

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 675 220**

51 Int. Cl.:

A61M 1/10 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **28.03.2014 PCT/GB2014/051007**

87 Fecha y número de publicación internacional: **02.10.2014 WO14155137**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **28.03.2014 E 14715101 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **18.04.2018 EP 2978466**

54 Título: **Bomba para sangre**

30 Prioridad:
28.03.2013 GB 201305758

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
09.07.2018

73 Titular/es:
**QUANTA DIALYSIS TECHNOLOGIES LIMITED
(100.0%)
Tything Road, Alcester
Warwickshire B49 6EU, GB**

72 Inventor/es:
BUCKBERRY, CLIVE

74 Agente/Representante:
DURAN-CORRETJER, S.L.P

ES 2 675 220 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

Bomba para sangre

5 La presente invención se refiere a bombas extracorpóreas para sangre, en concreto, pero no exclusivamente, a bombas extracorpóreas para sangre de baja hemólisis, por ejemplo, véase la patente WO03/101510.

10 Las bombas para sangre para la circulación extracorpórea de la sangre se utilizan en una serie de aplicaciones médicas, por ejemplo, en hemodiálisis. Las máquinas de hemodiálisis son máquinas costosas, grandes, para cuya utilización un paciente va habitualmente a un centro médico. Debido al riesgo de contaminación cruzada de la sangre de un paciente con la de otro, es deseable desechar las bombas para sangre después de una única utilización.

15 Algunas máquinas de hemodiálisis son adecuadas para ser utilizadas por un paciente en el hogar. En dichas máquinas, sigue siendo deseable desechar la bomba para sangre después de una sola utilización, para evitar que la sangre coagulada de una sesión anterior de diálisis vuelva a entrar en el cuerpo del paciente.

20 Normalmente, las bombas para sangre son bombas peristálticas que se considera que son demasiado caras para ser desechadas después de una sola utilización.

25 La utilización de una bomba de membrana como bomba para sangre ha proporcionado un medio de un coste relativamente reducido de proporcionar bombas para sangre de una sola utilización. Hasta ahora, dichas bombas para sangre han comprendido un moldeo de múltiples piezas, normalmente una parte de bomba y una parte de detección. Cada pieza moldeada conlleva un riesgo de errores en el proceso de moldeo que podría tener un efecto negativo en la sangre del paciente que es bombeada a través de la bomba para sangre. Por ejemplo, errores de moldeo en los orificios de flujo en la bomba para sangre pueden conducir a un estancamiento de la sangre y, finalmente, a la coagulación de la sangre.

30 El objetivo de la presente invención es paliar los problemas anteriores y fabricar una bomba para sangre que comprenda un único moldeo.

35 Un aspecto de la invención da a conocer una bomba para sangre que comprende un cartucho, comprendiendo el cartucho un primer rebaje en su interior, teniendo dicho primer rebaje una superficie, y un diafragma flexible que cierra dicho primer rebaje, definiendo el primer rebaje y el diafragma flexible una primera cámara de bombeo, teniendo dicha primera cámara de bombeo una entrada y una salida, en la que el diafragma flexible de la primera cámara de bombeo puede desplazarse entre una primera posición, separada en la utilización de la superficie del primer rebaje, en la que en dicha primera posición, dicha primera cámara de bombeo tiene un volumen máximo, y una segunda posición, sustancialmente adyacente a la superficie del primer rebaje, en la que en dicha segunda posición, dicha primera cámara de bombeo tiene un volumen mínimo, un dispositivo de accionamiento de la bomba, dispuesto para interactuar con el cartucho, siendo dicho dispositivo de accionamiento de la bomba accionable para desplazar el diafragma flexible de la primera cámara de bombeo hacia dicho primer rebaje en una primera dirección para, en la utilización, bombear sangre desde la cámara, y desplazar el diafragma flexible de la primera cámara de bombeo en una segunda dirección alejada del primer rebaje para, en la utilización, extraer sangre de dicha primera cámara de bombeo, en la que el cartucho comprende, además, una o varias cavidades de detección definidas por los rebajes respectivos en el cartucho, estando cerrado el rebaje o cada uno de los rebajes por un diafragma flexible.

40 Al disponer un cartucho que aloja tanto una cámara de bombeo para bombear la sangre de un paciente hacia/desde un dializador como una cavidad de detección para medir la presión de la sangre bombeada da como resultado menores costes de fabricación y pocos errores en la fabricación, debido a la fabricación de menos componentes.

45 En una realización, el cartucho comprende, además, un segundo rebaje en su interior, teniendo dicho segundo rebaje una superficie, y un diafragma flexible que cierra dicho segundo rebaje, definiendo el segundo rebaje y el diafragma flexible una segunda cámara de bombeo, teniendo dicha segunda cámara de bombeo una entrada y una salida, en la que el diafragma flexible de la segunda cámara de bombeo es desplazable entre una primera posición, separada en la utilización de la superficie del segundo rebaje, en la que dicha segunda cámara de bombeo tiene un volumen máximo, y una segunda posición, sustancialmente adyacente a la superficie del segundo rebaje, en la que dicha segunda cámara de bombeo tiene un volumen mínimo.

50 La disposición de dos cámaras de bombeo en el cartucho de la bomba para sangre permite que la bomba para sangre sea utilizada con configuraciones de una sola o de dos agujas. Una configuración de doble aguja es ventajosa si se requiere el paso de un mayor flujo de sangre del paciente a través del dializador. La utilización de una configuración de doble aguja permite el doble de flujo sanguíneo del paciente que la utilización de una configuración de una sola aguja.

60 En una realización, la bomba para sangre comprende, además, una platina, teniendo la platina uno o varios rebajes en su interior, teniendo cada rebaje una superficie, correspondiendo los uno o varios rebajes sustancialmente en

forma geométrica a un rebaje en el cartucho, y estando separado del mismo por un diafragma flexible asociado al mismo.

5 De manera ventajosa, la superficie o superficies asociadas con el cartucho y la superficie o superficies asociadas con la plataforma proporcionan un tope seguro para el diafragma o los diafragmas flexibles, definiendo de este modo los volúmenes mínimo y máximo de la bomba para sangre.

En una realización, el diafragma flexible es accionado neumáticamente entre dichas primera y segunda posiciones.

10 En una realización, el diafragma flexible, cuando está en la primera posición, entra en contacto con la superficie del primer rebaje en el cartucho y, cuando está en la segunda posición entra en contacto con la superficie del rebaje correspondiente en la platina.

En una realización, las primera y segunda cámaras de bombeo pueden funcionar en fase entre sí.

15 Accionar las primera y segunda cámaras de bombeo en fase una con otra permite la utilización de la configuración de doble aguja presentada anteriormente.

En otra realización, las primera y segunda cámaras de bombeo pueden ser accionadas desfasadas entre sí.

20 Accionar las primera y segunda cámaras de bombeos desfasadas entre sí permite que la primera cámara de bombeo, por ejemplo, sea utilizada para extraer sangre de la arteria de los pacientes y para bombear sangre al dializador, y permite que la segunda cámara de bombeo, por ejemplo, extraiga la sangre tratada del dializador y la devuelva a la vena de los pacientes.

25 En una realización, la bomba para sangre comprende, además, una válvula de entrada a la primera cámara de bombeo y una válvula de entrada a la segunda cámara de bombeo, estando dispuesta cada una de dichas válvulas de entrada en un canal de entrada.

30 En una realización, la bomba para sangre comprende, además, una válvula de salida de la primera cámara de bombeo y una válvula de salida de la segunda cámara de bombeo, estando dispuesta cada válvula de salida en un canal de salida.

35 La disposición de válvulas de entrada y de válvulas de salida en cada cámara de bombeo permite que las primera y segunda cámaras de bombeo sean utilizadas juntas, por separado, en fase entre sí o desfasadas entre sí. Dicha configuración permite que la bomba para sangre sea utilizada para el tratamiento extracorpóreo de sangre de una sola aguja o de doble aguja.

En una realización, la cavidad o cada cavidad de detección es hemisférica.

40 En una realización, la cavidad o cada cavidad de detección comprende, además, una superficie, definiendo dicha superficie un fondo plano en un rebaje. Dicha disposición facilita la reflexión de una señal ultrasónica o una señal óptica, mejorando la fidelidad de la detección.

45 Un transductor ultrasónico es utilizado para medir una característica de la sangre del paciente a medida que pasa a través de la cavidad de detección. El transductor ultrasónico está dispuesto externo a la cavidad de detección y está en contacto con el diafragma flexible que cierra la cavidad de detección. La disposición de un fondo plano en la cavidad de detección, interno o externo, ayuda a la reflexión de las ondas ultrasónicas emitidas por el transductor ultrasónico.

50 En una realización, la entrada y la salida de la cavidad o cavidades de detección, son tangenciales. Es deseable la disposición de entradas y salidas tangenciales para reducir la estasis (o detención) de la sangre del paciente en el interior de la cavidad de detección. Las entradas y salidas tangenciales no tienen zonas en las que la sangre se podría acumular y no circular, y pueden estimular un remolino de la sangre en el interior de la cavidad de detección.

55 En una realización, la primera cámara de bombeo tiene una entrada y una salida común, y la segunda cámara de bombeo tiene una entrada y una salida común.

60 En una realización, la bomba para sangre comprende, además, una entrada de sangre arterial, una salida de sangre al dializador, una entrada de sangre del dializador y una salida de sangre venosa.

En una realización, la bomba para sangre comprende tres cavidades de detección.

65 En una realización, las cavidades de detección definen respectivamente una cámara de presión arterial, una cámara de presión del dializador y una cámara de presión venosa.

- En una realización, la bomba para sangre comprende, además, un canal de entrada entre la entrada de sangre arterial y la primera cámara de bombeo y la segunda cámara de bombeo.
- 5 En una realización, la bomba para sangre comprende, además, un canal de salida entre la salida de la sangre del dializador y la primera cámara de bombeo y la segunda cámara de bombeo.
- 10 En una realización, la bomba para sangre comprende, además, una válvula de entrada a la primera cámara de bombeo y una válvula de entrada a la segunda cámara de bombeo, estando dispuesta cada válvula de entrada en el canal de entrada.
- 15 En una realización, la cámara de presión arterial está dispuesta más abajo de la entrada de sangre arterial y más arriba de las primera y segunda cámaras de bombeo.
- En una realización, la cámara de presión del dializador está dispuesta más abajo de las primera y segunda cámaras de bombeo y más arriba de la salida de sangre del dializador.
- 20 En una realización, la cámara de presión venosa está dispuesta más abajo de la entrada de sangre del dializador y más arriba de la salida de sangre venosa.
- En una realización, la cámara de bombeo, la cavidad de detección, la válvula y el canal, o cada uno de ellos, están dispuestos en una cara de referencia común.
- 25 En una realización, la bomba para sangre es desechable.
- La disposición de una bomba para sangre desechable es deseable para eliminar la necesidad de limpiar la bomba para sangre después de cada sesión de tratamiento extracorpóreo de la sangre.
- 30 En una realización, el diafragma flexible de la cámara de bombeo, o de cada una de las bombas, y la cavidad de detección, o cada una de las cavidades, está formado a partir de una única lámina de material.
- En una realización, la lámina de material que define los diafragmas respectivos está unida mediante vacío al cartucho en una zona alrededor de la cavidad de detección, o de cada una de las cavidades.
- 35 La unión mediante vacío de los diafragmas flexibles de las cavidades de detección al cartucho aumenta la reflexión de un transductor ultrasónico a través de las cavidades de detección y reduce la reflexión en la interfaz entre el diafragma flexible y el cartucho para optimizar las mediciones tomadas por el transductor discriminando la señal del transductor de ultrasonido del ruido de fondo.
- 40 Otro aspecto de la invención da a conocer una bomba para sangre que comprende un cartucho, comprendiendo el cartucho una o varias cámaras de bombeo y una o varias cavidades de detección, estando dispuesta la cámara de bombeo o cada una de ellas y la cavidad de detección, o cada una de ellas, en una cara de referencia común.
- 45 De manera ventajosa, disponer cada una de las características de la bomba para sangre en una cara de referencia común simplifica la fabricación del cartucho y permite que el cartucho sea fabricado a partir de una sola pieza de material. Esto es deseable ya que un solo cartucho es más fácil de cargar y descargar de una máquina de hemodiálisis, lo que da como resultado menos errores del usuario al utilizar la máquina.
- 50 Las realizaciones de la invención se describirán a continuación, solo a modo de ejemplo, haciendo referencia a los siguientes dibujos, en los cuales:
- la figura 1a es un plano esquemático de una bomba para sangre según una realización de la invención, vista desde un lado;
- 55 la figura 1b es un plano esquemático de una bomba para sangre según una realización de la invención, vista desde el otro lado;
- la figura 2a es una vista a mayor escala de la sección de la cavidad de detección de la bomba para sangre de la figura 1a aislada (girada de 90° en sentido antihorario);
- 60 la figura 2b es una vista lateral de la sección de la cavidad de detección de la figura 2a;
- la figura 2c es una vista en sección transversal de la cámara de presión arterial tomada en las líneas A-A de la figura 2a;
- 65 la figura 2d es una vista en sección transversal de la sección de la cavidad de detección en el plano medio tomada en las líneas B-B de la figura 2b;

la figura 2e es una vista en sección transversal de la sección de cavidad de detección en el plano medio tomada en las líneas C-C de la figura 2a;

5 la figura 2f es una vista en sección transversal de una sección de cavidad de detección alternativa representada de forma similar a la figura 2e; y

la figura 3 es una vista lateral esquemática de una bomba para sangre según una realización de la invención.

10 Haciendo referencia a las figuras 1 a 3, una realización de la invención da a conocer una bomba para sangre -10- que comprende un cartucho de bomba -12- fabricado a partir de un cuerpo envolvente de plástico y que tiene una superficie rebajada -14- cóncava cubierta por un diafragma flexible -16-. La superficie rebajada -14- y el diafragma flexible -16- definen una cámara de bombeo -18- de forma cónica, cóncava o troncocónica, y que tiene en el vértice de la misma una entrada y una salida común -20- para permitir que la sangre fluya hacia la cámara de bombeo -18- y sea bombeada desde la cámara de bombeo -18-.

En el ejemplo mostrado, el cartucho -12- proporciona dos cámaras de bombeo -18-, -22-, pero se comprenderá que el número de cámaras de bombeo no pretende ser limitado.

20 La sangre es recibida a través de una aguja desde una arteria del paciente a través de un orificio de flujo arterial -24- en una cavidad de detección -26- que define una cámara de presión arterial. La sangre entra en la cámara de presión arterial -26- a través de una entrada -27- de la cámara de presión arterial. La cámara de presión arterial -26- mide la presión de la sangre de la arteria de los pacientes, y el resultado puede ser utilizado para distinguir entre una aguja correctamente colocada y una aguja desplazada. Desde la cámara de presión arterial -26- la sangre es recibida en un canal de entrada -28-, a través de una salida de la cámara de presión arterial -29-. El canal de entrada -28- está provisto de una válvula de entrada -30- en la primera cámara de bombeo para sangre -18- y de una válvula de entrada -32- en la segunda cámara de bombeo para sangre -22-.

30 Las primera y segunda cámaras de bombeo para sangre -18-, -22- son accionables selectivamente para funcionar en fase o desfasadas entre sí, o en fase o desfasadas con otras bombas que forman parte de la máquina de hemodiálisis. Desde las primera y segunda cámaras de bombeo para sangre -18-, -22-, la sangre es bombeada a un canal de salida -34-, a través de una válvula de salida -36- de la primera cámara de bombeo para sangre -18-, y a través de una válvula de salida -38- de la segunda cámara de bombeo para sangre -22-.

35 Desde el canal de salida -34- la sangre pasa a un dializador a través de una cavidad de detección -40- que define una cámara de presión previa al dializador. La cámara -40- de presión previa al dializador tiene una entrada -39- y una salida -41-. La sangre sale del cartucho -12- a través de un orificio de salida del dializador -42-. La cámara -40- de presión previa al dializador mide la presión sanguínea antes de entrar en el dializador para permitir que se calcule el caudal de sangre que pasa a través del dializador.

40 Después de pasar a través del dializador, la sangre entra de nuevo en el cartucho -12- a través de un orificio de entrada -44- del dializador en una cavidad de detección -46- que define una cámara de presión venosa. La cámara de presión venosa -46- tiene una entrada -45- y una salida -47-. La cámara de presión venosa -46- mide la presión sanguínea de la sangre antes de devolverla a la vena del paciente desde el cartucho -12- a través de un orificio de salida -48- venoso. La cámara de presión venosa -46- envía una señal a una válvula de control -82- modulada en respuesta a variaciones en la presión sanguínea del retorno venoso causadas por los movimientos del paciente.

50 Cada cavidad de detección -26-, -40-, -46- comprende un rebaje cóncavo cubierto por un diafragma flexible para definir las respectivas cámaras de presión hemisféricas. Las cámaras de presión hemisféricas presentan, por lo tanto, una forma de cuenco girado hacia arriba, lo que minimiza la relación de área superficial a volumen, e impide la aparición de esquinas que, de otro modo, proporcionarían puntos de estancamiento del flujo. Las entradas y salidas de cada cavidad de detección están dispuestas tal como se describirá a continuación, para minimizar aún más la estasis de la sangre. La estasis se produce cuando el flujo de fluido es interrumpido por una obstrucción. La sangre entra en la cavidad de detección a través de un remolino de entrada en el interior de la cavidad de detección hasta que sale a través de la salida.

55 Haciendo referencia a las figuras 2a a 2e, las cavidades de detección -26-, -40-, -46- definen las respectivas cámaras de presión hemisféricas, limitadas en un lado por el diafragma flexible. Cada entrada entra en las cámaras de presión por un orificio elíptico, ya que los canales -24-, -34-, -44- de forma cilíndrica se encuentran con la pared de la cámara de presión hemisférica. De este modo, sus respectivas entradas -27-, -39-, -45- proporcionan un perfil de cizallado en el orificio de entrada al flujo sanguíneo a medida que penetra en las cavidades, lo que mejora el mezclado.

60 Además, en los casos de la cámara de presión arterial -26- y la cámara de presión previa al dializador -40-, la proximidad de sus respectivas entradas -27-, -45- a la pared de la cámara de presión proporciona una resistencia superficial al avance, desacelerando el flujo sanguíneo de manera asimétrica, mejorando asimismo el mezclado.

5 En el caso de la cámara de presión venosa -46-, la entrada -45- y la salida -47- están desalineadas, siendo la entrada -44- no tangencial a la pared de la cámara de presión venosa para evitar que el flujo de sangre se una simplemente a la pared y salga de la cámara de presión venosa -46- por la salida -47- siguiendo un recorrido de flujo de "giro en U", forzando el flujo de sangre a chocar contra la pared de la cavidad opuesta a la entrada -45-.

10 El patrón de flujo inestable creado por la disposición de las cavidades -26-, -40-, -46- y sus respectivas entradas y salidas -27-, -39-, -45-, -29-, -41-, -47-, junto con la naturaleza pulsátil de la bomba de membrana mencionada anteriormente minimiza la estasis y maximiza la mezcla de la sangre en una disposición espacial compacta.

15 Aunque la realización mostrada se describe como teniendo una cámara de presión arterial -26-, una cámara de presión venosa -46- y una cámara -40- de presión previa al dializador, las cavidades de detección dispuestas no pretenden estar limitadas a dichos fines. Por ejemplo, las cavidades de detección pueden ser utilizadas para detectar presión, burbujas, sangre, hematocrito y eliminación de urea, por ejemplo, por medio de aparatos y técnicas conocidas. Además, aunque se muestran tres cavidades de detección en la realización mostrada, se comprenderá que podrían estar dispuestas más o menos de tres cavidades de detección.

20 En una cavidad de detección alternativa (véase la figura 2f), las cámaras de presión hemisféricas están aplanadas para definir dos superficies paralelas, siendo una superficie el diafragma flexible y la otra superficie un fondo plano en el rebaje. Se utilizan números de referencia similares para identificar características similares, con el prefijo '1' para indicar que esas características son de la cavidad de detección alternativa.

25 La cámara de presión arterial -46-, de la realización mostrada, comprende un transductor de presión -58- para controlar una válvula modulada -82- (véase la figura 3) dispuesta en la máquina de hemodiálisis, tal como se describe a continuación. El transductor de presión -58- proporciona retroalimentación a un controlador -84- para evitar la utilización de un vacío excesivo para extraer sangre a la cámara o las cámaras de bombeo -18-, -22-, tal como se describe a continuación.

30 Las cámaras de bombeo, las cavidades de detección y las válvulas comparten una cara de referencia común -52- cubierta por una lámina común de material flexible, que define la cámara de bombeo respectiva y los diafragmas de la cavidad de detección. En la realización mostrada, los canales de entrada y salida -28-, -34- están dispuestos en la cara opuesta -56- a la cara de referencia común -52- del cartucho, y están cerrados por una segunda lámina única común de material flexible (no mostrada).

35 En una realización alternativa, los canales de entrada y salida -28-, -34- están dispuestos y sellados entre ambas láminas flexibles de material.

40 La lámina flexible de material que sella la superficie de referencia común -52- se mantiene contra el cartucho -12- mediante el vacío alrededor de cada cavidad de detección. La lámina flexible de material que sella la superficie de referencia común -52- está unida mediante un adhesivo al cartucho -12- en su periferia y alrededor de cada cámara de bombeo y de cada válvula para definir los diafragmas respectivos. La lámina flexible de material (no mostrada) que sella la superficie -56- situada frente a la superficie de referencia común -52- está unida al cartucho -12- mediante un adhesivo.

45 El cartucho -12- contiene un retenedor de trombos -59- y un acumulador de burbujas -60-, de tipos conocidos, moldeados en el mismo, en forma de celdas de flujo pasante. El retenedor de trombos -59- podría estar situado, por ejemplo, en una cavidad de detección. El acumulador de burbujas -60- comprende una entrada de sangre (no mostrada), una salida de sangre (no mostrada) y una abertura (no mostrada) en el lado de la cara de referencia común -52- del cartucho -12-.

50 Una pinza venosa -62- está unida a la tubería de retorno venoso al paciente. Tras la activación del sistema de seguridad de la máquina de hemodiálisis, la pinza venosa -62- es aplicada para evitar un flujo adicional de sangre al paciente. En la utilización, el sistema de seguridad está adaptado para desactivar asimismo las cámaras de bombeo de sangre -18-, -22- para evitar que se bombee más sangre del paciente.

55 Haciendo referencia a la figura 3, el cartucho -12- es contiguo al dispositivo de accionamiento de la bomba -70- (véase la figura 3) que comprende una plataforma -72- que tiene una superficie rebajada -74- en su interior y un orificio para el fluido -76-. En la utilización, la placa -70- está situada cinemáticamente contra el cartucho -12- para acoplarse herméticamente con el cartucho -12-, de tal manera que la superficie rebajada -74- y el diafragma flexible -16- definen una cámara de accionamiento -86-. Un sensor (no mostrado) detecta si el cartucho -12- está situado correctamente y genera una señal de alarma si el cartucho -12- está situado incorrectamente. El cartucho -12- es mantenido contra la platina -70- mediante una puerta (no mostrada), y una detección (no mostrada) detecta si la puerta está abierta o cerrada.

65 El orificio de fluido -76- es conectable con una fuente de presión positiva de fluido -78- y una fuente de presión negativa de fluido -80- a través de una válvula modulada -82-, controlada por el controlador -84-, para permitir al

fluido entrar o salir de la cámara de accionamiento -86-.

La válvula modulada -82- es una válvula proporcional que tiene un orificio de tamaño variable en su interior, siendo controlable la válvula para cambiar el tamaño del orificio, controlando de ese modo el flujo de fluido a través del mismo

Las fuentes de presión positiva y negativa -78-, -80- de fluido incluyen una bomba de presión y una bomba de vacío respectivamente. Cuando la válvula modulada -82- es accionada para permitir al fluido entrar en la cámara de accionamiento -86- desde la fuente de presión positiva de fluido -78-, el diafragma flexible -16a- se desplaza hacia la superficie rebajada -14-, y toda la sangre que se encuentra en la cámara de bombeo -18-, -22- es bombeada fuera de la entrada y la salida común -20-. Cuando la válvula modulada -82- es accionada para permitir que el fluido salga de la cámara de accionamiento -86- a la fuente de presión negativa de fluido -80-, el diafragma flexible -16b- se aleja de la superficie rebajada -14- hacia la superficie -74- y se extrae sangre en la cámara de bombeo -18-, -22- desde la entrada y la salida común -20-.

Para bombear sangre a través de las cámaras de bombeo -18-, -22-, la entrada y la salida común -20- de cada bomba -18-, -22- tiene una válvula de entrada -30-, -32- y una válvula de salida -36-, -38- asociada a la misma. En la utilización, cuando la válvula modulada -82- es accionada para permitir la entrada de fluido en la cámara de accionamiento -86- desde la fuente de presión positiva de fluido -78-, la válvula de entrada -30-, -32- de la cámara de bombeo -18-, -22- está cerrada, y la válvula de salida -36-, -38- de la cámara de bombeo -18-, -22- está abierta, de modo que la sangre en el interior de la cámara de bombeo -18-, -22- sale de la entrada y la salida común -20- a través de la válvula de salida -36-, -38- de la cámara de bombeo -18-, -22-.

Cuando la válvula modulada -82- es accionada para permitir al fluido salir de la cámara de accionamiento -86- a la fuente de presión negativa de fluido -80-, la válvula de entrada -30-, -32- de la cámara de bombeo -18-, -22- se abre y la válvula de salida -36-, -38- de la cámara de bombeo -18-, -22- se cierra, de tal manera que la sangre es extraída hacia la cámara de bombeo -18-, -22- a través de la entrada y la salida común -20- a través de la válvula de entrada abierta -30-, -32- de la cámara de bombeo -18-, -22-.

Las válvulas de entrada -30-, -32- y las válvulas de salida -36-, -38- de las cámaras de bombeo -18-, -22- están, en la utilización, configuradas para funcionar minimizando los picos de presión en la sangre del paciente.

Cuando se cambia del llenado al vaciado de la cámara de bombeo -18-, -22-, se cierra la válvula de entrada -30-, -32- de la cámara de bombeo -18-, -22-, y se abre la válvula de salida -36-, -38- de la cámara de bombeo -18-, -22-, antes del inicio del flujo de sangre desde la cámara de bombeo. Abrir la válvula de salida -36-, -38- de la cámara de bombeo -18-, -22- antes del inicio del flujo de sangre desde la cámara de bombeo -18-, -22- garantiza que no exista resistencia contra el flujo de salida de sangre de la entrada y la salida común -20-. La válvula de salida -36-, -38- de la cámara de bombeo -18-, -22- no se abre instantáneamente. Abrir la válvula de salida -36-, -38- de la cámara de bombeo -18-, -22- al mismo tiempo que se inicia el flujo de sangre desde la cámara de bombeo -18-, -22- crearía un pico de presión positiva en el interior de la sangre y produciría la rotura de las células de los glóbulos rojos.

Cuando se cambia de vaciado a llenado de la cámara de bombeo -18-, -22-, se cierra la válvula de salida -36-, -38- de la cámara de bombeo -18-, -22-, y se abre la válvula de entrada -30-, -32- de la cámara de bombeo -18-, -22-, antes del inicio del flujo de sangre a la cámara de bombeo -18-, -22-. Abrir la válvula de entrada -30-, -32- de la cámara de bombeo -18-, -22- antes del inicio del flujo de sangre a la cámara de bombeo -18-, -22- garantiza que no exista resistencia contra el flujo de sangre a la entrada y la salida común -20- de la cámara de bombeo -18-, -22-. La válvula de entrada -30-, -32- de la cámara de bombeo -18-, -22- no se abre instantáneamente. La apertura de la válvula de entrada -30-, -32- de la cámara de bombeo -18-, -22- al mismo tiempo que se inicia el flujo de sangre en la cámara de bombeo -18-, -22- crearía un pico de presión negativa en el interior de la sangre y produciría la rotura de las células de los glóbulos rojos.

Las válvulas de entrada -30-, -32- y las válvulas de salida -36-, -38- de las cámaras de bombeo -18-, -22- pueden ser accionadas de tal manera que cuando el diafragma flexible -16- de una cámara de bombeo -18-, -22- está en un extremo de su recorrido, ya sea adyacente al rebaje cóncavo -14- o adyacente a la superficie rebajada -72-, la válvula de la cámara de bombeo -18-, -22-, que se está abriendo se abre antes de que la válvula de la cámara de bombeo -18-, -22- que se está cerrando se cierre, es decir, ambas válvulas de la cámara de bombeo están momentáneamente abiertas.

Por ejemplo, cuando se aplica una presión positiva al diafragma flexible -16-, se desplaza acercándose al rebaje cóncavo -14-, desplazando sangre a través de la entrada y la salida común -20- a través de la válvula de salida abierta -36-, -38- de la cámara de bombeo -18-, -22-.

Una vez que el diafragma flexible -16a- ha llegado al rebaje cóncavo -14-, la válvula de entrada -30-, -32- de la cámara de bombeo -18-, -22- se abre primero, la válvula de salida -36-, -38- de la cámara de bombeo -18-, -22- se cierra y, a continuación, la válvula modulada -82- es accionada para permitir que el fluido salga de la cámara de accionamiento -86-, de tal manera que el diafragma flexible -16- empiece a desplazarse alejándose del rebaje

cóncavo -14- y hacia la superficie rebajada -72-.

5 De manera similar, cuando el diafragma -16b- llega al extremo de su recorrido adyacente a la superficie rebajada -72-, la válvula de salida -36-, -38- de la cámara de bombeo -18-, -22- se abre en primer lugar, la válvula de entrada -30-, -32- de la cámara de bombeo -18-, -22- se cierra, y la válvula modulada -82- es accionada a continuación para permitir que el fluido entre en la cámara de accionamiento -86-, de tal manera que el diafragma flexible -16b- empiece a desplazarse alejándose de la superficie rebajada -72- y hacia el rebaje cóncavo -14-.

10 Aunque la bomba o las bombas para sangre están descritas haciendo referencia a una cámara de bombeo -18-, -22- que tiene una sola entrada y salida común -20-, cada cámara de bombeo -18-, -22- podría asimismo estar dotada de dos orificios de entrada y dos orificios de salida, que tienen el mismo efecto para minimizar la estasis en el interior de la sangre de los pacientes. Cada cámara de bombeo -18-, -22- podría asimismo estar dotada de más de dos orificios de entrada y de un número correspondiente de orificios de salida.

15 En otra realización, la bomba para sangre es una bomba para sangre desechable, que comprende un cartucho de bombeo desechable.

20 Las realizaciones de la invención, descritas haciendo referencia a las figuras, son solo ejemplos y no excluyen variaciones de la misma dentro del alcance de la invención, tal como está definida por medio de las reivindicaciones.

REIVINDICACIONES

1. Bomba para sangre (10) que comprende:

5 un cartucho (12), comprendiendo el cartucho un primer rebaje en su interior, teniendo dicho primer rebaje una superficie (14), y un diafragma flexible (16) que cierra dicho primer rebaje, definiendo el primer rebaje y el diafragma flexible (16) una primera cámara de bombeo (18), teniendo dicha primera cámara de bombeo (18) una entrada y una salida (20), en la que el diafragma flexible (16) de la primera cámara de bombeo (18) es desplazable entre una primera posición, separada en la utilización de la superficie (14) del primer rebaje, en la que en dicha primera posición dicha primera cámara de bombeo (18) tiene un volumen máximo, y una segunda posición, sustancialmente adyacente a la superficie (14) del primer rebaje, en la que en dicha segunda posición dicha primera cámara de bombeo (18) tiene un volumen mínimo; un dispositivo de accionamiento de la bomba (70) dispuesto para interconectarse con el cartucho (12), accionando dicho dispositivo de accionamiento de la bomba (70) para desplazar el diafragma flexible (16) de la primera cámara de bombeo (18) en una primera dirección hacia el primer rebaje para, en la utilización, bombear sangre desde la cámara (18) y desplazar el diafragma flexible (16) de la primera cámara de bombeo (18) en una segunda dirección alejándose del primer rebaje para, en la utilización, extraer sangre a dicha primera cámara de bombeo (18),

comprendiendo además el cartucho (12) una o varias cavidades de detección (26, 40, 46) definidas por los rebajes respectivos en el cartucho (12), estando el rebaje o cada uno de ellos cerrados por medio de un diafragma flexible,

caracterizada por que la cavidad de detección (26, 40, 46) o cada una de ellas es hemisférica, y comprende una superficie, definiendo dicha superficie un fondo plano en un rebaje.

25 2. Bomba para sangre (10), según la reivindicación 1, en la que el cartucho (12) comprende, además, un segundo rebaje en su interior, teniendo dicho segundo rebaje una superficie (14), y un diafragma flexible (16) que cierra dicho segundo rebaje, definiendo el segundo rebaje y el diafragma flexible (16) una segunda cámara de bombeo (22), teniendo dicha segunda cámara de bombeo (22) una entrada y una salida (20), en la que el diafragma flexible (16) de la segunda cámara de bombeo (22) es desplazable entre una primera posición, separada en la utilización de la superficie (14) del segundo rebaje, en la que dicha segunda cámara de bombeo (22) tiene un volumen máximo, y una segunda posición, sustancialmente adyacente a la superficie (14) del segundo rebaje, en la que dicha segunda cámara de bombeo (22) tiene un volumen mínimo.

35 3. Bomba para sangre (10), según la reivindicación 1 o 2, en la que la cavidad de detección, o cada una de ellas (26, 40, 46) comprende, además, una entrada (27, 39, 45) y una salida (29, 41, 47).

4. Bomba para sangre (10), según la reivindicación 3, en la que la entrada (27, 39, 45) y la salida (29, 41, 47) de la cavidad de detección (26, 40, 46), o de cada una de ellas, es tangencial.

40 5. Bomba para sangre (10), según la reivindicación 3, en la que la entrada (27, 39, 45) está desplazada con respecto a la salida (29, 41, 47).

6. Bomba para sangre (10), según la reivindicación 3, en la que una de la entrada (27, 39, 45) o la salida (29, 41, 47) están desplazadas radialmente con respecto a la cavidad de detección (26, 40, 46).

45 7. Bomba para sangre (10), según cualquiera de las reivindicaciones 2 a 6, en la que la primera cámara de bombeo (18) tiene una entrada y una salida común (20) y la segunda cámara de bombeo (22) tiene una entrada y una salida común (20), y/o en la que la bomba para sangre (10) comprende, además, una entrada de sangre arterial (24), una salida de sangre al dializador (42), una entrada de sangre del dializador (44) y una salida de sangre venosa (48), y/o en la que la bomba para sangre (10) comprende tres cavidades de detección (26, 40, 46).

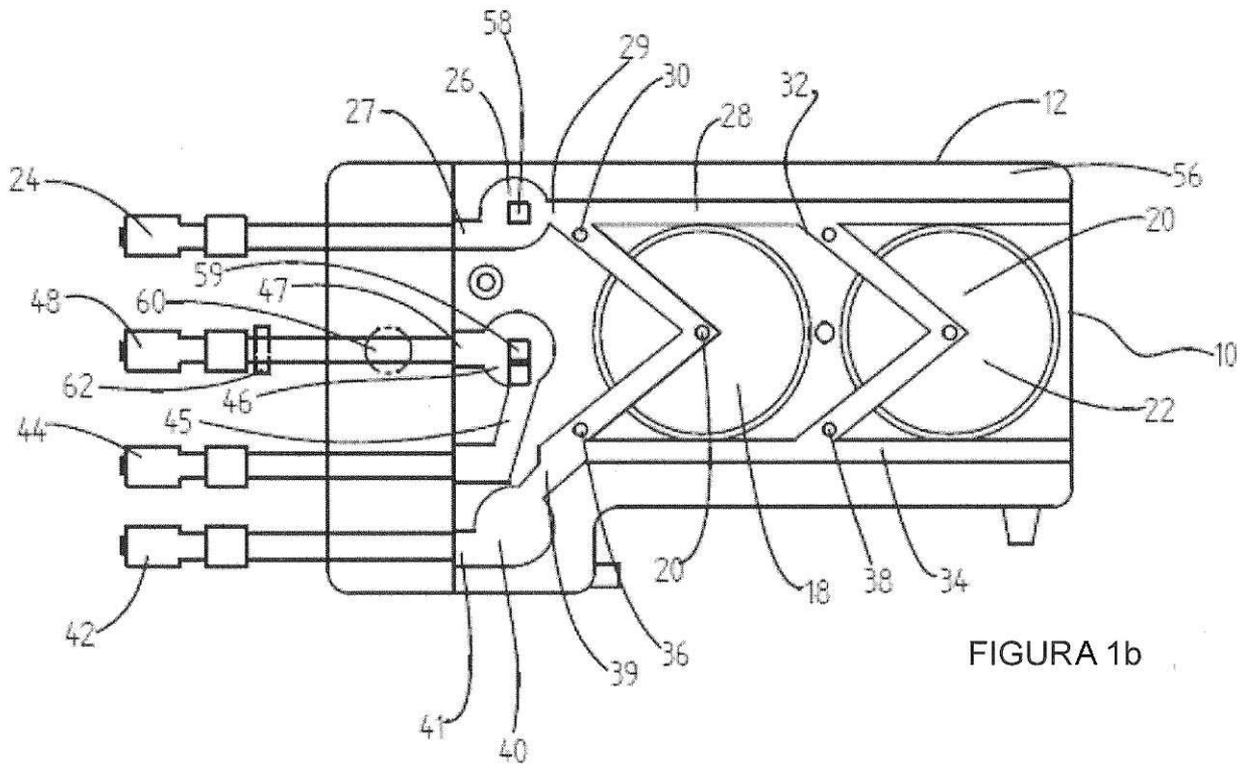
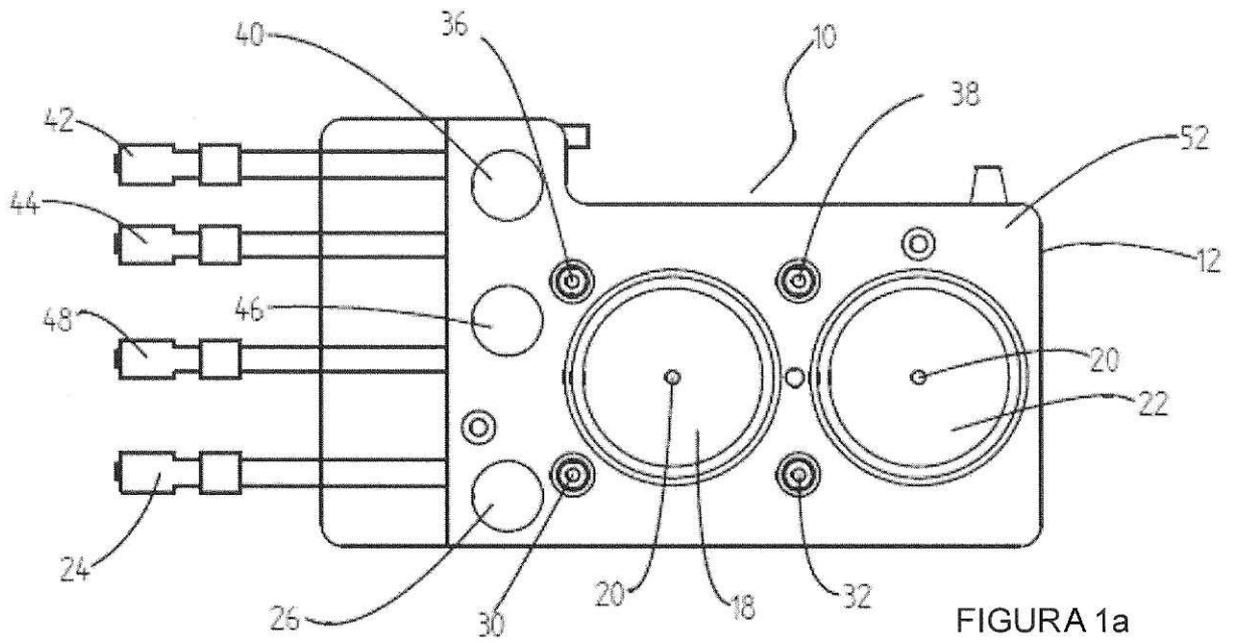
8. Bomba para sangre (10), según la reivindicación 7, en la que las cavidades de detección (26, 40, 46) definen respectivamente una cámara de presión arterial (26), una cámara de presión del dializador (40) y una cámara de presión venosa (46).

55 9. Bomba para sangre (10), según las reivindicaciones 7 u 8, en la que la entrada de sangre arterial (24) está en conexión fluida con la primera cámara de bombeo (18) y la segunda cámara de bombeo (22), y/o en la que la salida (42) de la sangre del dializador está en conexión fluida con la primera cámara de bombeo (18) y la segunda cámara de bombeo (22).

60 10. Bomba para sangre (10), según la reivindicación 9, en la que la bomba para sangre (10) comprende, además, un canal de entrada (28) entre la entrada de sangre arterial (24) y la primera cámara de bombeo (18) y la segunda cámara de bombeo (22), y, preferentemente, en la que la bomba para sangre (10) comprende, además, un canal de salida (34) entre la salida (42) de la sangre del dializador y la primera cámara de bombeo (18) y la segunda cámara de bombeo (22).

65

- 5 11. Bomba para sangre (10), según la reivindicación 10, en la que la bomba para sangre (10) comprende, además, una válvula de entrada (30) a la primera cámara de bombeo (18) y una válvula de entrada (32) a la segunda cámara de bombeo (22), estando cada válvula de entrada (30, 32) dispuesta en el canal de entrada (28), preferentemente en la que la bomba para sangre (10) comprende, además, una válvula de salida (36) de la primera cámara de bombeo (18) y una válvula de salida (38) de la segunda cámara de bombeo (22), estando dispuesta cada válvula de salida (36, 38) en el canal de salida (34).
- 10 12. Bomba para sangre (10), según cualquiera de las reivindicaciones 9 a 11, en la que la cámara de presión arterial (26) está dispuesta más abajo de la entrada de sangre arterial (24) y más arriba de las primera (18) y segunda (22) cámaras de bombeo, y/o en la que la cámara de presión (40) del dializador está dispuesta más abajo de las primera (18) y segunda (22) cámaras de bombeo y más arriba de la salida de sangre (42) del dializador, y/o en la que la cámara de presión venosa (46) está dispuesta más abajo de la entrada de sangre (44) del dializador y más arriba de la salida de sangre venosa (48).
- 15 20 13. Bomba para sangre (10), según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en la que la cámara de bombeo (18, 22), la cavidad de detección (26, 40, 46), la válvula (30, 32, 36, 38) y el canal (28, 34) están dispuestos en una cara de referencia común, y/o en la que la bomba para sangre (10) es desechable, y/o en la que el diafragma flexible (16) de la cámara de bombeo o cada cámara de bombeo o cada cavidad de detección (26, 40, 46) están formados a partir de una única lámina de material, y/o en la que la lámina de material que define los diafragmas respectivos está unida mediante vacío al cartucho (12) en una zona alrededor de cada cavidad de detección (26, 40, 46).
- 25 14. Bomba para sangre (10), según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, comprendiendo la bomba para sangre (10), además, un acumulador de burbujas (60), preferentemente en la que el acumulador de burbujas (60) está más abajo de la cámara de bombeo (18, 22), y/o en el que la bomba para sangre (10) comprende, además, un retenedor de trombos (59), preferentemente en la que el retenedor de trombos (59) está dispuesto en el interior de una cavidad de detección (26, 40, 46).
- 30 35 15. Bomba para sangre (10), según la reivindicación 1, en la que la cámara de bombeo (18, 22) o cada una de ellas y cada cavidad de detección (26, 40, 46) o cada una de ellas están dispuestas en una cara de referencia común, preferentemente en la que el cartucho (12) comprende, además, una válvula de entrada (30, 32) asociada con la cámara de bombeo (18, 22) o cada una de ellas y una válvula de salida (36, 38) asociada con la cámara de bombeo (18, 22) o cada una de ellas, estando dispuestas dicha válvula de entrada (30, 32) y dicha válvula de salida (36, 38) en la cara de referencia común del cartucho (12), y/o en la que el cartucho (12) comprende, además, un canal de entrada (28) a la cámara de bombeo (18, 22) o a cada una de ellos y un canal de salida (34) de la, o de cada cámara de bombeo (18, 22), estando dispuestos dicho canal de entrada (28) y dicho canal de salida (34) en la cara de referencia común del cartucho (12).



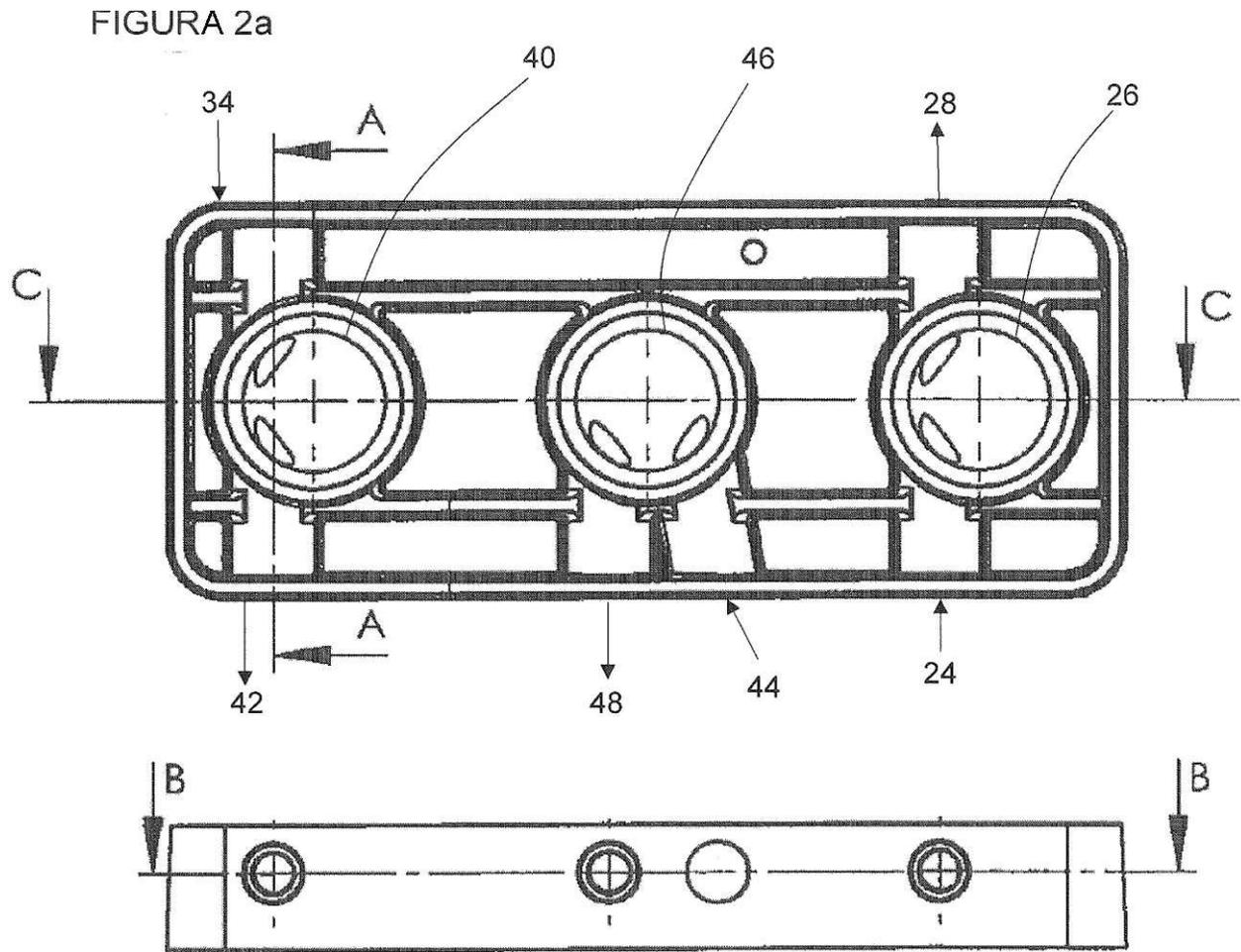


FIGURA 2b

FIGURA 2c

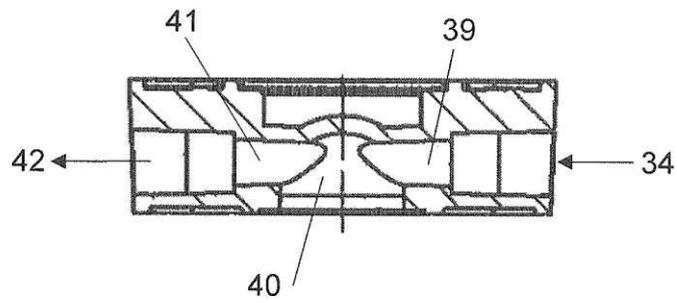


FIGURA 2d

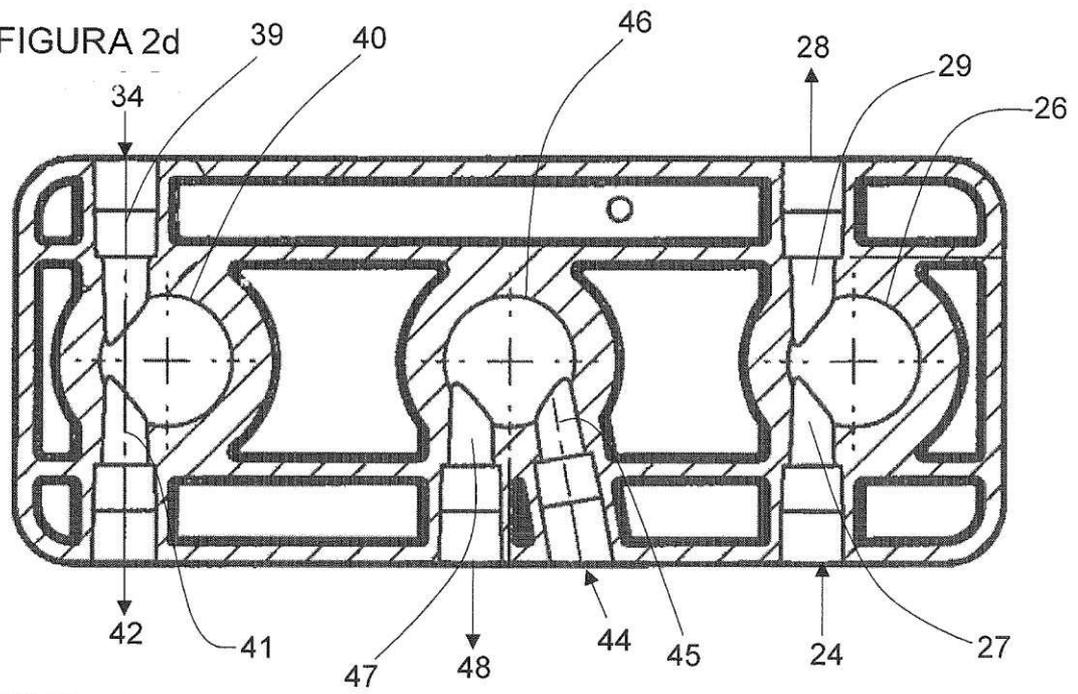


FIGURA 2e

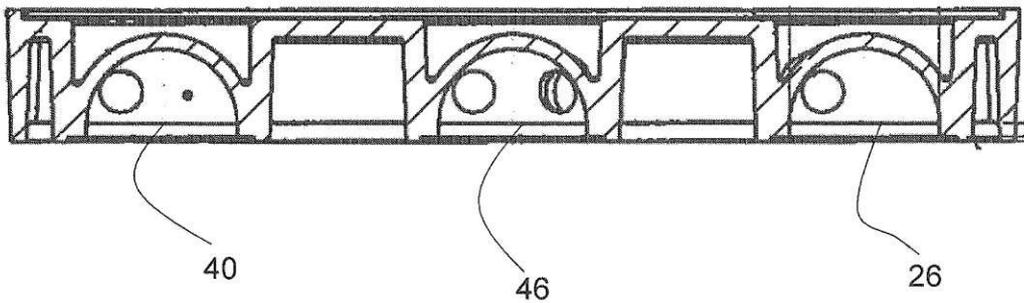


FIGURA 2f

