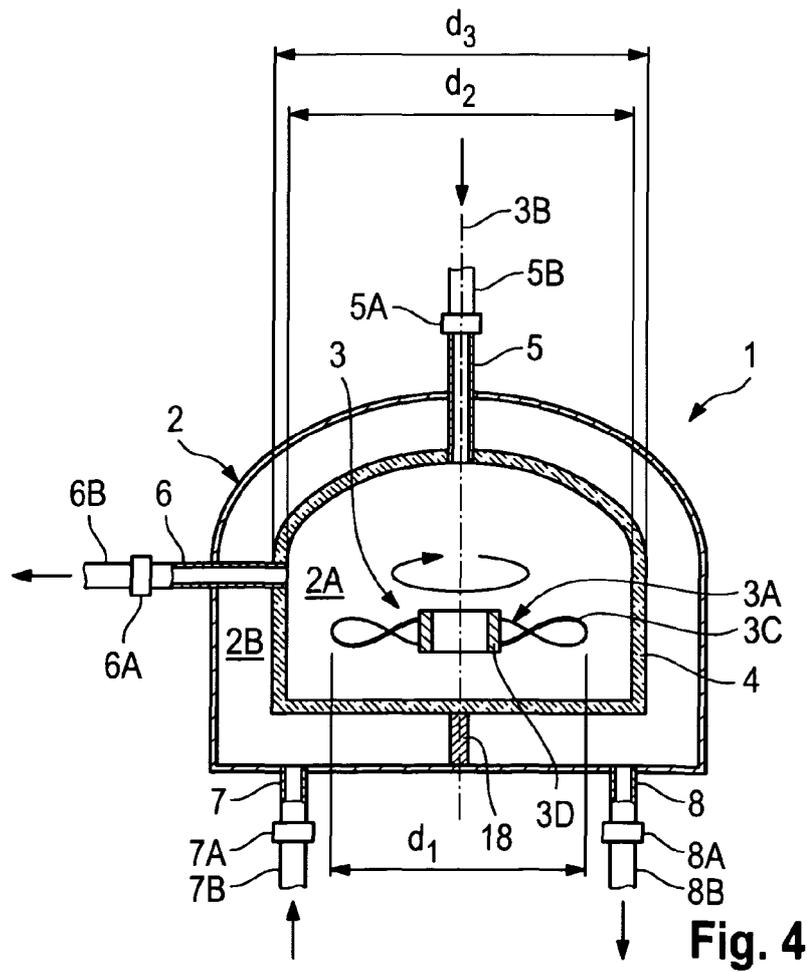
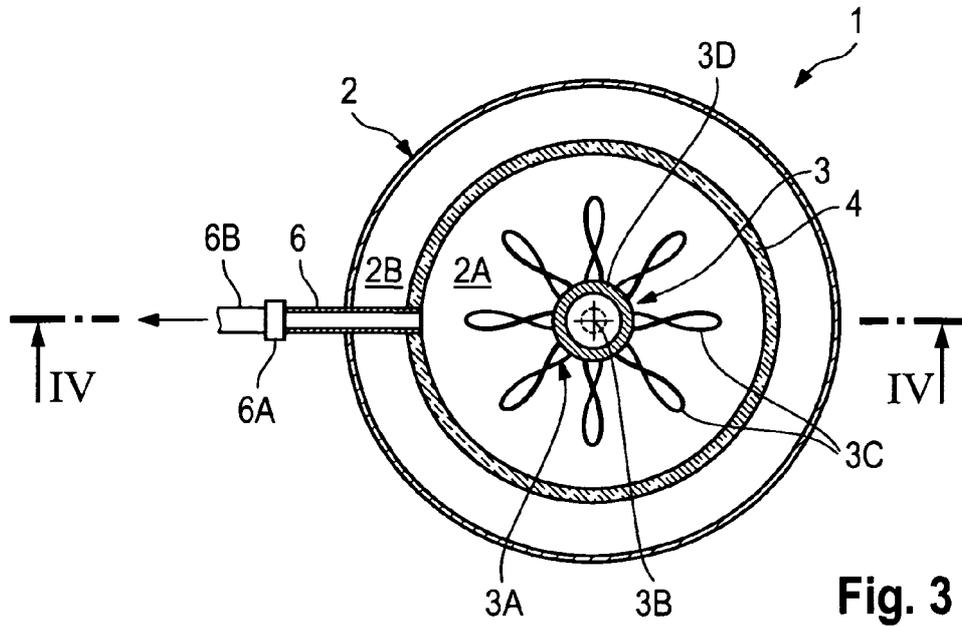
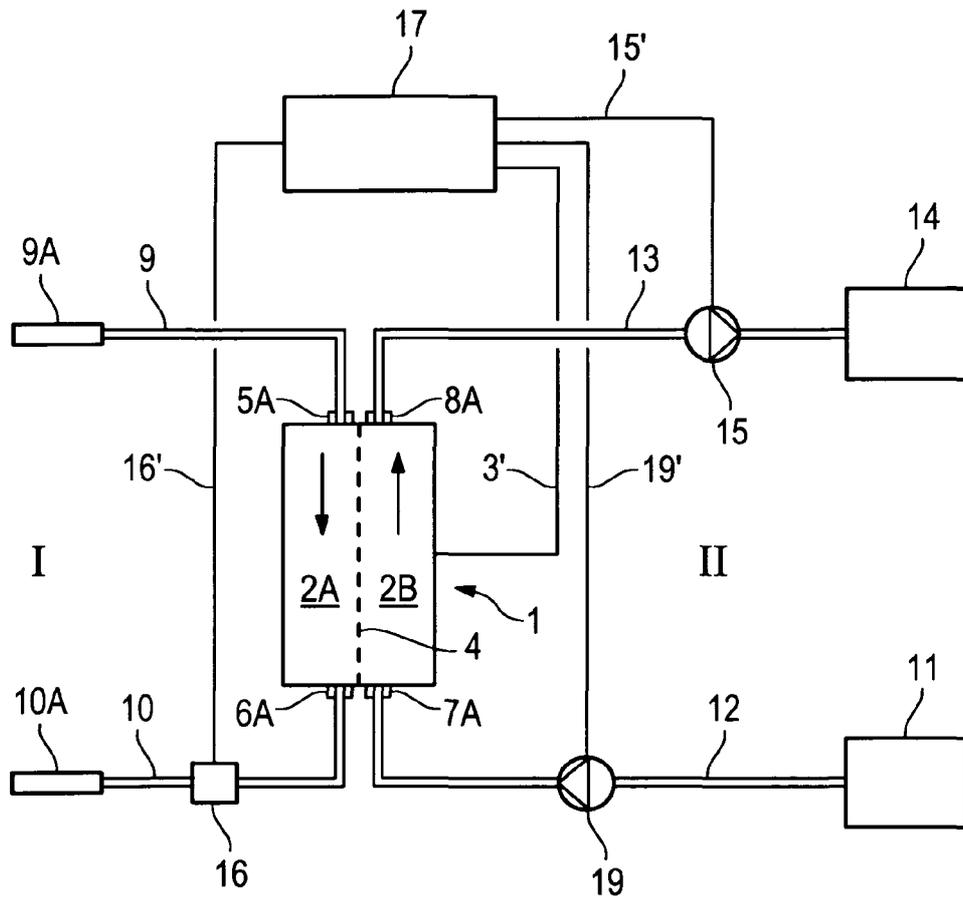


Fig. 2





**Fig. 5**