



19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 356 636**

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

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **04769656 .2**

96 Fecha de presentación : **18.10.2004**

97 Número de publicación de la solicitud: **1689466**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **16.08.2006**

54 Título: **Circuito para el tratamiento extracorpóreo de la sangre y dispositivo inversor de flujo utilizado en el mismo.**

30 Prioridad: **31.10.2003 US 515691 P**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**11.04.2011**

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**11.04.2011**

73 Titular/es: **GAMBRO LUNDIA AB.**  
**No. 16, Magistratsvagen**  
**22010 Lund, SE**

72 Inventor/es: **Jonsson, Lennart;**  
**Holmer, Mattias y**  
**Hansson, Per**

74 Agente: **Mir Playa, Mireia**

ES 2 356 636 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

- [0001]** La presente invención se refiere a un circuito para el tratamiento extracorpóreo de la sangre y al correspondiente dispositivo de inversión de flujo utilizado en el mismo.
- 5 **[0002]** Es sabido que durante el tratamiento extracorpóreo de la sangre el sistema vascular del paciente está conectado a una máquina o un aparato para el tratamiento de la sangre, o sea a una máquina de diálisis, por ejemplo.
- [0003]** La conexión a la máquina crea un circuito en el cual la sangre es extraída del paciente a través de una aguja o de otro dispositivo de acceso vascular conectado al propio paciente; y se hace que la sangre circule a través del aparato que aplica los apropiados tratamientos a la sangre, y ésta le es luego restituida al paciente a través de una línea de retorno y de una correspondiente aguja o de otro correspondiente acceso también conectada(o) al sistema vascular del paciente.
- 10 **[0004]** La interfaz entre la máquina y el paciente está constituida por el acceso vascular del cual se extrae la sangre a tratar y al cual se hace que regrese la sangre para serle así restituida al cuerpo humano. Hay que tener en cuenta que en tratamientos de tipo recurrente tales como los tratamientos dialíticos que se les efectúan a los pacientes crónicos se requiere un relativamente alto caudal sanguíneo en el circuito extracorpóreo. A tal efecto se usan agujas que quedan montadas en un aneurisma (o shunt) arteriovenoso, o bien se usan catéteres que quedan implantados en partes del sistema cardiovascular en las que el caudal sanguíneo es lo suficientemente alto como para asegurar una alta capacidad de extracción de la sangre a tratar.
- 15 **[0005]** Es por consiguiente obvio que una disminución de la capacidad del acceso vascular puede representar un serio problema para el paciente, y por consiguiente el acceso vascular tiene que ser supervisado periódicamente para asegurar un óptimo carácter funcional del mismo.
- [0006]** Con las finalidades anteriormente mencionadas y otras, es a menudo necesario medir algunos parámetros relativos al acceso vascular.
- 20 **[0007]** Uno de los distintos parámetros de interés está representado por el caudal real que pasa a través del acceso del cual se extrae la sangre y a través del cual la misma es luego introducida de nuevo en el cuerpo del paciente.
- [0008]** Es de hecho obvio que, si debido a una degeneración del aneurisma arteriovenoso por ejemplo (que puede ser debida a las más diversas causas tales como la formación de estenosis, el colapso de las paredes vasculares u otras) hay una disminución del caudal sanguíneo en el mismo, la máquina de diálisis tan sólo será capaz de extraer una menor cantidad de sangre, lo cual traerá consigo un empeoramiento de la eficiencia del tratamiento.
- 30 **[0009]** En general, para medir algunos de los parámetros anteriormente mencionados relativos al acceso vascular, como es por ejemplo el caudal real en el aneurisma, hay necesidad de efectuar una inversión entre el punto de aspiración de sangre y el punto de aporte de sangre en el acceso vascular.
- [0010]** Es evidente que el realizar esta operación manualmente, es decir, el realizarla a base de sacar las respectivas agujas e invertir la aspiración y el aporte en el paciente, supone una considerable molestia para el paciente, lleva tiempo y de hecho socava la fiabilidad de la medición de estos parámetros, que van también en parte ligados a la rapidez de la inversión.
- 35 **[0011]** Hay también que señalar que una vez que la sangre ha sido extraída del paciente se hace que la misma circule en un aparato de tratamiento que está en general preparado para permitir un intercambio en contracorriente en el interior del mismo entre la sangre a tratar y el líquido de diálisis.
- 40 **[0012]** En otras palabras, para un buen funcionamiento de la máquina de diálisis se requiere dentro del aparato de filtración el mantenimiento de una condición de contracorriente hidráulica.
- [0013]** Para resolver los problemas anteriormente mencionados se ha extendido recientemente el uso de dispositivos apropiados para invertir las líneas de aspiración y de aporte en el acceso vascular, no requiriendo dichos dispositivos que las líneas de circuito para el tratamiento extracorpóreo de la sangre sean desconectadas físicamente de los accesos vasculares.
- 45 **[0014]** Han sido también desarrollados dispositivos que son capaces de permitir la inversión del flujo en las ramas de aspiración y de aporte del lado del paciente, manteniendo invariable el flujo de circulación dentro del aparato de filtración.
- 50 **[0015]** La Patente Estadounidense N° US 6.308.737 (Krivitski) da a conocer un dispositivo inversor interpuesto entre el acceso vascular al paciente y la bomba de sangre, y el dializador que es capaz de permitir una inversión del flujo en la parte del circuito sanguíneo que está directamente en comunicación con el sistema vascular del paciente, manteniendo al mismo tiempo invariable el flujo sanguíneo extracorpóreo dentro del dializador.
- [0016]** El inversor en particular comprende una cámara deformable provista de una pluralidad de puertas.

**[0017]** Deformando la cámara en una dirección predeterminada se crea una comunicación fluidica entre las puertas preestablecidas, mientras que se impide la comunicación fluidica entre otras puertas.

5 **[0018]** En particular, se logra una inversión del flujo como se ha expuesto anteriormente estudiando adecuadamente las conexiones del circuito sanguíneo extracorpóreo con las puertas de la cámara y las deformaciones a imponer a la propia cámara.

10 **[0019]** También la Patente Estadounidense N° US 5894011 (Prosl) da a conocer un dispositivo para la inversión del flujo en un aparato de hemodiálisis. Este dispositivo comprende dos discos que están interconectados de forma tal que pueden girar relativamente uno con respecto al otro sin separarse. Los dos discos tienen apropiados accesos para el fluido, siendo los de un disco susceptibles de quedar en conexión con las líneas de sangre que están directamente asociadas al paciente y siendo los del otro disco susceptibles de quedar directamente en conexión con las líneas de sangre que están en comunicación fluidica con el aparato de filtración.

15 **[0020]** Los dos discos pueden adoptar al menos dos posiciones angulares relativas. En una primera posición dichos discos permiten el paso del flujo sanguíneo en una primera dirección de circulación directa, y en la otra posición (en la cual dichos discos han girado relativamente uno con respecto al otro) dichos discos permiten un flujo de circulación inversa en el circuito.

**[0021]** En particular, en la segunda configuración invertida la línea de aspiración de sangre que parte del paciente en la primera posición deviene la línea de aporte de la misma, y correspondientemente, la línea de aporte de la primera posición deviene la línea de aspiración en la segunda posición.

20 **[0022]** Las Patentes Estadounidenses Núms. US 6177049 y US 6319465 (Schnell) dan a conocer dos adicionales tipologías de válvulas inversoras de flujo que se posicionan ambas entre el acceso vascular al paciente y la bomba de sangre y el aparato de filtración.

**[0023]** Según la doctrina de la primera patente se usa un cuerpo de válvula externo fijo en cuyo interior está acoplado un apropiado inserto que es susceptible de ser movido entre una primera configuración de circulación directa y una segunda configuración de circulación inversa, como se muestra en las Figs. 1 y 2 de esta patente.

25 **[0024]** En particular, en la segunda condición de circulación inversa la línea de aspiración y la línea de aporte en el acceso vascular al paciente quedan invertidas entre sí con respecto a la primera condición de flujo directo.

30 **[0025]** También la segunda patente presenta una válvula que es capaz de desempeñar exactamente las mismas funciones como las de la primera patente, estando sin embargo esta válvula constituida por dos mitades que están mutuamente en acoplamiento de forma tal que tienen un grado de libertad rotacional, y mediante la mutua rotación de las dos mitades se obtienen en el acceso vascular al paciente una primera condición de flujo directo y una segunda condición de flujo inverso.

**[0026]** Es también conocido un dispositivo adicional para la inversión del flujo según la Patente Estadounidense N° US 5605630 (Shibata).

35 **[0027]** Sin embargo este dispositivo no se usa para invertir el flujo circulatorio en los accesos vasculares al paciente, sino para permitir una inversión del flujo dentro del aparato de filtración. En otras palabras, el flujo sanguíneo es invertido dentro del aparato de filtración intermitentemente, y simultáneamente el flujo del líquido de diálisis es invertido dentro del mismo de forma tal que se mantienen ahí unas condiciones de contracorriente. Lo descrito anteriormente se realiza con finalidades totalmente distintas de las de la presente invención, es decir, para evitar la coagulación de la sangre dentro del filtro de diálisis.

40 **[0028]** Sin embargo, todos los dispositivos patentados que antes se han mencionado brevemente parecían ser susceptibles de perfeccionamiento bajo distintos puntos de vista.

**[0029]** En consecuencia, es un objeto de la presente invención superar algunos límites operativos del estado de la técnica aportando un circuito de tratamiento extracorpóreo de la sangre y un dispositivo de inversión de flujo a usar en el mismo que representen una alternativa a los dispositivos conocidos hasta la fecha.

45 **[0030]** Es una finalidad secundaria de la invención la de aportar un circuito de tratamiento extracorpóreo de la sangre en el cual pueda obtenerse una inversión del flujo en los accesos vasculares al paciente mediante una inversión de la impulsión ejercida por la bomba de sangre, y que sea también capaz de mantener unas óptimas condiciones de contracorriente dentro del aparato de tratamiento de la sangre.

50 **[0031]** Es una finalidad adicional de la invención la de aportar un circuito y un dispositivo de inversión del flujo que sean capaces de mantener automáticamente constante el caudal sanguíneo dentro del aparato de filtración incluso a continuación de una inversión del flujo en los accesos vasculares al paciente.

**[0032]** Es entonces una finalidad auxiliar de la invención la de aportar un dispositivo de inversión del flujo que tenga una estructura y una concepción distintas en comparación con los dispositivos que están hasta la fecha en el mercado, y que sea barato y muy fiable.

**[0033]** Las finalidades anteriormente expuestas y otras que quedarán más claramente de manifiesto a lo largo de la presente descripción son en sustancia alcanzadas por un circuito de tratamiento extracorpóreo de la sangre y por el dispositivo de inversión del flujo que se utiliza en el mismo, según las características que se exponen en las reivindicaciones adjuntas.

5 **[0034]** Como mejor se comprenderán las adicionales características y ventajas es a la luz de la descripción detallada de una realización preferida pero no exclusiva de un circuito de tratamiento extracorpóreo de la sangre según la presente invención. Esta descripción se hace de aquí en adelante con referencia a los dibujos acompañantes que se aportan a modo de ejemplo no limitativo y en los cuales:

10 - La Fig. 1 es una vista esquemática de un circuito para el tratamiento extracorpóreo de la sangre según la presente invención;

- la Fig. 2 muestra el circuito de la Fig. 1 en una primera condición de funcionamiento directo; y

- la Fig. 3 muestra el circuito de la Fig. 1 en una segunda condición de funcionamiento inverso;

- la Fig. 4 es una vista esquemática de un segundo circuito para el tratamiento extracorpóreo de la sangre según la presente invención;

15 - la Fig. 5 muestra el circuito de la Fig. 4 en una primera condición de funcionamiento directo;

- la Fig. 6 muestra el circuito de la Fig. 4 en una segunda condición de funcionamiento inverso;

- la Fig. 7 es una vista esquemática de una tercera realización de un circuito para el tratamiento extracorpóreo de la sangre según la presente invención;

- la Fig. 8 muestra el circuito de la Fig. 7 en una primera condición de funcionamiento directo;

20 - la Fig. 9 muestra el circuito de la Fig. 7 en una segunda condición de funcionamiento inverso; y

- las Figuras 10a y 10b muestran una válvula de retención de tres vías en dos distintas condiciones de trabajo.

**[0035]** Con referencia a los dibujos, se ha identificado en general con el número de referencia 1 un circuito para el tratamiento extracorpóreo de la sangre según la presente invención.

25 **[0036]** Como puede observarse por los dibujos acompañantes, el circuito ante todo comprende al menos un aparato 2 de tratamiento de la sangre que puede constar de un filtro común para diálisis, por ejemplo. El aparato de tratamiento de la sangre puede equivalentemente comprender un filtro de plasma, un hemofiltro o un hemodiafiltro.

**[0037]** Como puede verse, hay la presencia de al menos una rama arterial 3 del lado del aparato que entra en el aparato 2 de tratamiento de la sangre y al menos una rama venosa 4 del lado del aparato que sale de tal componente.

30 **[0038]** El circuito también incluye al menos una rama arterial 5 del lado del paciente y al menos una rama venosa 6 del lado del paciente que están diseñadas para ser puestas en conexión fluídica con un acceso vascular al paciente que debe ser sometido a tratamiento. Las ramas arterial y venosa 3, 4 del lado aparato y las ramas arterial y venosa 5, 6 del lado del paciente que se han mencionado anteriormente quedan interconectadas entre sí mediante la interposición de un dispositivo para la inversión del flujo (identificado con el número de referencia 7 en las figuras) que es capaz de permitir el establecimiento de distintas condiciones de funcionamiento del circuito, como mejor se aclara en lo que se expone a continuación.

35 **[0039]** También están presentes unos medios de movimiento 8 que son capaces de generar un flujo sanguíneo extracorpóreo dentro del circuito. En una primera realización (figuras 1-3) estos medios de movimiento 8 serán en general en activos en la rama arterial 5 del lado del paciente (aunque sea obviamente posible también posicionar estos medios en la rama venosa 6 del lado del paciente); pero de todos modos los medios de movimiento 8 pueden en general comprender al menos una bomba de sangre 9, o sea por ejemplo una bomba peristáltica de las que son de tipo conocido y se usan extensivamente en la actualidad para aplicaciones en este sector. Naturalmente, en principio podrían usarse otras clases de bombas.

40 **[0040]** Obviamente pueden preverse dos o más bombas para una u otra de las ramas del lado del paciente (o para otras partes del circuito hidráulico), y también los medios de movimiento 8 podrían constar de bombas de cualquier naturaleza tales como asimismo medios de bombeo de desplazamiento positivo.

**[0041]** Desde un punto de vista estructural el dispositivo inversor de flujo 7 tiene al menos cuatro accesos 101, 102, 103 y 104 que están diseñados para ser puestos en conexión fluídica con dichas ramas arteriales y venosas del lado del paciente y del lado del aparato.

50 **[0042]** En particular, el primer acceso 101 está en conexión con la rama arterial 5 del lado del paciente, el segundo acceso 102 está en conexión con la rama venosa 6 del lado del paciente y el tercer acceso 103 está en conexión con la rama arterial 3 del lado del aparato, mientras que el cuarto acceso 104 está en conexión con la rama venosa

4 del lado del aparato.

**[0043]** En la primera realización, cada uno de dichos accesos está conectado por medio de apropiadas líneas de conexión 14, 15, 16, 17 a al menos otros dos accesos del dispositivo.

5 **[0044]** Como se ve por las figuras 1-3 acompañantes, la primera línea de conexión 14 pone al primer acceso 101 en comunicación fluidica con el tercer acceso 103, la segunda línea de conexión 15 pone al primer acceso 101 en comunicación fluidica con el cuarto acceso 104 y la tercera de línea conexión 16 pone al segundo acceso 102 en comunicación fluidica con el cuarto acceso 104, mientras que la cuarta línea de conexión 17 pone al segundo acceso 102 en comunicación fluidica con el tercer acceso 103.

10 **[0045]** En otras palabras y como mejor se aclara en lo que se expone a continuación cuando se explica el funcionamiento del circuito, el primer acceso 101 puede ser selectivamente puesto en comunicación ya sea con el tercer acceso 103 o bien con el cuarto acceso 104, mientras que el segundo acceso 102 puede ser selectivamente puesto en comunicación fluidica ya sea con el cuarto acceso 104 o bien con el tercer acceso 103.

15 **[0046]** Es evidente que a fin de obtener este efecto técnico pueden utilizarse las más variadas configuraciones valvulares, incluso distintas del ejemplo que se muestra en las figuras. Por ejemplo pueden usarse apropiados clamps (del tipo de los que son en C o aun distintos) que sean capaces de entrar en contacto con una parte de las líneas de conexión para deformarla selectivamente mediante aplastamiento para así obtener la prohibición o no prohibición del paso del fluido en las distintas líneas, obteniendo así el deseado efecto rectificador. El accionamiento de estos clamps puede ser manual, electromecánico o de otro tipo. Aun como alternativa, pueden usarse otros elementos apropiados para deformar los tubos de una manera preestablecida para así obtener un paso de la sangre por las líneas y en las direcciones deseadas (esto se cumple con respecto a las tres realizaciones que aquí se describen; figuras 1, 4, 7).

20 **[0047]** El dispositivo inversor de flujo 7 al que se hace referencia en las figuras 1-3 está entonces provisto de unos medios de paso unidireccional 13 interpuestos entre al menos dos accesos 101, 102, 103, 104 para permitir un flujo en una sola dirección entre dichos accesos.

25 En la realización que se muestra, los medios de paso unidireccional 13 están situados al menos en una de dichas líneas de conexión 14, 15, 16, 17 y en general en cada una de dichas líneas de conexión para así permitir un flujo en una sola dirección en las mismas.

30 **[0048]** Por ejemplo, estos medios de paso unidireccional 13 pueden constar de un número preestablecido de válvulas de retención 18, y en particular de al menos una válvula 18 para cada una de las líneas de conexión 14, 15, 16 y 17.

**[0049]** Obviamente pueden preverse como alternativa más de una válvula de retención para cada una de las susodichas líneas del dispositivo inversor de flujo 7.

35 **[0050]** La disposición de estas válvulas 18 permite un paso del fluido en la línea de conexión 14 exclusivamente del primer acceso 101 al tercer acceso 103, en la segunda línea de conexión exclusivamente del cuarto acceso 104 al primer acceso 101, en la tercera línea de conexión 16 exclusivamente del cuarto acceso 104 al segundo acceso 102, y en la cuarta línea de conexión 17 exclusivamente del segundo acceso 102 al tercer acceso 103.

40 **[0051]** Es del todo evidente que los medios de paso unidireccional 13 pueden adoptar las más distintas configuraciones. Los mismos pueden estar directamente integrados en las líneas de conexión, estando por ejemplo definidos por labios elásticos dispuestos internamente en la sección del tubo y susceptibles de experimentar deformación para así permitir el paso solamente en una dirección preestablecida.

**[0052]** Con la finalidad anteriormente mencionada pueden también obviamente tomarse en consideración órganos provistos de elementos de recuperación elástica que permitan el paso de la sangre tan sólo en una dirección y solamente en presencia de sobrepresiones (esto es también válido con respecto a la segunda realización).

45 **[0053]** Después de lo expuesto anteriormente desde un punto de vista estructural, el funcionamiento del circuito para el tratamiento extracorpóreo de la sangre (primera realización) es el que se describe a continuación.

**[0054]** En una primera condición de trabajo de los medios de movimiento 8, la bomba peristáltica 9 genera un flujo directo (flecha 10 en la Fig. 2) en el cual la sangre es extraída del acceso vascular del paciente a través de la rama arterial 5 del lado del paciente y es entonces llevada hacia el dispositivo inversor de flujo 7 llegando al primer acceso 101.

50 **[0055]** En esta situación la presión de flujo es de tal naturaleza que se permite la apertura de la válvula de retención 18 conectada a la primera línea de conexión 14, ocasionándose con ello el paso de la sangre al tercer acceso 103.

**[0056]** Simultáneamente, las válvulas de retención 18 que están presentes en las líneas de conexión segunda y cuarta 15, 17 impiden el paso de la sangre al cuarto acceso 104 y al segundo acceso 102, respectivamente. Entonces el flujo sanguíneo tomará la dirección indicada por la flecha 12 en la rama arterial 3 del lado del aparato.

**[0057]** El flujo sanguíneo, una vez que ha pasado a través del aparato de filtración 2, pasará por la rama venosa 4 del lado del aparato llegando a junto al cuarto acceso 104 del dispositivo inversor de flujo. Aquí la presión permitirá la apertura de la válvula de retención 18 que está presente en la tercera línea de conexión 16, con lo que el flujo puede llegar al segundo acceso 102.

5 **[0058]** Simultáneamente, las válvulas de retención 18 que están presentes en las líneas de conexión segunda y cuarta 15, 17 impedirán el paso de flujo por estas líneas aún debido a las diferencias de presión generadas en las líneas del dispositivo.

10 **[0059]** El flujo, una vez que ha llegado al acceso 102, continuará por la rama venosa 6 del lado del paciente para serle entonces restituido al sistema vascular del paciente. Si por el contrario los medios de movimiento 8 fuesen dispuestos en una segunda condición de trabajo mediante la inversión de la dirección de impulsión de la bomba peristáltica 9, sería generado un flujo inverso (indicado por la flecha 11 en la Fig. 3) dentro del circuito, primeramente en la rama arterial 5 del lado del paciente, es decir que sería generado un flujo que iría del dispositivo inversor de flujo 7 al paciente.

15 **[0060]** En particular, mirando la Fig. 3 es posible ver que en esta segunda condición de trabajo la sangre es extraída a través del acceso vascular por la rama venosa 6 del lado del paciente hasta ser alcanzado el segundo acceso 102.

**[0061]** Aquí la presión permitirá la apertura de la válvula de retención 18 que está presente en la cuarta línea de conexión 17 hasta ser alcanzado el tercer acceso 103. Simultáneamente, las válvulas de retención 18 que están presentes en las líneas de conexión primera y tercera 14, 16 impedirán la circulación por estos tramos.

20 **[0062]** El flujo, una vez que el mismo ha llegado al tercer acceso 103, continuará en la dirección identificada en la figura con el número de referencia 12 pasando por la rama arterial del lado del aparato para entrar en el aparato de filtración 2, y luego continuará su recorrido por la rama venosa 4 del lado del aparato hasta ser alcanzado el cuarto acceso 104.

**[0063]** También en esta situación, la presión permitirá la apertura de la válvula de retención 18 que está presente en la segunda línea de conexión 15, con lo cual el flujo puede llegar al primer acceso 101.

25 **[0064]** Obviamente, la válvula de retención 18 que está presente en la tercera línea de conexión 13 impedirá la circulación por este tramo. Desde el primer acceso 101 la sangre circulará entonces por la rama arterial 5 del lado del paciente hasta ser alcanzado el acceso vascular del paciente.

30 **[0065]** Por consiguiente, como puede constatarse comparando las dos distintas configuraciones que se muestran en las Figs. 2 y 3, el dispositivo inversor de flujo 7 es capaz de mantener invariable la dirección de flujo 12 en las ramas arterial y venosa 3, 4 del lado del aparato (haciendo esto de una manera totalmente automática y por consiguiente sin que se requiera intervención manual o humana alguna en el dispositivo inversor), tanto en la primera condición de trabajo como en la segunda condición de trabajo de la bomba peristáltica 9.

35 **[0066]** En otras palabras, invirtiendo la dirección de trabajo de la bomba peristáltica 9 es invertido el flujo de circulación de la sangre en las ramas arterial y venosa 5, 6 del lado del paciente, mientras que permanece invariable el flujo circulatorio en las ramas venosa y arterial 4, 3 del lado del aparato.

40 **[0067]** De hecho, en detalle, mediante el uso de las válvulas de retención el dispositivo inversor se comportará como si estuviesen presentes dentro del mismo unos medios rectificadores de flujo, cuyos medios responden automáticamente a las variaciones de presión que se producen en las ramas del lado del paciente debido a la inversión de la dirección de funcionamiento de la bomba 9 para así mantener invariable el flujo en las ramas del lado del aparato.

**[0068]** En contraste con ello y según la segunda y la tercera realización de la presente invención (figuras 4-6 y figuras 7-9 respectivamente) puede observarse que los medios de movimiento 8 están situados en una posición distinta con respecto a la primera realización.

45 **[0069]** Ciertamente en las dos últimas realizaciones al menos parte del dispositivo inversor de flujo 7 está interpuesta en circuito entre los medios de movimiento 8 (como por ejemplo la bomba de sangre 9) y el aparato 2 de tratamiento de la sangre (a la inversa, en la primera realización los medios de movimiento 8 están con claridad externamente en circuito con respecto a dicho dispositivo inversor de flujo 7).

50 **[0070]** Tanto la segunda realización como la tercera realización (véanse en particular las figuras 4 y 7) están hechas de una primera parte 7a y de una segunda 7b y la bomba peristáltica 9 está en ambos casos interpuesta entre estas dos partes.

**[0071]** En particular la primera parte 7a presenta el tercer acceso 103 anteriormente mencionado, que está directamente en conexión con la rama arterial 3 del lado del aparato, así como una entrada principal y una entrada auxiliar 50, 51 que están ambas en comunicación fluidica con dichos medios de movimiento 8.

55 **[0072]** Como puede verse en las figuras 5, 6, 8 y 9, siempre sale un flujo de sangre del tercer acceso 103 para que la sangre pueda entrar en el filtro 2. Esto sucede en la primera condición de trabajo de los medios de movimiento 8,

pero también en la segunda condición de trabajo de los mismos medios de movimiento 8, condición ésta que se obtiene mediante la inversión de la dirección de impulsión de la bomba peristáltica 9.

**[0073]** En caso de flujo directo, indicado por la flecha 10, de la bomba peristáltica 9 se permite el flujo de sangre en la entrada principal 50 hacia el tercer acceso 103 (véanse las figuras 5 y 8).

5 **[0074]** En la misma condición se impide el flujo de sangre en la entrada auxiliar 51.

**[0075]** A continuación de la inversión de la dirección de impulsión de la bomba peristáltica 9, sería generado dentro del circuito un flujo inverso (indicado por la flecha 11 en las figuras 6 y 9) y se permitirá un flujo de sangre en la entrada auxiliar 51 hacia el tercer acceso 103, mientras que dicho flujo de sangre será impedido en la entrada principal 50.

10 **[0076]** La configuración hidráulica anteriormente descrita se obtiene en la segunda realización mediante el uso de unos medios de paso unidireccional 13 interpuestos entre las entradas principal y/o auxiliar 50, 51 y el tercer acceso 103.

**[0077]** Como puede verse en la figuras 5 y 6, los medios de paso unidireccional 13 pueden estar definidos por al menos una válvula de retención 18.

15 **[0078]** Obviamente puede usarse más de una válvula para cada línea, y también pueden usarse soluciones distintas y equivalentes, como se ha descrito anteriormente.

**[0079]** En la solución que se muestra en las figuras 8 y 9, pueden usarse al menos unos medios 53 con dos entradas y una salida.

20 **[0080]** Tales medios 53 son capaces de admitir un flujo de sangre procedente ya sea de una o bien de la otra entrada 50, 51, y de de todos modos permitir un flujo de sangre en una dirección unidireccional en la salida 103.

**[0081]** Por ejemplo puede usarse como se muestra en las figuras 8 y 9 una válvula de tres vías 56 que esté directamente en conexión con las entradas principal y auxiliar 50, 51 y con el tercer acceso 103.

25 **[0082]** Desde un punto de vista estructural una válvula de retención de tres vías de este tipo puede estar hecha como se muestra en las figuras 10a y 10b; pudiendo el fluido proceder de cualquiera de los pasajes abiertos hacia uno de los otros dos conductos.

**[0083]** Tan sólo se impide siempre el paso de una entrada izquierda a la entrada derecha y viceversa.

**[0084]** Particularmente la diferencia de presión entre las salidas (entradas) determina qué salida (entrada) será abierta y cuál será cerrada, como claramente comprende el experto en la materia.

30 **[0085]** Obviamente pueden usarse otras adecuadas geometrías o estructuras hidráulicas a fin de obtener el mismo efecto técnico (es decir, el paso directo de la sangre a la entrada/salida).

**[0086]** Una segunda parte 7b tanto de la segunda realización como de la tercera realización presenta al menos un primer, un segundo y un cuarto acceso 101, 102, 104, así como una salida principal y una salida auxiliar 54, 55.

35 **[0087]** En la primera condición de trabajo de los medios de movimiento 8 se permite un flujo de sangre desde el primer acceso 101 hacia la salida principal 54, mientras que se impide el flujo de sangre en la salida auxiliar 55 (véanse a este respecto las figuras 5 y 8).

**[0088]** Por el contrario, en la segunda condición de trabajo de los medios de movimiento 8 (figuras 6 y 9) se permite el flujo de sangre desde el segundo acceso 102 hacia la salida auxiliar 55, mientras que se impide dicho flujo de sangre en la salida principal 54.

40 **[0089]** Estructuralmente hablando, la segunda parte 7b comprende dos líneas 60, 61; conectando la primera línea 60 al segundo acceso 102 con la salida auxiliar 55, que está a su vez directamente en conexión con la entrada principal 50 de la primera parte 7a.

**[0090]** La segunda línea 61 conecta el primer acceso 101 a la salida principal 54, que está a su vez directamente en conexión con la entrada auxiliar 51 de la primera parte 7a.

45 **[0091]** Tanto la segunda como la tercera realización del dispositivo inversor de flujo 7 presentan un flujo de sangre que procede del filtro 2 pasando por la rama venosa 4 del lado del aparato y en la primera condición de trabajo de los medios movimiento 8 es dirigido hacia el segundo acceso 102, mientras que en la segunda condición de trabajo de los medios de movimiento es dirigido hacia el primer acceso 101.

**[0092]** En otras palabras, la inversión de la impulsión de la bomba peristáltica 9 no afecta al flujo de sangre en el cuarto acceso 104, mientras que invierte el flujo de sangre en los accesos primero y segundo 101, 102.

50 **[0093]** En otras palabras, la segunda parte 7b comprende unos medios 57 para permitir, en la primera condición de trabajo, un flujo de sangre desde el primer acceso 101 hacia la salida principal 54 y desde el cuarto acceso 104

hacia el segundo acceso 102, y para permitir, en la segunda condición de trabajo, un flujo de sangre desde el segundo acceso 102 hasta la salida auxiliar 55 y desde el cuarto acceso 104 hacia el primer acceso 101.

**[0094]** En la segunda realización dichos medios 57 comprenden al menos unos medios de paso unidireccional 13 interpuestos entre la salida principal y/o auxiliar 54, 55 y el primer y/o segundo acceso 101, 102.

5 **[0095]** Como puede verse, está situada en la primera línea 60 al menos una válvula de retención 18 y está situada en la segunda línea 61 al menos una válvula de retención 18.

**[0096]** Además, los medios 57 de la segunda realización comprenden al menos a unos medios 62 con una entrada y dos salidas que son capaces de admitir un flujo de sangre procedente del cuarto acceso 104 y de permitir un flujo de sangre hacia el segundo acceso 102 o bien hacia el primer acceso 101 selectivamente.

10 **[0097]** Por ejemplo puede usarse la válvula de tres vías 63 que se muestra en las figuras 10a y 10b.

**[0098]** En particular una válvula de tres vías de este tipo estará situada en una línea que conecte directamente la primera línea 60 y la segunda línea 61 anteriormente descritas; quedando la tercera entrada de la válvula de tres vías directamente en conexión con el cuarto acceso 104.

15 **[0099]** Está claro que la segunda realización así como la primera realización permite automáticamente el correcto flujo de sangre en el circuito en cuanto es activada la bomba peristáltica en su condición directa o inversa.

20 **[0100]** En contraste con ello, la tercera realización del dispositivo inversor de flujo 7 tiene unos medios 57 que comprenden una válvula 58 (como por ejemplo una válvula de corredera) que tiene un cuerpo 59 que es móvil entre al menos una posición normal que permite un flujo de sangre del cuarto acceso 104 al segundo acceso 102 y del primer acceso 101 a la salida principal 54 y una posición inversa que permite un flujo de sangre del cuarto acceso 104 al primer acceso 101 y del segundo acceso 102 a la salida auxiliar 55.

**[0101]** En detalle el cuerpo móvil 59 está definido internamente en una cámara de la válvula de corredera y puede trasladarse de la posición normal a la invertida y viceversa.

**[0102]** En las imágenes (figuras 7-9) la válvula consta de una corredera que conecta distintas salidas y entradas en dependencia de si la corredera está en la posición izquierda o en la posición derecha.

25 **[0103]** Obviamente, la corredera cambia de posición cada vez que se cambia la dirección de la bomba.

**[0104]** El cuerpo móvil 59 presenta peculiares recorridos internos que permiten los flujos de sangre anteriormente mencionados.

30 **[0105]** Obviamente, en esta última realización la válvula de corredera puede ser gobernada eléctrica o mecánicamente por la dirección de la bomba de sangre, pero obviamente pueden usarse otras maneras de gobernar a una válvula de este tipo.

**[0106]** Finalmente y como puede verse por las figuras 4 a 9, puede observarse que la bomba peristáltica de los medios de movimiento 8 está situada en una línea 52 que pone directamente en conexión las salidas principal y auxiliar 54, 55 y que también pone directamente en conexión las entradas principal y auxiliar 50, 51.

**[0107]** La invención logra importantes ventajas.

35 **[0108]** Ante todo, el dispositivo de la invención permite mantener constante la dirección de flujo dentro del aparato de tratamiento de la sangre, independientemente de las condiciones de funcionamiento directo o inverso de la bomba peristáltica de sangre.

**[0109]** Por otro lado, el dispositivo es capaz de permitir el funcionamiento anteriormente descrito de manera totalmente automática y sin que se requiera intervención alguna por parte de un operador.

40 **[0110]** Con referencia a la realización ilustrada, el uso de válvulas de retención adecuadamente posicionadas permite obtener un circuito muy sencillo y económico.

**[0111]** Por añadidura, debido a la ausencia de intervención manual o electromecánica alguna para el mantenimiento de las condiciones de flujo, el dispositivo es muy fiable y se ven muy reducidos los riesgos de disfunción.

45 **[0112]** Obsérvese que a pesar de que en los dibujos adjuntos las líneas 3, 4, 5, 6 parecen tener una determinada longitud con respecto a los demás componentes, las dimensiones que se ilustran deben entenderse tan sólo a modo de ejemplo y no como características limitativas. Además, dichas líneas pueden obtenerse por medio de tubos deformables convencionales, o bien y como alternativa pueden obtenerse con estructuras rígidas.

El propio dispositivo 7 podría obtenerse en una estructura rígida tipo casete que integrase las trampas de burbujas venosas y arteriales, en caso de haberlas, y/o al dializador.

50 Las conexiones de la entrada de sangre y la salida de sangre del aparato de tratamiento con los accesos 101 y 103 (es decir, con las ramas del lado del aparato) podrían minimizarse en cuanto a la longitud e incluso podrían reducirse



a conexiones directas con el aparato de tratamiento.

## REIVINDICACIONES

1. Dispositivo inversor de flujo para circuitos de tratamiento extracorpóreo de la sangre que comprende:
- 5 - al menos cuatro accesos (101, 102, 103, 104), estando un primer acceso (101) diseñado para ser puesto en conexión fluidica con la rama arterial (5) del lado del paciente, estando un segundo acceso (102) diseñado para ser puesto en conexión fluidica con la rama venosa (6) del lado del paciente, estando un tercer acceso (103) diseñado para ser puesto en conexión fluidica con la rama arterial (3) del lado del aparato, estando un cuarto acceso (104) diseñado para ser puesto en conexión fluidica con la rama venosa (4) del lado del aparato, estando el primer acceso (101) selectivamente en comunicación fluidica ya sea con el tercer acceso (103) o bien con el cuarto acceso (104) y estando el segundo acceso (102) selectivamente en comunicación fluidica ya sea con el cuarto acceso (104) o bien con el tercer acceso (103); **caracterizado por el hecho de que** comprende además:
- 10 - unos medios de paso unidireccional (13) interpuestos entre al menos dos de dichos accesos (101, 102, 103, 104) para permitir la circulación en una dirección solamente entre dichos dos accesos, comprendiendo los medios de paso unidireccional (13) al menos una válvula de retención (18).
- 15 2. Dispositivo como el reivindicado en la reivindicación 1, **caracterizado por el hecho de que** comprende al menos cuatro líneas de conexión (14, 15, 16, 17) de los accesos (101, 102, 103, 104), poniendo la primera línea de conexión (14) al primer acceso (101) en comunicación fluidica con el tercer acceso (103), poniendo la segunda línea de conexión (15) al primer acceso (101) en comunicación fluidica con el cuarto acceso (104), poniendo la tercera línea de conexión (16) al segundo acceso (102) en comunicación fluidica con el cuarto acceso (104), y poniendo la cuarta línea de conexión (17) al segundo acceso (102) en comunicación fluidica con el tercer acceso (103).
- 20 3. Dispositivo como el reivindicado en la reivindicación 2, **caracterizado por el hecho de que** los medios de paso unidireccional (13) están situados en al menos una de dichas líneas de conexión (14, 15, 16, 17).
- 25 4. Dispositivo como el reivindicado en la reivindicación 2, **caracterizado por el hecho de que** los medios de paso unidireccional (13) están situados en cada una de dichas líneas de conexión (14, 15, 16, 17) para permitir la circulación solamente en una dirección en cada una de dichas líneas.
5. Dispositivo como el reivindicado en la reivindicación 2, **caracterizado por el hecho de que** los medios de paso unidireccional (13) comprenden al menos una válvula de retención (18) para cada una de dichas líneas de conexión (14, 15, 16, 17).
- 30 6. Dispositivo como el reivindicado en la reivindicación 4, **caracterizado por el hecho de que** los medios de paso unidireccional (13) permiten el paso de un fluido en la primera línea de conexión (14) exclusivamente del primer acceso (101) al tercer acceso (103).
- 35 7. Dispositivo como el reivindicado en la reivindicación 4, **caracterizado por el hecho de que** los medios de paso unidireccional (13) permiten el paso de un fluido en la segunda línea de conexión (15) exclusivamente del cuarto acceso (104) al primer acceso (101).
8. Dispositivo como el reivindicado en la reivindicación 4, **caracterizado por el hecho de que** los medios de paso unidireccional (13) permiten el paso de un fluido en la tercera línea de conexión (16) exclusivamente del cuarto acceso (104) al segundo acceso (102).
- 40 9. Dispositivo como el reivindicado en la reivindicación 4, **caracterizado por el hecho de que** los medios de paso unidireccional (13) permiten el paso de un fluido en la cuarta línea de conexión (17) exclusivamente del segundo acceso (102) al tercer acceso (103).
10. Circuito desechable (1) de tratamiento de sangre que comprende:
- al menos un aparato de tratamiento de sangre (2);
- al menos un dispositivo para la inversión del flujo (7) según la reivindicación 1.
- 45 11. Circuito desechable de tratamiento de sangre según la reivindicación 10, en donde el tercer acceso (103) está en conexión con una entrada de sangre del aparato de tratamiento de sangre de dicho circuito, y el cuarto acceso (104) está en conexión con una salida de sangre del aparato de tratamiento de sangre de dicho circuito.
12. Circuito desechable de tratamiento de sangre según la reivindicación 11, que comprende:
- 50 - al menos una rama arterial (5) del lado del paciente y al menos una rama venosa (6) del lado del paciente que están diseñadas para ser puestas en comunicación fluidica con el acceso vascular de un paciente;

- estando el primer acceso (101) en conexión con la rama arterial (5) del lado del paciente, y estando el segundo acceso (102) en conexión con la rama venosa (6) del lado del paciente,
- 5 permitiendo dicho dispositivo inversor (7) al menos una condición de funcionamiento directo con conexión fluidica entre la rama arterial (5) del lado del paciente y la entrada de sangre del aparato de tratamiento y una condición de funcionamiento inverso con conexión fluidica entre la rama venosa (6) del lado del paciente y la entrada de sangre del aparato de tratamiento.
13. Circuito como el reivindicado en la reivindicación 10 u 11 o 12, **caracterizado por el hecho de que** el dispositivo inversor de flujo (7) comprende al menos cuatro líneas de conexión (14, 15, 16, 17) de los accesos (101, 102, 103, 104), poniendo la primera línea de conexión (14) al primer acceso (101) en comunicación fluidica con el tercer acceso (103), poniendo la segunda línea de conexión (15) al primer acceso (101) en comunicación fluidica con el cuarto acceso (104), poniendo la tercera línea de conexión (16) al segundo acceso (102) en comunicación fluidica con el cuarto acceso (104), y poniendo la cuarta línea de conexión (17) al segundo acceso (102) en comunicación fluidica con el tercer acceso (103).
- 10
14. Circuito como el reivindicado en la reivindicación 13, **caracterizado por el hecho de que** las válvulas unidireccionales (18) están situadas en sendas líneas de conexión (14, 15, 16, 17) para permitir la circulación solamente en una dirección en cada una de dichas líneas.
- 15
15. Circuito para el tratamiento extracorpóreo de la sangre que comprende:
- al menos un aparato de tratamiento de sangre (2);
- al menos una rama arterial (3) del lado del aparato y al menos una rama venosa (4) del lado del aparato que están en conexión con el aparato de tratamiento (2);
- 20
- al menos una rama arterial (5) del lado del paciente y al menos una rama venosa (6) del lado del paciente que están diseñadas para ser puestas en comunicación fluidica con un acceso vascular de un paciente;
- al menos un dispositivo inversor de flujo (7) según cualquiera de las reivindicaciones 1-9, en donde
- 25 el dispositivo inversor de flujo está en conexión con dicha rama arterial y dicha rama venosa (3, 4) del lado del aparato y con dicha rama arterial y dicha rama venosa (5, 6) del lado del paciente, permitiendo dicho dispositivo inversor de flujo (7) al menos una condición de funcionamiento directo con conexión fluidica entre la rama arterial (5) del lado del paciente y la rama arterial (3) del lado del aparato y una condición de funcionamiento inverso con conexión fluidica entre la rama venosa (6) del lado del paciente y la rama arterial (3) del lado del aparato; y el primer acceso (101) es puesto en conexión fluidica con la rama arterial (5) del lado del paciente, el segundo acceso (102) es puesto en conexión fluidica con la rama venosa (6) del lado del paciente, el tercer acceso (103) es puesto en conexión fluidica con la rama arterial (3) del lado del aparato, y el cuarto acceso (104) es puesto en conexión fluidica con la rama venosa (4) del lado del aparato;
- 30
- 35 - unos medios de movimiento (8) para generar un flujo en dichas ramas arterial y venosa (5, 6) del lado del paciente y en dichas ramas arterial y venosa (3, 4) del lado del aparato,
- estando al menos parte de dicho dispositivo inversor de flujo (7) interpuesta en circuito entre dichos medios de movimiento (8) y dicho aparato de tratamiento de sangre (2) y siendo dicho dispositivo inversor de flujo capaz de mantener invariable la dirección de flujo (12) en las ramas arterial y venosa (3, 4) del lado del aparato tanto en su condición de funcionamiento directo como en su condición de funcionamiento inverso.
- 40
16. Circuito como el reivindicado en la reivindicación 15, en donde el dispositivo inversor de flujo (7) está interpuesto en circuito entre dichos medios de movimiento (8) y dicho aparato de tratamiento de sangre (2), siendo los medios de movimiento (8) activos en la rama arterial (5) del lado del paciente y/o en la rama venosa (6) del lado del paciente y siendo dichos medios de movimiento externos en circuito con respecto a dicho dispositivo inversor de flujo (7).
- 45
17. Circuito como el reivindicado en cualquiera de las anteriores reivindicaciones 15 o 16, **caracterizado por el hecho de que** los medios de movimiento (8) comprenden al menos una bomba de sangre (9).
- 50
18. Circuito como el reivindicado en cualquiera de las anteriores reivindicaciones 15 o 17, **caracterizado por el hecho de que** los medios de movimiento (8) tienen al menos una primera condición de trabajo en la cual dichos medios son capaces de generar un flujo directo (10) en la rama arterial (5) del lado del paciente del paciente al dispositivo inversor de flujo (7) y una segunda condición de trabajo en la cual dichos medios son capaces de generar un flujo inverso (11) en la rama arterial (5) del lado del paciente del dispositivo inversor de flujo (7) al paciente.
- 55
19. Circuito como el reivindicado en la reivindicación 18, **caracterizado por el hecho de que** el dispositivo

inversor de flujo (7) mantiene invariable la dirección de flujo (12) en las ramas arterial y venosa (3, 4) del lado del aparato tanto en la primera como en la segunda condición de trabajo de los medios de movimiento (8).

- 5 20. Circuito como el reivindicado en la reivindicación 15, como dependiente de la reivindicación 4, **caracterizado por el hecho de que** los medios de paso unidireccional (13) en la condición de funcionamiento directo del dispositivo inversor (7) permiten el paso de un fluido de la rama arterial (5) del lado del paciente y a través del primer acceso (101) al tercer acceso (103), luego a través de la rama arterial (3) del lado del aparato al interior del aparato de tratamiento de sangre (2) y luego el paso de un fluido a través de la rama venosa (4) del lado del aparato y al cuarto acceso (104) y desde ahí y a través de la tercera línea de conexión (16) al segundo acceso (102) y luego a través de la rama venosa (6) del lado del paciente al propio paciente.
- 10
- 15 21. Circuito como el reivindicado en la reivindicación 15, como dependiente de la reivindicación 4, **caracterizado por el hecho de que** los medios de paso unidireccional (13) en la condición de funcionamiento inverso del dispositivo inversor (7) permiten el paso de un fluido de la rama venosa (6) del lado del paciente y a través del segundo acceso (102) al tercer acceso (103), desde el tercer acceso (103) a través de la rama arterial (3) del lado del aparato y luego a través del aparato de tratamiento de sangre (2), luego desde la rama venosa (4) del lado del aparato y a través del cuarto acceso (104) al primer acceso (101) y luego a través de la rama arterial (5) del lado del paciente al propio paciente.
- 20 22. Circuito como el reivindicado en la reivindicación 15, **caracterizado por el hecho de que** el dispositivo inversor de flujo (7) comprende un primera parte (7a) que tiene al menos un tercer acceso (103) y una segunda parte (7b) que tiene al menos un primer, un segundo y un cuarto acceso (101, 102, 104), permaneciendo el flujo de sangre en el tercer acceso (103) de la primera parte (7a) así como en el cuarto acceso (104) de la segunda parte invariable tanto en la condición de funcionamiento con conexión fluídica entre la rama arterial (5) del lado del paciente y la rama arterial (3) del lado del aparato como en la condición de funcionamiento inverso con conexión fluídica entre la rama venosa (6) del lado del paciente y la rama arterial (3) del lado del aparato, siendo el flujo de sangre en los accesos primero y segundo (101, 102) de la segunda parte respectivamente invertido al pasar de la condición de funcionamiento directo a la condición de funcionamiento inverso.
- 25 23. Circuito como el reivindicado en la reivindicación 22, **caracterizado por el hecho de que** los medios de movimiento (8) están interpuestos en circuito entre la primera parte (7a) y la segunda parte (7b) del dispositivo inversor de flujo (7).
- 30 24. Circuito como el reivindicado en la reivindicación 22 o 23, **caracterizado por el hecho de que** los medios de movimiento (8) tienen al menos una primera condición de trabajo en la cual dichos medios son capaces de generar un flujo directo (10) en la rama arterial (5) del lado del paciente del paciente al dispositivo inversor de flujo (7) y una segunda condición de trabajo en la cual dichos medios son capaces de generar un flujo inverso (11) en la rama arterial (5) del lado del paciente del dispositivo inversor de flujo (7) al paciente.
- 35 25. Circuito como el reivindicado en la reivindicación 24, **caracterizado por el hecho de que** el dispositivo inversor de flujo (7) mantiene invariable la dirección de flujo (12) en las ramas arterial y venosa (3, 4) del lado del aparato tanto en la primera condición de trabajo como en la segunda condición de trabajo de los medios de movimiento (8).
- 40 26. Circuito como el reivindicado en la reivindicación 24, **caracterizado por el hecho de que** la primera parte (7a) incluye además una entrada principal y una entrada auxiliar (50, 51) que están ambas en comunicación fluídica con dichos medios de movimiento (8), siendo el flujo de sangre permitido en la entrada principal (50) en la primera condición de trabajo de los medios de movimiento (8), mientras que dicho flujo de sangre es impedido en la entrada auxiliar (51) en la misma primera condición de trabajo, y siendo el flujo de sangre permitido en la entrada auxiliar (51) en la segunda condición de trabajo de los medios de movimiento (8), mientras que dicho flujo de sangre es impedido en la entrada principal (50).
- 45 27. Circuito según la reivindicación 26, **caracterizado por el hecho de que** los medios de movimiento (8) están situados en una línea (52) que conecta las entradas principal y auxiliar (50, 51).
- 50 28. Circuito según la reivindicación 26, **caracterizado por el hecho de que** la primera parte (7a) comprende al menos unos medios (53) con dos entradas y una salida que son capaces de admitir un flujo de sangre procedente de una o de la otra entrada (50, 51) y de de todos modos permitir un flujo de sangre en una dirección unidireccional en la salida (103).
- 55 29. Circuito según la reivindicación 26, **caracterizado por el hecho de que** la primera parte (7a) comprende unos segundos medios de paso unidireccional (13) interpuestos entre las entradas principal y/o auxiliar (50, 51) y el tercer acceso (103).
30. Circuito según la reivindicación 29, **caracterizado por el hecho de que** los segundos medios de paso

- unidireccional (13) comprenden al menos una válvula de retención (18).
31. Circuito según la reivindicación 28, **caracterizado por el hecho de que** la primera parte (7a) comprende una válvula de tres vías (56) que está directamente en conexión con las entradas principal y auxiliar (50, 51) y con el tercer acceso (103).
- 5 32. Circuito según la reivindicación 24, **caracterizado por el hecho de que** la segunda parte (7b) incluye además una salida principal y una salida auxiliar (54, 55) que están ambas en comunicación fluidica con dichos medios de movimiento (8), siendo el flujo de sangre permitido en la salida principal (54) en la primera condición de trabajo de los medios de movimiento (8), mientras que dicho flujo de sangre es impedido en la salida auxiliar (55) en la misma primera condición de trabajo de los medios de movimiento (8), y siendo el flujo de sangre permitido en la salida auxiliar (55) en la segunda condición de trabajo de los medios de movimiento (8), mientras que dicho flujo de sangre es impedido en la salida principal (54).
- 10 33. Circuito según la reivindicación 32, **caracterizado por el hecho de que** la segunda parte (7b) comprende unos medios (57) para permitir, en la primera condición de trabajo, el flujo de sangre del primer acceso (101) a la salida principal (54) y desde el cuarto acceso (104) hacia el segundo acceso (102) y para permitir, en la segunda condición de trabajo, el flujo de sangre del segundo acceso (102) a la salida auxiliar (55) y desde el cuarto acceso (104) hacia el primer acceso (101).
- 15 34. Circuito según la reivindicación 32, **caracterizado por el hecho de que** los medios de movimiento (8) están situados en una línea (52) que conecta las salidas principal y auxiliar (54, 55).
- 20 35. Circuito según la reivindicación 33, **caracterizado por el hecho de que** dichos medios (57) comprenden una válvula (58) que tiene un cuerpo (59) que es móvil entre al menos una posición normal que permite el flujo de sangre del cuarto acceso (104) al segundo acceso (102) y del primer acceso (101) a la salida principal (54) y una posición inversa que permite el flujo de sangre del cuarto acceso (104) al primer acceso (101) y del segundo acceso (102) a la salida auxiliar (55).
- 25 36. Circuito según la reivindicación 33, **caracterizado por el hecho de que** dichos medios (57) comprenden al menos unos segundos medios de paso unidireccional (13) interpuestos entre las salidas principal y/o auxiliar (54, 55) y el primer acceso y/o el segundo acceso (101, 102).
- 30 37. Circuito según la reivindicación 36, **caracterizado por el hecho de que** la segunda parte (7b) comprende dos líneas (60, 61), poniendo la primera línea (60) a un segundo acceso (102) en conexión con la salida auxiliar (55), poniendo la segunda línea (61) al primer acceso (101) en conexión con la salida principal (54), y estando los segundos medios de paso unidireccional (30) situados tanto en la primera línea (60) como en la segunda línea (61).
- 35 38. Circuito según la reivindicación 37, **caracterizado por el hecho de que** los segundos medios de paso unidireccional (13) comprenden al menos una válvula de retención (18).
39. Circuito según la reivindicación 33, **caracterizado por el hecho de que** los medios (57) comprenden al menos unos medios (62) con una entrada y dos salidas que son capaces de admitir un flujo de sangre procedente del cuarto acceso (104) y de permitir un flujo de sangre hacia el segundo acceso (102) o hacia el primer acceso (101) selectivamente.
- 40 40. Circuito según las reivindicaciones 36 y 38, **caracterizado por el hecho de que** la segunda parte (7b) comprende una válvula de tres vías (63) que está directamente en conexión con las líneas primera y segunda (60, 61) y con el cuarto acceso (104).

FIG 1

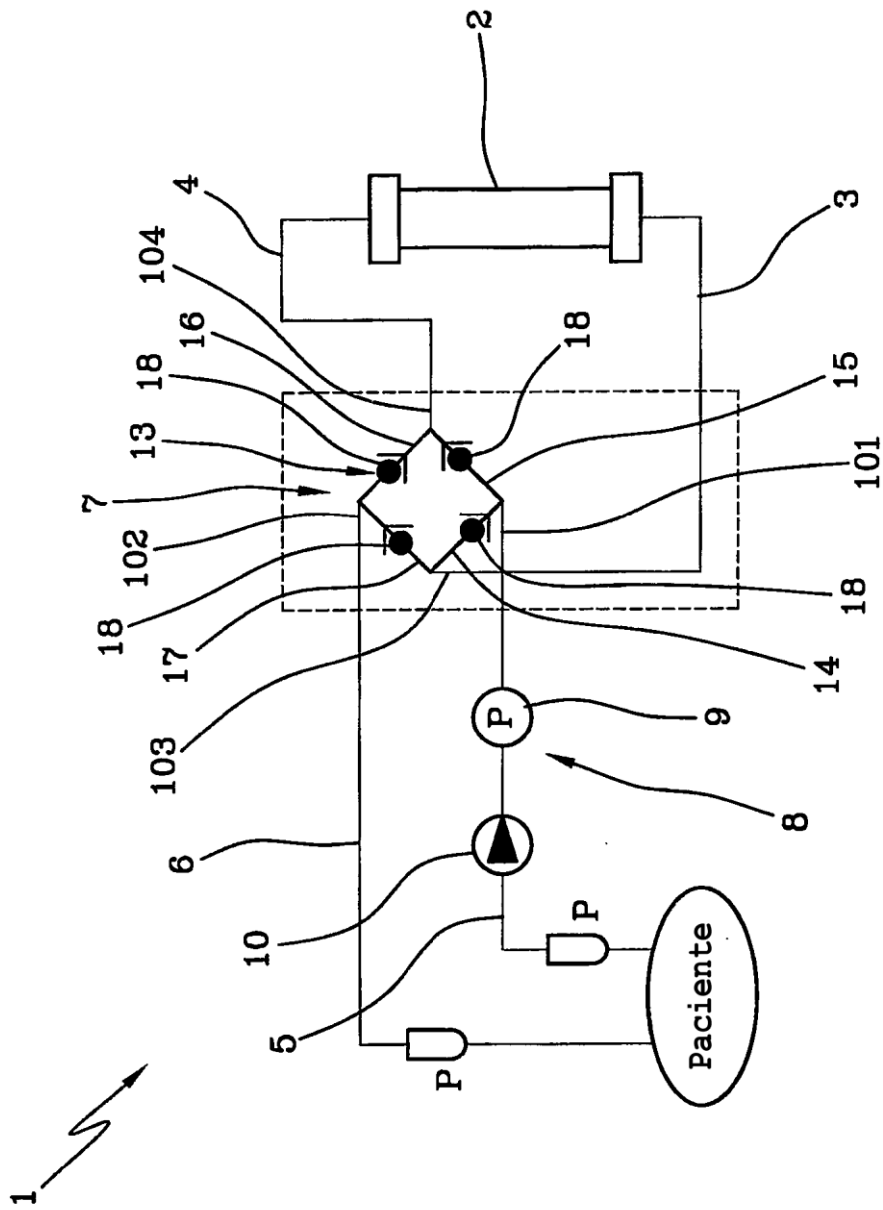


FIG 2

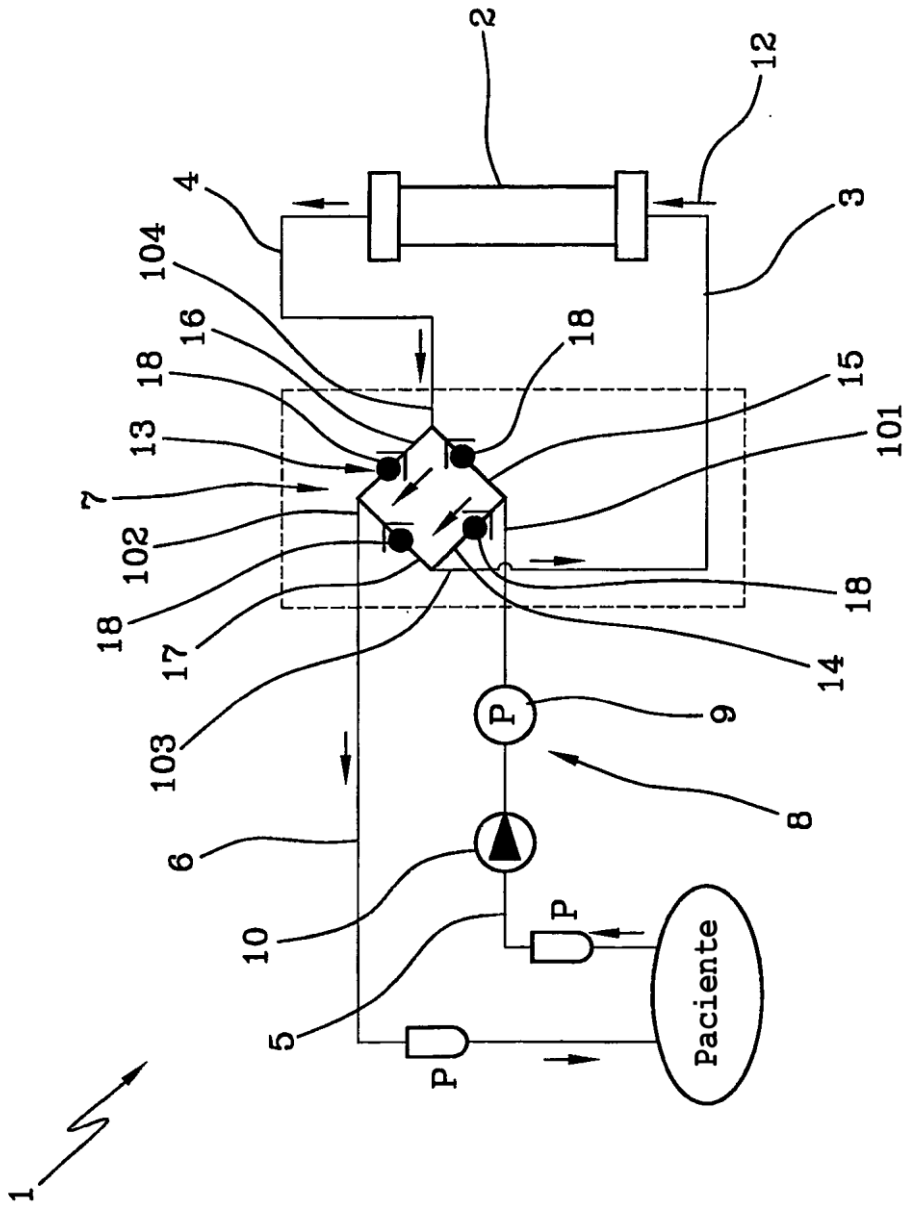


FIG 3

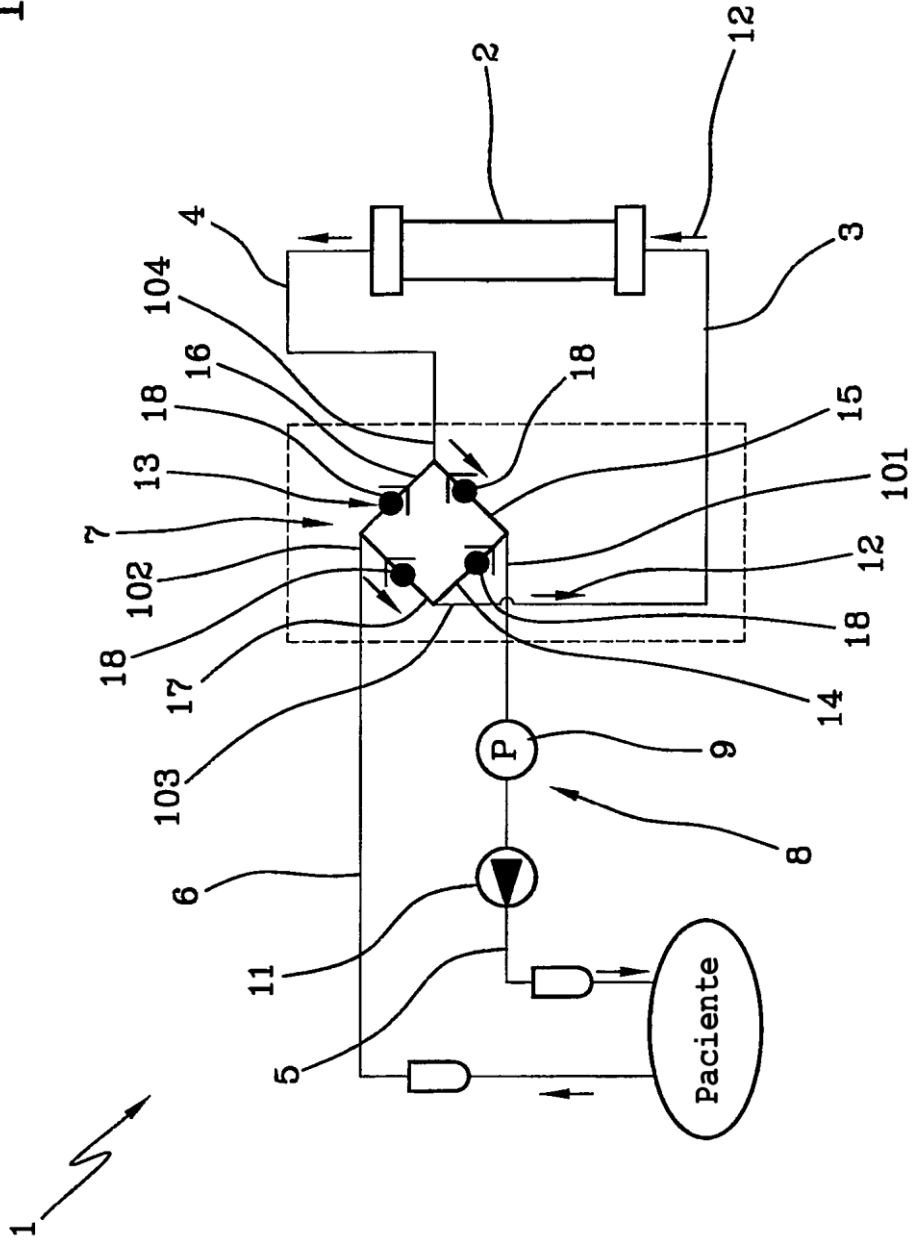




FIG 4

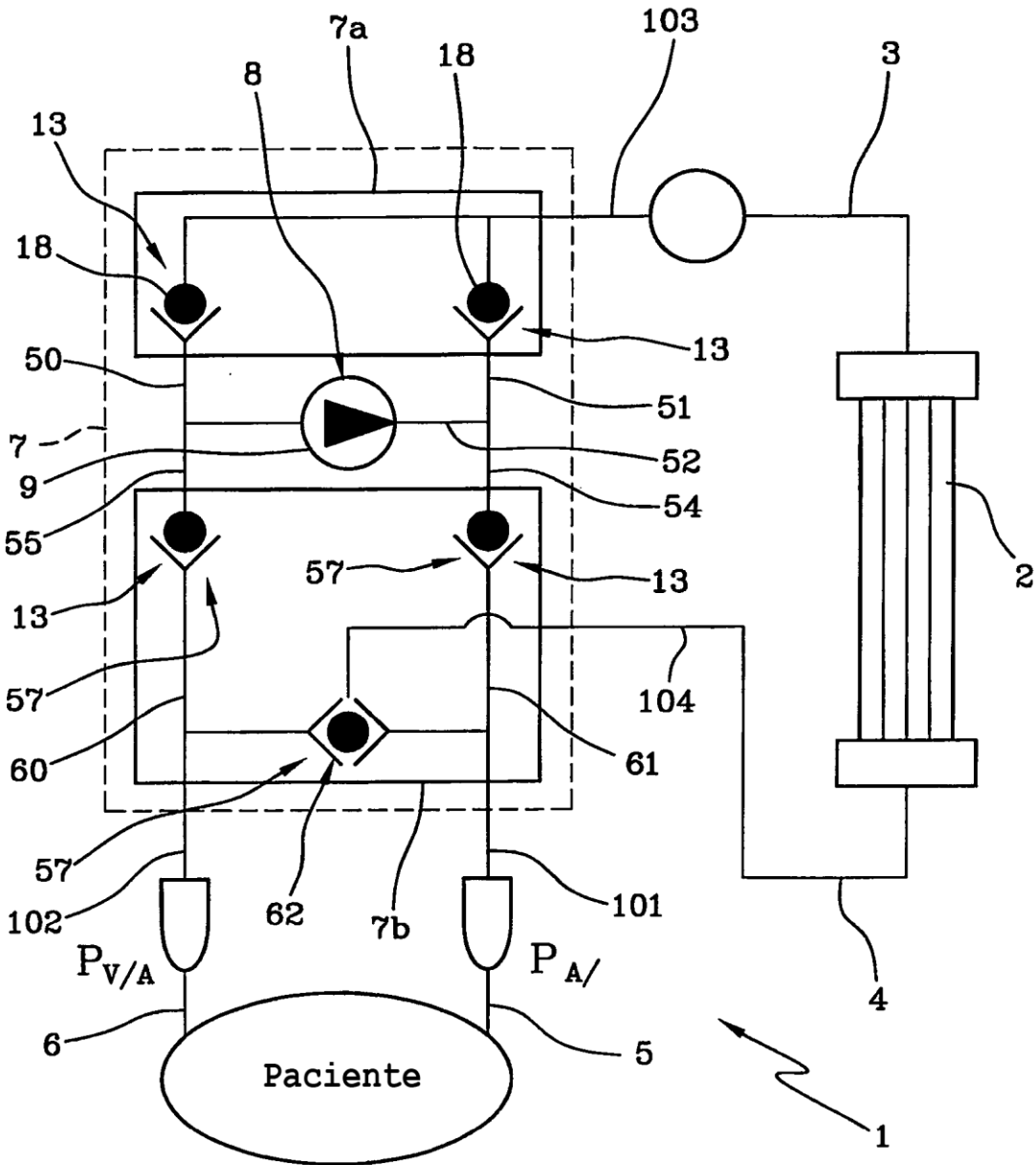


FIG 5

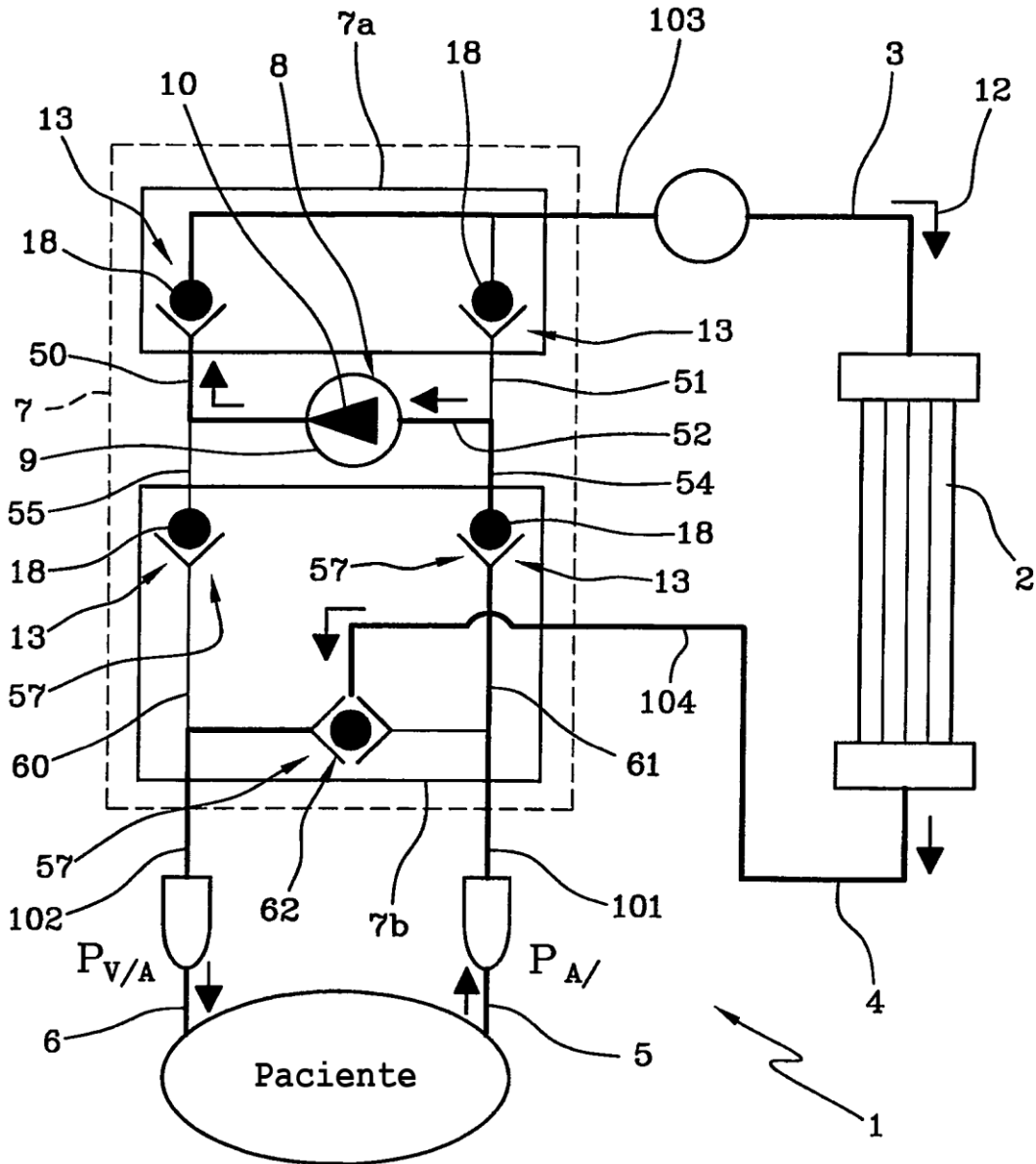


FIG 6

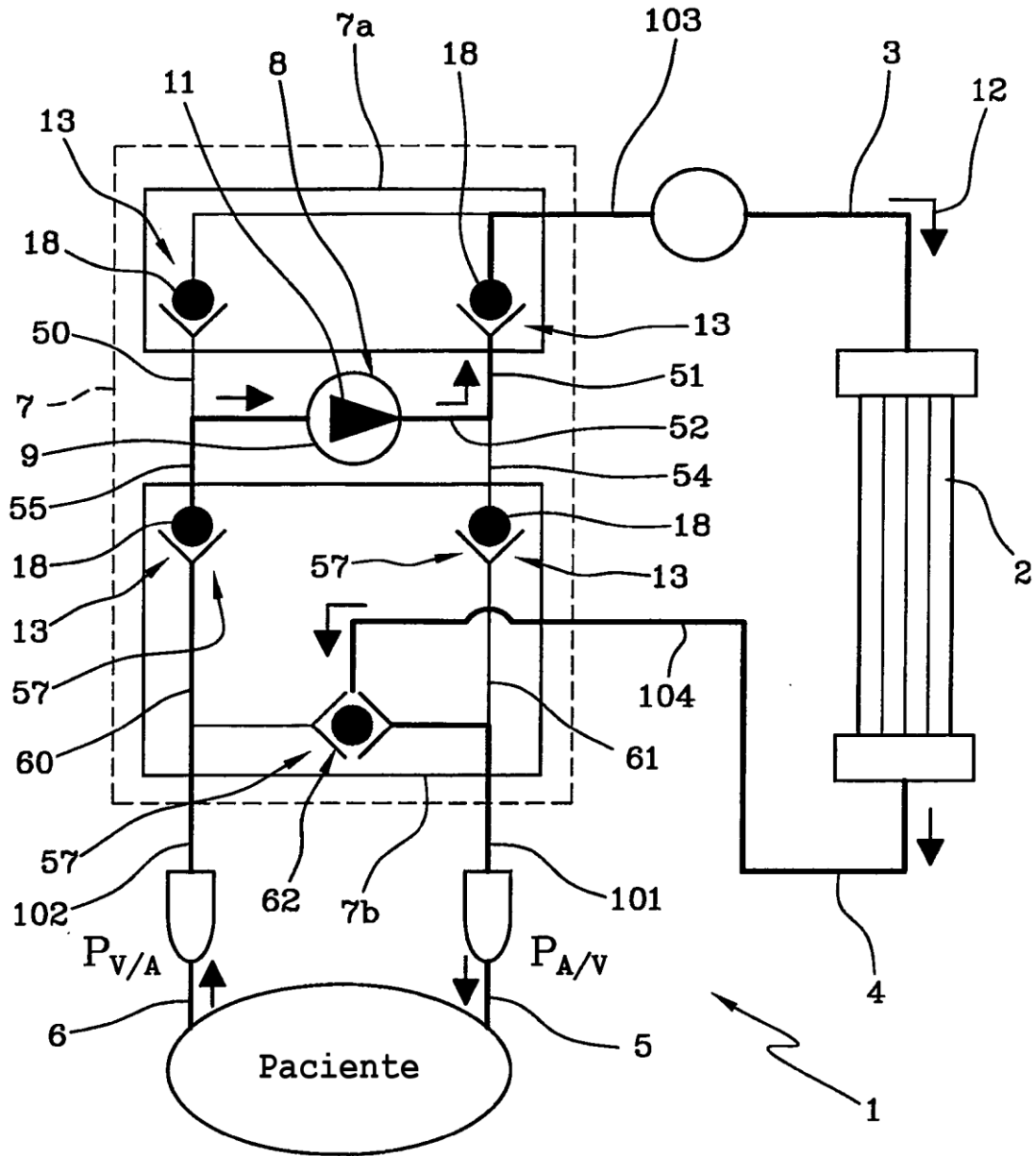


FIG 7

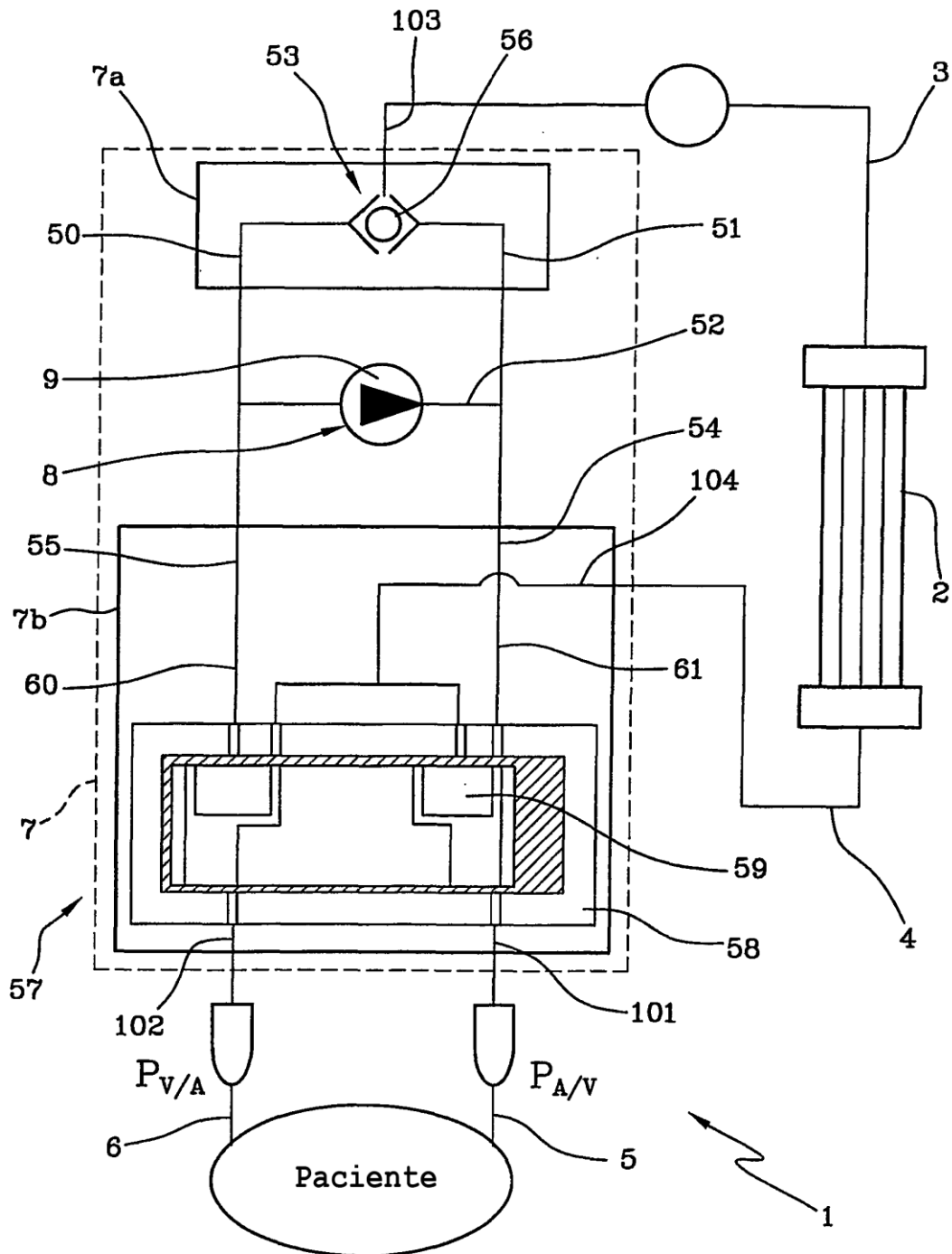


FIG 8

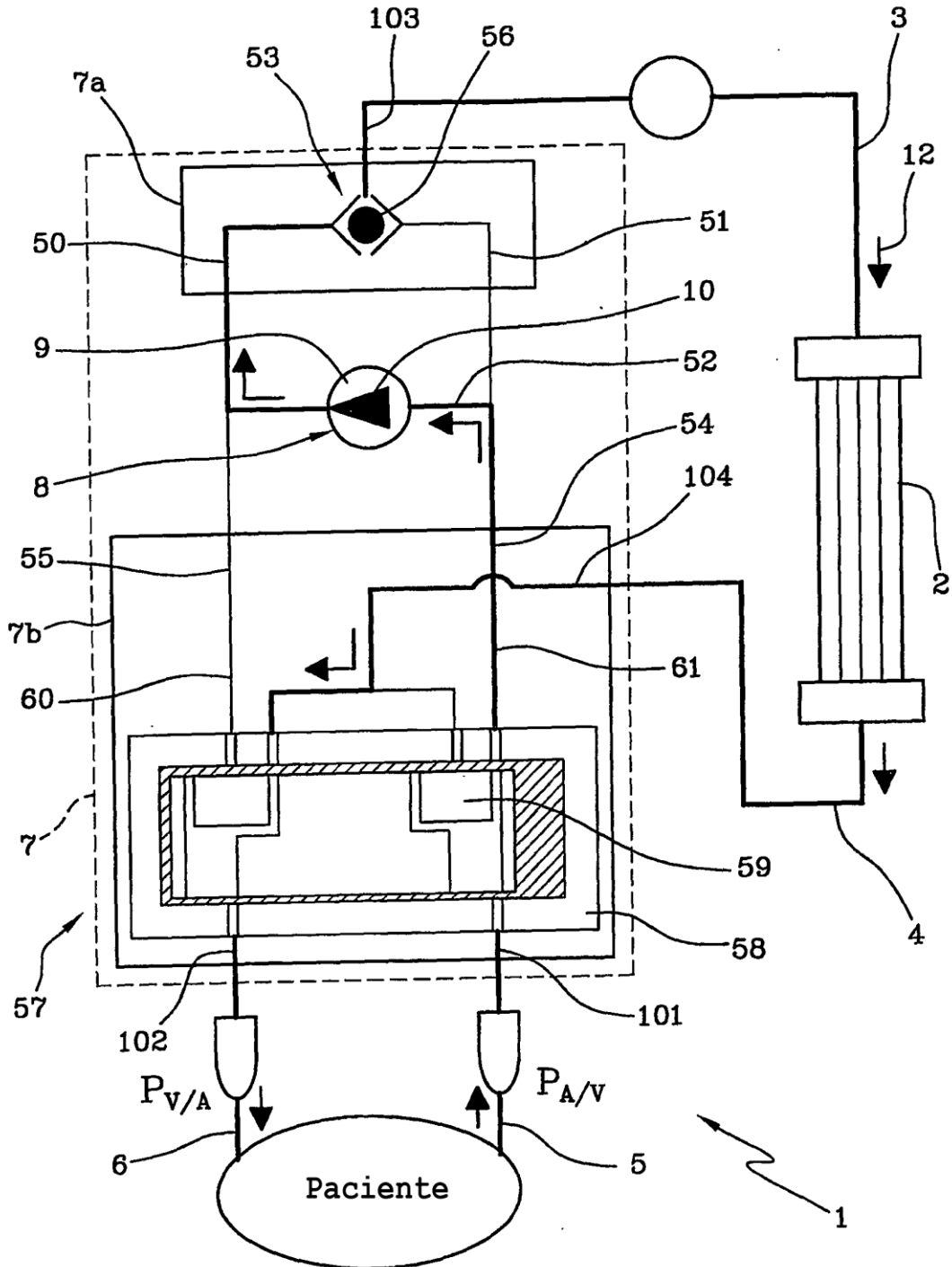
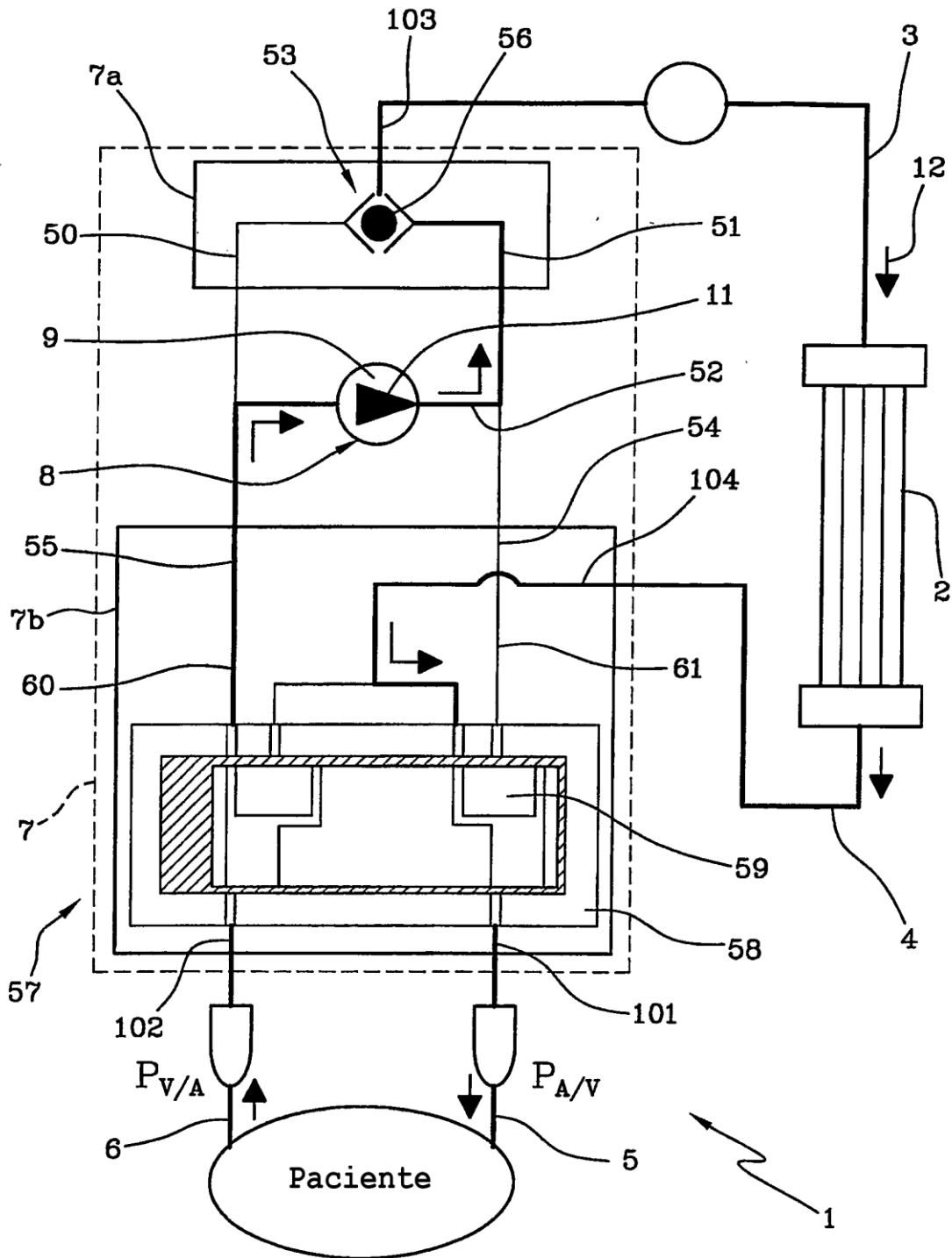


FIG 9



5

FIG 10a

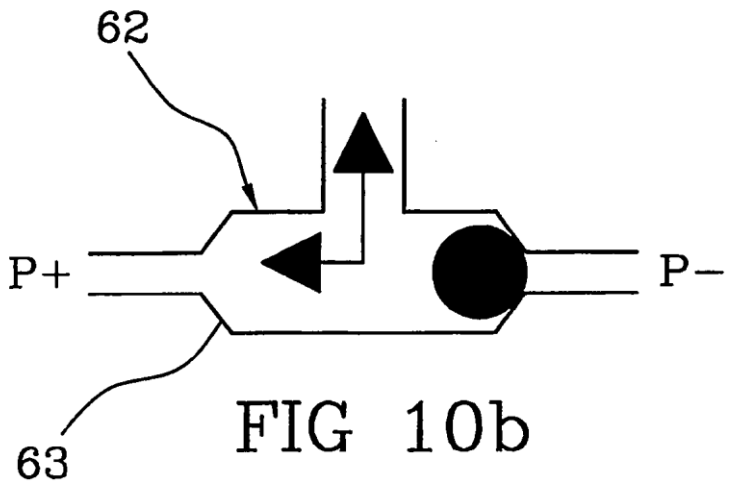
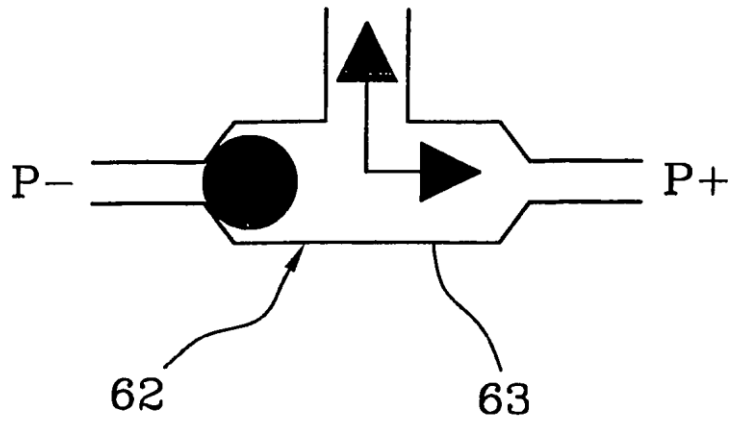


FIG 10b

**REFERENCIAS CITADAS EN LA DESCRIPCIÓN**

5 *Esta lista de referencias que cita el solicitante se aporta solamente en calidad de información para el lector y no forma parte del documento de patente europea. A pesar de que se ha procedido con gran esmero al compilar las referencias, no puede excluirse la posibilidad de que se hayan producido errores u omisiones, y la OEP se exime de toda responsabilidad a este respecto.*

**Documentos de patente citados en la descripción**

- US 6308737 B, Krivitski **[0015]**
- US 5894011 A, Prosl **[0019]**
- US 6177049 B **[0022]**
- US 6319465 B, Schnell **[0022]**
- US 5605630 A, Shibata **[0026]**

10