

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 807 760**

51 Int. Cl.:

A61M 1/10 (2006.01)
A61M 1/12 (2006.01)
F04D 13/06 (2006.01)
F04D 29/048 (2006.01)
F04D 29/18 (2006.01)
F04D 29/40 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **27.10.2008** **E 18158379 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **13.05.2020** **EP 3345635**

54 Título: **Bomba rotativa en miniatura sin purga**

30 Prioridad:

01.11.2007 US 934001

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

24.02.2021

73 Titular/es:

ABIOMED, INC. (100.0%)
22 Cherry Hill Drive
Danvers, MA 01923, US

72 Inventor/es:

SIESS, THORSTEN

74 Agente/Representante:

DURAN-CORRETJER, S.L.P

ES 2 807 760 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 rotativa en miniatura sin purga

5 ANTECEDENTES DE LA INVENCION

Las realizaciones de esta invención se refieren, en general, pero sin limitación, a la provisión y la utilización de dispositivos médicos y, más particularmente, a la provisión y la utilización de bombas de sangre implantables, en miniatura, para ayudar o complementar la función cardíaca.

10 La Patente US6,942,611 da a conocer una bomba para sangre paracardíaca con un cuerpo envolvente tubular, en la que una unidad de accionamiento para un impulsor está alojada en un canal de flujo que se extiende longitudinalmente, estando comunicado el canal de flujo con un tubo de salida que se extiende lateralmente.

15 La Patente US2001/0031210 da a conocer una bomba para sangre que tiene un rotor suspendido magnéticamente y un canal dispuesto entre el rotor y el estátor para lavar y evitar la zona de estancamiento y coagulación.

CARACTERÍSTICAS DE LA INVENCION

20 La invención se describe mediante las reivindicaciones adjuntas, en las que se proporciona una bomba para sangre paracardíaca tal como la que se da a conocer en la reivindicación 1. Otras características ventajosas se dan a conocer en las restantes reivindicaciones dependientes.

25 Como mínimo, algunos aspectos y realizaciones de la presente invención están dirigidos a sistemas y procedimientos para ayudar al funcionamiento del corazón humano. En concreto, una realización está dirigida a un sistema y a un procedimiento para bombear sangre que utiliza una bomba para sangre, en miniatura, con un cuerpo envolvente tubular que incluye una unidad de accionamiento que contiene un impulsor, en la que la unidad de accionamiento es mantenida sin coágulos u otros depósitos de sangre sin la utilización de un fluido de purga.

30 Las bombas para sangre, en miniatura, existentes, tales como la de la Patente U.S. No. 6,942,611, emplean un fluido de purga para mantener la sección del motor sin obstrucciones que podrían afectar el rendimiento o, a largo plazo, causar la inmovilización de la bomba. Si bien una disposición del fluido de purga es relativamente efectiva, la estructura adicional que requiere puede aumentar el riesgo de fallo de la bomba cuando se utiliza el dispositivo durante períodos más largos, tales como los que exceden los treinta días.

35 Una realización de acuerdo con la presente invención incluye una bomba para sangre que puede comprender un cuerpo envolvente tubular, en el que está situada una unidad de accionamiento electromotriz. La unidad de accionamiento puede estar dispuesta coaxialmente en el interior del cuerpo envolvente, creando un canal de flujo sanguíneo principal en el espacio anular entre la unidad de accionamiento y la superficie interior del cuerpo envolvente. En esta configuración, la sangre es impulsada en un movimiento, en general, helicoidal, por un impulsor dispuesto en el lado de más arriba de la unidad de accionamiento, circula a lo largo del canal de flujo y sale del cuerpo envolvente a través de un tubo de salida que se ramifica lateralmente.

40 El cuerpo envolvente y el tubo de salida pueden tener una configuración en forma de L, mediante la cual la bomba puede ser introducida en un orificio creado en la pared cardíaca, mientras que el tubo de salida puede ser conectado a un vaso objetivo. En esta configuración, la bomba para sangre puede servir para asistir al corazón temporalmente sin estar totalmente introducida en el corazón, como las bombas de sangre intracardíacas más grandes.

45 Un aspecto de la presente invención está dirigido a una bomba para sangre, en miniatura, que es mantenida sin coágulos u otros depósitos o acumulaciones de sangre sin la utilización de un fluido de purga. La bomba para sangre puede incluir un canal anular de flujo secundario construido entre el rotor y el estátor, a través del cual la sangre fluye para lavar de manera continua las zonas entre las partes relativamente móviles del rotor y el estátor. El flujo sanguíneo secundario puede ser en una dirección, en general, opuesta al flujo sanguíneo principal.

50 Otro aspecto de la presente invención está dirigido a una bomba para sangre, axial, en miniatura, en la que un rotor que contiene un impulsor no requiere soporte mecánico en la dirección axial. La bomba para sangre puede emplear un cojinete magnético que soporta el rotor y el impulsor en la dirección axial. En algunas realizaciones, el cojinete magnético axial puede estar, como mínimo, parcialmente, activo.

55 Otro aspecto de la presente invención da a conocer una bomba basada en un catéter que emplea la disposición de recorrido del flujo sanguíneo secundario sin fluido de purga descrita anteriormente. En este dispositivo, el flujo sanguíneo principal es dirigido hacia el exterior y alrededor del cuerpo envolvente, inmediatamente detrás del impulsor, y los orificios adicionales posicionados detrás del rotor permiten la entrada de sangre para formar el flujo sanguíneo secundario. Otro aspecto de la presente invención puede dar a conocer una bomba basada en un catéter que emplea un cojinete magnético para controlar la posición axial de un rotor que contiene un impulsor. El cojinete magnético puede estar activo, pasivo o ambos.

Otro aspecto de la presente invención está dirigido al procedimiento para proporcionar ayuda cardíaca mediante la utilización de una bomba para sangre, en miniatura, que incluye un cuerpo envolvente, una unidad de accionamiento posicionada en el interior del cuerpo envolvente y que tiene un rotor y un estátor, un impulsor posicionado en un extremo de la unidad de accionamiento y conectado al rotor, y una cánula que se extiende desde el extremo del cuerpo envolvente más cercano al impulsor. La bomba puede funcionar para crear un flujo sanguíneo principal alrededor de la unidad de accionamiento y un flujo sanguíneo secundario en un espacio anular formado entre el rotor y el estátor. El flujo sanguíneo secundario puede ser, en general, en una dirección opuesta al flujo sanguíneo principal. El soporte axial puede ser proporcionado por cojinetes mecánicos y/o por cojinetes magnéticos activos o pasivos.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

Los dibujos adjuntos no pretenden estar dibujados a escala. En los dibujos, cada componente idéntico o casi idéntico que se ilustra en las diversas figuras está representado por el mismo número. En aras de la claridad, no todos los componentes pueden estar marcados en todos los dibujos. En los dibujos:

la figura 1 es una sección transversal esquemática de una realización de una bomba para sangre de acuerdo con la presente invención; y

la figura 2 es una sección transversal esquemática de una realización de una bomba para sangre basada en un catéter de acuerdo con la presente invención.

DESCRIPCIÓN DETALLADA

A continuación, se describirán con más detalle diversas realizaciones y aspectos de las mismas haciendo referencia a las figuras adjuntas. Se debe apreciar que esta invención no está limitada en su aplicación a los detalles de construcción y a la disposición de los componentes expuestos en la siguiente descripción o mostrados en los dibujos. La invención es capaz de otras realizaciones y de ser puesta en práctica o llevada a cabo de diversas maneras. Ejemplos de implementaciones específicas se proponen en el presente documento solo con fines ilustrativos, y no pretenden ser limitativos. En concreto, las acciones, los elementos y las características explicados en conexión con una o más realizaciones no pretenden ser excluidos de una función similar en alguna otra realización. Además, la fraseología y la terminología utilizadas en el presente documento tienen el propósito de descripción y no deben ser consideradas como limitativas. La utilización de "que incluye", "que comprende", "que tiene", "que contiene", "que implica" y variaciones de los mismos pretende abarcar los elementos enumerados a continuación y sus equivalentes, así como elementos adicionales.

Una bomba para sangre según una realización de la invención se muestra en sección transversal esquemática en la figura 1.

La bomba para sangre 100 de esta realización ilustrativa tiene un cuerpo envolvente 200 alargado, sustancialmente cilíndrico, en el que una unidad de accionamiento 210 está posicionada, en general, coaxialmente. La unidad de accionamiento 210 incluye un motor eléctrico que comprende una porción de estátor 300 y una porción de rotor 400. Los conductores eléctricos 220 que pasan a través de un catéter 230 proporcionan señales de potencia y de control al motor eléctrico.

El espacio anular entre la unidad de accionamiento 210 y el interior del cuerpo envolvente forma el recorrido 240 del flujo sanguíneo principal. En una realización, los diámetros interior y exterior del recorrido del flujo sanguíneo principal pueden ser del orden de 7,0 mm y 10,0 mm, respectivamente, proporcionando un área de sección transversal en el recorrido del flujo sanguíneo principal de aproximadamente 160 mm².

La porción de estátor 300 comprende un par de imanes 310a, 310b permanentes del cojinete del estátor. Un imán 310a del cojinete del estátor está posicionado cerca del extremo de más arriba del estátor, mientras que el otro imán 310b del cojinete del estátor está fijado cerca del extremo de más abajo.

Los imanes 310a, 310b del cojinete del estátor colaboran con los imanes 410a, 410b permanentes del cojinete del rotor para formar un par de cojinetes magnéticos radiales. Los cojinetes radiales permiten que el rotor gire con respecto al estátor sin un contacto radial importante, y crean un espacio anular para permitir un recorrido del flujo sanguíneo secundario 255. Los imanes 310a, 310b del cojinete del estátor y los imanes 410a, 410b del cojinete del rotor pueden estar formados por imanes de disco delgados apilados, imanes tubulares con magnetización axial o cualquier otra disposición magnética apropiada.

En la realización ilustrativa, los diámetros interior y exterior del recorrido 255 del flujo sanguíneo secundario pueden ser del orden de 3,2 mm y 3,8 mm, respectivamente, proporcionando un área de sección transversal de aproximadamente 3,3 mm².

Situado en la porción de estátor 300 entre los imanes 310a, 310b del cojinete del estátor está dispuesto un imán de

motor de estátor 320. El imán del motor del estátor 320 se combina con un imán 420 de motor de rotor para formar un motor electromagnético que puede ser accionado por medios convencionales para causar la rotación del rotor 400.

5 En esta realización, un impulsor 500 está unido al rotor 400. El impulsor 500 incluye un cubo 510 y una serie de paletas 520 que sobresalen del cubo 510. Las paletas pueden adoptar cualquier forma apropiada y estar en cualquier número apropiado. El impulsor 500 gira en un anillo de bomba cilíndrico 530, cuyo diámetro es aproximadamente el mismo que el de la envoltura del impulsor 500. El extremo de más arriba del anillo de la bomba 530 tiene una entrada axial 540 que incluye una parte en ángulo de entrada 545. El extremo de más abajo del anillo de la bomba 530 va seguido de una zona de transición sin impulsor 550, en cuyo interior el diámetro interior aumenta de manera continua desde el del anillo de la bomba 530 hasta el del diámetro interior del cuerpo envolvente 200 que rodea la unidad de accionamiento 210.

15 El funcionamiento del rotor 400 crea una fuerza que impulsa al rotor hacia adelante, es decir, en la dirección opuesta al flujo sanguíneo. Para evitar que el rotor 400 se desplace hacia adelante y entre en contacto con el cuerpo envolvente, un cojinete hidráulico axial 260 puede estar posicionado en el extremo del rotor 400 que incluye el impulsor 500. El cojinete hidráulico axial 260 sirve para detener la traslación hacia adelante del rotor 400. En esta realización, el cojinete hidráulico axial 260 está provisto de una serie de aberturas que permiten que la sangre pase a través del cojinete. En algunas realizaciones, el cojinete axial puede estar configurado asimismo como un cojinete de contacto, para detener físicamente el movimiento hacia adelante del rotor 400, en concreto cuando las fuerzas externas están actuando sobre el dispositivo o cuando el rotor está arrancando o perdiendo potencia.

20 En algunas realizaciones, la posición axial del rotor 400 puede estar controlada mediante un cojinete magnético axial posicionado en cualquier extremo del rotor, con o sin la utilización adicional de un cojinete de contacto mecánico. En una realización, por ejemplo, el cojinete magnético axial puede comprender un imán permanente del cuerpo envolvente axial 270, posicionado en el cuerpo envolvente 200 cerca del extremo del rotor 400 frente al impulsor 500, y que colabora con un imán permanente de rotor axial 410, posicionado en el extremo del rotor opuesto al impulsor 500. En otra realización, el cojinete axial puede incluir un cojinete magnético activo que funciona solo o junto con el cojinete magnético pasivo y/o el cojinete de contacto mecánico. En una realización, el cojinete magnético axial comprende un imán pasivo cilíndrico diseñado para contrarrestar las fuerzas axiales encontradas cuando el rotor 400 está a velocidad de funcionamiento, rodeado por un imán activo, diseñado para compensar cargas axiales adicionales, como las presentes durante la precarga o después de la carga del impulsor. En algunos casos, la posición axial del impulsor puede ser determinada midiendo la fuerza electromotriz inversa en el sistema, eliminando de este modo la necesidad de un sensor adicional de la posición. En otros casos, se puede emplear un sensor de posición separado para proporcionar retroalimentación relativa a la posición del rotor y facilitar el control mediante un cojinete magnético activo.

25 Hacia el extremo de más abajo del canal 240 de flujo, un tubo de salida 600 se ramifica lateralmente desde el cuerpo envolvente 200 de la bomba. Este tubo de salida 600 se extiende en una dirección, en general, perpendicular al canal 240 de flujo. En algunas realizaciones, el diámetro interior del tubo de salida 600 puede aumentar en la dirección del flujo. El aumento puede ser del orden de 5 a 10 grados o, en una realización concreta, de aproximadamente 8 grados.

30 En ciertas realizaciones, puede haber una abertura de detección de la presión en la pared interna del cuerpo envolvente que se comunica con el canal 240 de flujo principal. Desde la abertura de detección de la presión, un canal de presión puede estar en comunicación fluida con el lumen de un tubo flexible que se extiende a través del catéter 230. Un sensor de presión puede estar conectado en el extremo proximal del catéter para detectar la presión en el lugar de la abertura de detección de la presión dentro del canal de flujo 240 principal. Como alternativa, un sensor local de presión puede estar instalado en el interior de la bomba para sangre 100.

35 En algunas realizaciones, una cánula tubular 700 puede estar montada en el anillo de la bomba 530 y extenderse desde el cuerpo envolvente 200. La cánula 700 puede tener ranuras 710 que se extienden longitudinalmente, dispuestas alrededor de su periferia, y/o una abertura axial 720 en el extremo delantero. La longitud de la cánula 700 puede, en algunos casos, no superar la longitud del cuerpo envolvente 200, incluido el anillo de la bomba 530.

40 En la realización ilustrativa, el diámetro exterior del cuerpo envolvente 200 es de aproximadamente 11 mm. El diámetro interior del cuerpo envolvente en la zona del canal de flujo 240 es de aproximadamente 10 mm. La unidad de accionamiento 210 tiene un diámetro exterior de aproximadamente 7,0 mm. El diámetro interior del anillo de la bomba 530 es de aproximadamente 6 mm, el diámetro exterior de la cánula 700 es de aproximadamente de 10 mm, y el diámetro interior de la cánula 700 es de aproximadamente 8 mm.

45 En esta realización, todo el cuerpo envolvente 200, incluido el anillo de la bomba 530, tiene una longitud de aproximadamente 50 mm, y la parte de la cánula 700 que sobresale más allá del anillo de la bomba 530 tiene una longitud de aproximadamente 35 mm.

50 Las dimensiones aproximadas anteriores son solo para la realización ilustrativa, y se debe entender que las

dimensiones pueden variar, proporcionalmente o de otro modo, en otras realizaciones de la invención.

5 Se espera que las dimensiones de esta realización concreta den como resultado velocidades de flujo sanguíneo de 1,5 m/s a 3,0 m/s en la zona del anillo de la bomba 530, de 1,0 m/s a 1,5 m/s en la zona del canal de flujo 240, y de 0,5 m/s en la zona del tubo de salida 600. La unidad de accionamiento 210 está configurada para funcionar a una velocidad de rotación relativamente alta de 10.000 rpm a 33.000 rpm. A esas velocidades, el impulsor 500 se movería en el intervalo de 4 a 6 l (litros) de sangre por minuto en condiciones de presión fisiológica.

10 Se anticipa que el dispositivo a modo de ejemplo de la figura 1, con las dimensiones anteriores, daría como resultado una velocidad de flujo en el recorrido 255 del flujo sanguíneo secundario superior a aproximadamente 20 ml/min, con una velocidad de cizalladura de menos de 150 N/m², un tiempo de transición de menos de aproximadamente 200 ms, y que mantendría las superficies interiores del motor en o por debajo de aproximadamente 44 °C.

15 Para mantener un flujo suficiente a través del recorrido del flujo secundario para evitar la acumulación de coágulos u otros depósitos en una bomba en miniatura de este tamaño y configuración aproximados, se ha determinado que la diferencia de presión entre el recorrido del flujo secundario y el recorrido del flujo principal debería ser no menor de aproximadamente 60 mmHg.

20 En la realización ilustrativa, la diferencia de presión deseada se logra mediante la utilización del tubo de salida 600 ramificado lateralmente, descrito anteriormente, que crea un aumento de la presión secundaria. Además, tal como se muestra en la figura 1, el recorrido 255 del flujo secundario puede estar conectado al canal del flujo principal por medio de un hueco pequeño 560 posicionado detrás del impulsor 500, y que se extiende en una dirección aproximadamente perpendicular a la dirección del flujo a través del canal del flujo principal. Este hueco 560 puede
25 ayudar a crear un efecto de "bomba de agua" que reduce la presión en el interior del recorrido 255 del flujo secundario y ayuda a extraer sangre a través del recorrido 255 del flujo secundario en una dirección opuesta al flujo a través del recorrido 240 del flujo principal.

30 La bomba para sangre paracardiaca a modo de ejemplo de la figura 1 puede ser introducida a través de una punción en la pared cardíaca, y ser introducida en el corazón de tal manera que el cuerpo envolvente 200 cierra herméticamente el orificio de la punción, mientras la cánula 700 está en el interior del corazón y el tubo de salida 600 fuera del corazón. El orificio de la punción en la pared cardíaca puede ser realizado sin retirar el tejido de la pared cardíaca. Esto facilita el cierre del orificio en la pared cardíaca después de la futura retirada de la bomba. Para una mejor fijación axial de la bomba en la pared cardíaca, una ampliación periférica 290 puede estar dispuesta en el
35 cuerpo envolvente 200.

40 Con la bomba para sangre dispuesta tal como se ha descrito anteriormente, una porción esencial de la longitud del cuerpo envolvente 200 y de la cánula 700 está situada en el interior del corazón, mientras que una porción relativamente corta del cuerpo envolvente 200 sobresale del corazón, y el tubo de salida 600 junto con un tubo flexible conectado al tubo de salida 600 se encuentra junto al exterior del corazón. Por lo tanto, la bomba para sangre no ocupa un espacio sustancial en el interior de la cavidad torácica.

45 La bomba para sangre puede ser implantada en el corazón abierto para proporcionar soporte cardíaco mientras dure una operación u otra intervención, o para proporcionar soporte a largo plazo después de una operación. Una ventaja de una bomba en miniatura es que no se necesitan llevar bombas pesadas y voluminosas en la región torácica del paciente. Además, la bomba es tan pequeña y ligera que incluso la frágil aurícula derecha o izquierda no se deforma sustancialmente al aplicar e introducir la bomba. En todos los casos, el posicionamiento de la bomba puede ser efectuado ahorrando espacio, y las perturbaciones y deterioros del acceso al corazón se mantienen lo más bajos posible.

50 Los sistemas descritos anteriormente también pueden ser empleados en un dispositivo intravascular, basado en un catéter, tal como se muestra en la figura 2. En esta realización, una bomba basada en catéter incluye un cuerpo envolvente 200 que lleva un imán 320 de motor de estátor e imanes 310a, 310b del cojinete del estátor. Un rotor 400 lleva un imán 420 de motor de rotor, imanes 410a, 410b del cojinete del rotor y un impulsor 500. Los imanes del cojinete del rotor y del estátor colaboran para formar cojinetes magnéticos radiales delantero y trasero.

55 En esta realización, el impulsor giratorio crea un flujo sanguíneo principal que pasa fuera del cuerpo envolvente a través de las aberturas 245 del flujo sanguíneo principal. Las aberturas 285 del flujo sanguíneo secundario, situadas más abajo de las aberturas 245 del flujo sanguíneo principal permiten un recorrido 255 de flujo sanguíneo secundario entre el rotor 400 y el cuerpo envolvente 200 que incluye los imanes del estátor. Como en la realización
60 de la figura 1, este recorrido 255 del flujo sanguíneo secundario es, en general, en una dirección opuesta al recorrido del flujo sanguíneo principal. El flujo sanguíneo a través del recorrido 255 del flujo sanguíneo secundario sirve para evitar la acumulación de coágulos u otros depósitos de sangre en el interior del motor.

65 En esta realización, un cojinete magnético axial, que puede ser pasivo, activo, o ambos, puede estar situado en la parte posterior del rotor y contrarrestar las fuerzas que atraen el rotor hacia delante, tal como se ha descrito anteriormente. En otras realizaciones, las fuerzas axiales pueden estar dirigidas a cojinetes hidráulicos o de contacto.

REIVINDICACIONES

1. Bomba para sangre paracardíaca (100), que comprende:
 - 5 una unidad de accionamiento (210), que comprende un rotor (400) suspendido magnéticamente y un estátor (300), dispuestos coaxialmente en el interior de un cuerpo envolvente (200) tubular para crear un canal (240) de flujo principal que se extiende longitudinalmente entre la unidad de accionamiento (210) y una pared interior del cuerpo envolvente (200) tubular;
 - 10 un impulsor (500), posicionado en un extremo de la unidad de accionamiento (210) y conectado al rotor (400);
 - una cánula (700), que se extiende desde un extremo del cuerpo envolvente (200) más cercano al impulsor (500);
 - un tubo de salida (600), que se ramifica lateralmente, posicionado próximo a un extremo del cuerpo envolvente (200) opuesto al impulsor (500),
 - en la que la unidad de accionamiento (210) comprende un canal (255) de flujo secundario formado entre el rotor (400) y el estátor (300); y
 - 15 un canal (560) dispuesto aproximadamente perpendicular a la dirección de flujo a través del canal (240) de flujo principal, colocando el canal (560) el canal (255) de flujo secundario en comunicación fluida con el canal (240) de flujo principal.
- 20 2. Bomba para sangre paracardíaca (100), según la reivindicación 1, en la que el canal (240) de flujo principal tiene una primera presión, y el canal (255) de flujo secundario tiene una segunda presión menor que la primera presión.
3. Bomba para sangre paracardíaca (100), según cualquiera de las reivindicaciones 1 o 2, en la que el tubo de salida (600), que se ramifica lateralmente, está posicionado perpendicularmente al canal (240) de flujo principal.
- 25 4. Bomba para sangre paracardíaca (100), según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en la que el canal (255) de flujo secundario está configurado para dirigir un flujo de sangre.
5. Bomba para sangre paracardíaca (100), según la reivindicación 4, en la que el canal (255) de flujo secundario está configurado para dirigir el flujo de sangre en una dirección, en general, opuesta a un flujo sanguíneo a través del canal (240) de flujo principal.
- 30 6. Bomba para sangre paracardíaca (100), según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, en la que el tubo de salida (600), que se ramifica lateralmente, se extiende en la dirección del flujo sanguíneo.
- 35 7. Bomba para sangre paracardíaca (100), según la reivindicación 1, en la que el canal (560) está próximo al impulsor (500).
8. Bomba para sangre paracardíaca (100), según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7, en la que el cuerpo envolvente (200) comprende ranuras (710), que se extienden longitudinalmente, en una porción distal del cuerpo envolvente (200) tubular, y en la que el impulsor (500) está configurado para transportar sangre al cuerpo envolvente (200) tubular a través de las ranuras (710), que se extienden longitudinalmente, y a través del cuerpo envolvente (200) tubular hacia un extremo proximal.
- 40 9. Bomba para sangre paracardíaca (100), según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8, que comprende, además, un anillo de bomba (530) con una entrada axial (540) posicionado en un extremo del cuerpo envolvente (200) y rodeando, como mínimo, una porción del impulsor (500).
- 45 10. Bomba para sangre paracardíaca (100), según la reivindicación 9, en la que el canal (240) de flujo principal se extiende a través de la entrada axial (540) del anillo de la bomba (530).
- 50 11. Bomba para sangre paracardíaca (100), según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 10, que comprende, además, un primer cojinete magnético radial (310a, 310b, 410a, 410b) posicionado en la unidad de accionamiento (210) cerca del impulsor (500), y un segundo cojinete magnético radial (410) posicionado hacia un extremo de la unidad de accionamiento (210) opuesto al impulsor (500).
- 55 12. Bomba para sangre paracardíaca (100), según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 10, que comprende, además, un cojinete hidráulico axial (260) cerca del extremo de la unidad de accionamiento (210) más cerca del impulsor (500), en la que el cojinete hidráulico axial (260) comprende aberturas adaptadas para permitir que la sangre fluya a través del cojinete hidráulico axial (260).
- 60 13. Bomba para sangre paracardíaca (100), según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 10, que comprende, además, un cojinete magnético axial (270) cerca del extremo de la unidad de accionamiento (210) opuesto al impulsor (500).
- 65 14. Bomba para sangre paracardíaca (100), según la reivindicación 13, en la que el cojinete magnético axial (270) está, como mínimo, parcialmente activo.

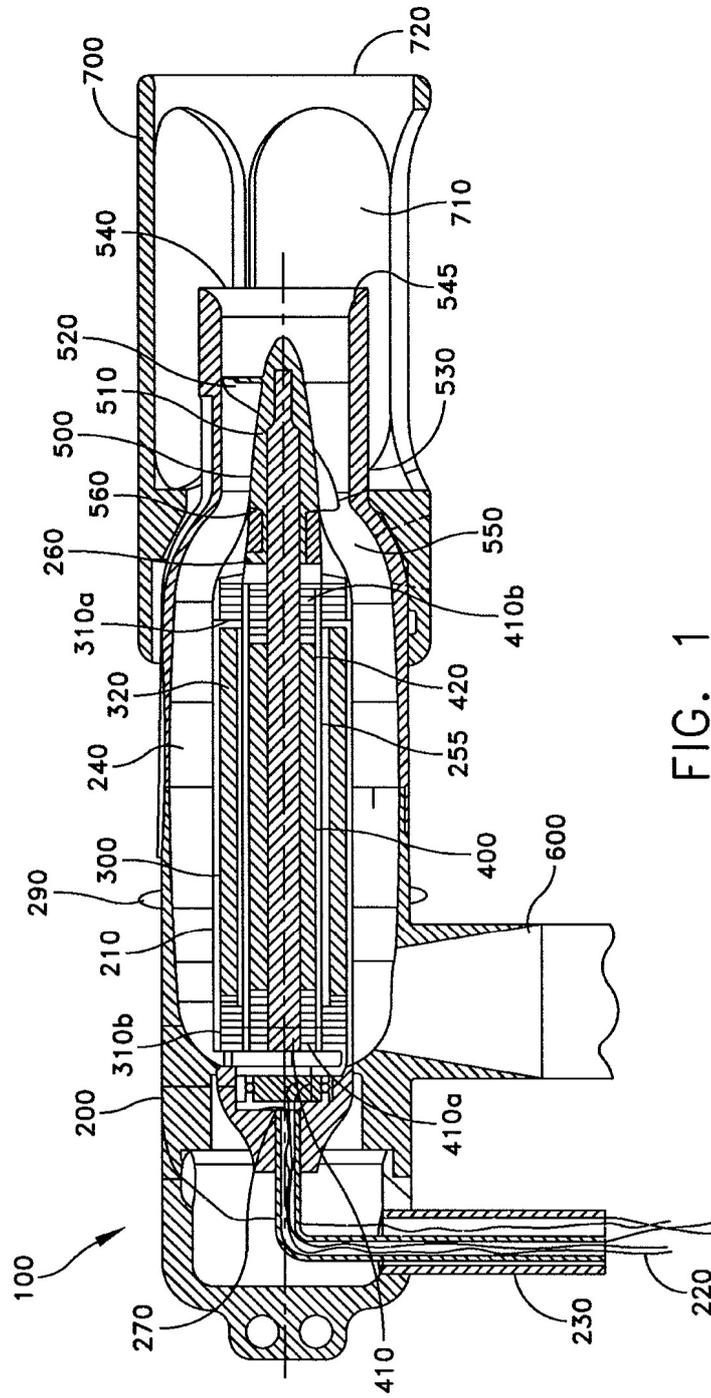


FIG. 1

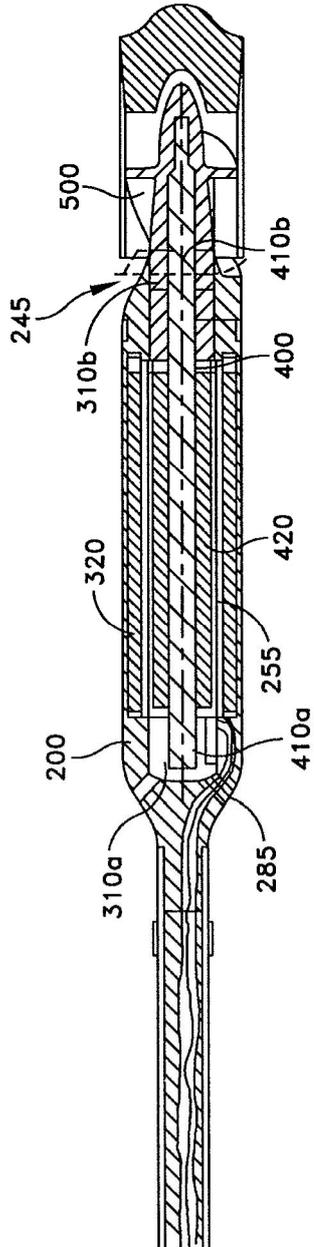


FIG. 2

REFERENCIAS CITADAS EN LA DESCRIPCIÓN

5 *Esta lista de referencias citada por el solicitante es únicamente para mayor comodidad del lector. No forman parte del documento de la Patente Europea. Incluso teniendo en cuenta que la compilación de las referencias se ha efectuado con gran cuidado, los errores u omisiones no pueden descartarse; la EPO se exime de toda responsabilidad al respecto.*

Documentos de patentes citados en la descripción

10

• US 6942611 B

• US 20010031210 A