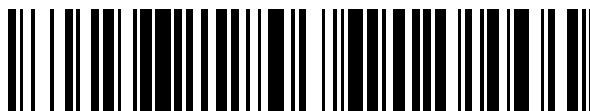


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 785 751**

51 Int. Cl.:

**A61M 1/12** (2006.01)

**A61M 39/10** (2006.01)

**A61M 1/10** (2006.01)

**A61F 2/02** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **03.12.2010 PCT/US2010/058963**

87 Fecha y número de publicación internacional: **09.06.2011 WO11069109**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **03.12.2010 E 10835219 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **05.02.2020 EP 2506888**

54 Título: **Corazón artificial total**

30 Prioridad:

**03.12.2009 US 266405 P**

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

**07.10.2020**

73 Titular/es:

**OREGON HEALTH & SCIENCE UNIVERSITY  
(100.0%)**

**0690 SW Bancroft Street, Mail Code L106TT  
Portland, OR 97239, US**

72 Inventor/es:

**WAMPLER, RICHARD**

74 Agente/Representante:

**SALVÀ FERRER, Joan**

ES 2 785 751 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

Corazón artificial total

## 5 AVISO DE MATERIAL SUJETO A PROTECCIÓN DE COPYRIGHT

**[0001]** Una porción del material en este documento de patente está sujeta a protección de copyright bajo las leyes de copyright de los Estados Unidos y otros países. El dueño de los derechos de copyright no tiene ninguna objeción en cuanto a la reproducción por fax por parte de cualquier persona del documento de patente o la descripción de la patente, ya que aparece en el archivo o los registros públicamente disponibles de la Oficina de Patentes y Marcas de los Estados Unidos, pero, de lo contrario, se reserva todos los derechos de copyright, fueren los que fueren. El dueño del copyright no renuncia, por la presente, a ninguno de sus derechos de mantener este documento de patente bajo confidencialidad, incluyendo, entre otros, los derechos según el Título 37 del Código de Reglas Federales § 1.14.

## 15 ANTECEDENTES DE LA INVENCION

1. Campo de la invención

**[0002]** Esta invención se refiere, de manera general, a implantes cardiovasculares y, más particularmente, a dispositivos que reemplazan por completo un corazón que falla, a fin de proporcionar flujo sanguíneo a la circulación pulmonar y a la sistémica.

2. Descripción de la técnica relacionada

**[0003]** La insuficiencia cardíaca congestiva es un problema de salud

pública creciente, principal y de rápido crecimiento que resulta en cientos de miles de muertes cada año. Los pacientes con insuficiencia cardíaca biventricular en etapa terminal que son refractarios a las medicaciones, a la intervención quirúrgica y al marcapasos resincronizador tienen un mejor tratamiento con el trasplante cardíaco. Sin embargo, los corazones de donantes se limitan a alrededor de 2.000 por año en los Estados Unidos y, por tanto, hay una enorme necesidad sin satisfacer para aproximadamente 75.000 pacientes que se beneficiarían a partir del trasplante cardíaco, pero para quienes no hay ningún corazón de donante disponible. Un corazón artificial total (CAT) mecánico podría reemplazar un corazón que falla y ofrecer una capacidad de supervivencia y funcionalidad mejorada comparable al trasplante cardíaco.

**[0004]** La extensa investigación desde mediados de 1960 resultó en numerosos dispositivos de asistencia ventricular izquierda (DAVI) destinados a hacerse cargo de parte o todo el trabajo del ventrículo izquierdo, trabajando, en paralelo, con el corazón nativo. La HeartMate™, es una bomba de desplazamiento positivo que se usa como un puente para el trasplante cardíaco y la terapia de destino en pacientes con insuficiencia cardíaca congestiva aguda. Más recientemente, la HeartMate™ II, una bomba rotatoria, recibió la aprobación de la PMA para el puente al trasplante. Los DAVI como estos están ganando aceptación clínica, pero el desarrollo de los corazones artificiales totales (CAT) no se ha mantenido a ritmo, particularmente para la asistencia permanente, sin intención de ser un puente al trasplante cardíaco. Dos corazones artificiales totales están clínicamente disponibles sobre una base muy limitada en los Estados Unidos.

**[0005]** El CAT SynCardia de CardioWest se implanta en el pecho y es alimentado por un accionador neumático externo mediante mangueras de aire que penetran el pecho. Se ha aprobado para uso temporario como un puente al trasplante en pacientes a los que no se les puede dar soporte únicamente con DAVI y ha demostrado eficacia clínica en varios cientos de pacientes. El CAT AbiCor™ de Abiomed, Inc. está destinado al uso permanente y es totalmente implantable. Tiene un motor eléctrico autocontenido y recibe energía por medio de la transmisión transcutánea de energía, pero ha sido aprobado por la FDA solo para el uso compasivo.

**[0006]** Tanto el dispositivo CardioWest como el AbiCor emplean dos bombas separadas para reemplazar los ventrículos derecho e izquierdo, respectivamente. Estas bombas son bombas de desplazamiento positivo con dos válvulas por bomba (un total de cuatro válvulas) para asegurar un flujo de sangre unidireccional. La compatibilidad anatómica de estos dispositivos ha limitado su uso a pacientes más grandes, ya que las bombas de desplazamiento positivo son inherentemente grandes.

**[0007]** Las bombas de sangre rotatorias basadas en la hidráulica del flujo centrífugo o axial han demostrado ser bombas seguras y durables para su uso como dispositivos ventriculares izquierdos y podrían ofrecer muchas ventajas respecto de bombas de desplazamiento positivas si se adaptasen para el uso como un corazón artificial total. Lo que resulta más importante es que las bombas de sangre rotatorias serían mucho más pequeñas que los CAT pulsátiles existentes y no requerirían válvulas artificiales o medios para la compensación de volumen o ventilación. Además, las bombas de sangre rotatorias, como la HeartMate II, han probado su durabilidad de muchos años.

65

**[0008]** A la fecha, los corazones artificiales totales emplean dos bombas, ya sea que sean del tipo de desplazamiento positivo o del tipo rotatorio. Todos los CAT basados en bombas de sangre rotatorias integran las bombas cardíacas derecha e izquierda en una única carcasa, lo cual es una mejora en cuanto al uso de dos bombas separadas.

5

**[0009]** Un corazón artificial total basado en un único impulsor rotatorio ofrecería una ventaja significativa en tamaño reducido, simplicidad y costo, respecto de los dispositivos existentes destinados al reemplazo completo del corazón.

10 **[0010]** El documento WO 2006/053384 describe una bomba de fluido que incluye una carcasa que define una cavidad que tiene un eje de cavidad. Una carcasa tiene dos entradas y salidas fluidas y un conjunto de bobinas para generar un campo magnético. Un impulsor se posiciona en la cavidad y el impulsor tiene dos conjuntos de álabes, siendo cada conjunto de álabes adaptado para instar fluido desde una entrada respectiva hacia una salida respectiva. Se proporciona un sistema de accionamiento para hacer rotar el impulsor alrededor del eje de la cavidad y controlar  
15 una posición axial del impulsor en la dirección paralela al eje de la cavidad para controlar así los flujos relativos de cada entrada a cada salida respectiva.

**[0011]** El documento de los EE. UU. 2007/0253842 describe una bomba de sangre rotodinámica de dos etapas que incluye una carcasa, un estado soportado en la carcasa y un conjunto del rotor. El conjunto del rotor incluye un rotor soportado en la carcasa para la rotación alrededor del estátor. El conjunto del rotor también incluye un primer impulsor operativamente acoplado a un primer extremo axial del rotor para la rotación con el rotor alrededor del eje. El conjunto del rotor incluye además un segundo impulsor operativamente acoplado a un segundo extremo axial del rotor, opuesto al primer extremo, para la rotación con el rotor alrededor del eje.

25 **[0012]** El documento de los EE. UU. 5.674.281 describe un conjunto de corazón artificial que puede ser un corazón artificial total o un dispositivo ventricular asistido. El conjunto tiene un conducto de entrada de sangre, un conducto de salida de sangre, un mecanismo de bombeo para bombear sangre desde el conducto de entrada de sangre al conducto de salida de sangre y medios para accionar de manera reversible el mecanismo de bombeo en una dirección opuesta en una carrera con una longitud definida por un par de terminales.

30

#### BREVE RESUMEN DE LA INVENCION

**[0013]** La presente invención se expone en las reivindicaciones adjuntas. En esta invención, se describe un corazón artificial total (CAT) emplea un único impulsor que es capaz de proporcionar circulación tanto a la circulación pulmonar (derecha) como a la sistémica (izquierda). Un rotor tiene un rotor que tiene un impulsor montado en un árbol hueco que contiene imanes que reaccionan con bobinas eléctricas en una carcasa, a fin de producir el movimiento rotatorio para bombear un traslado axial dentro de la carcasa para regular el flujo entre la circulación derecha y la izquierda. El flujo producido es inherentemente pulsátil.

40 **[0014]** La presente descripción, según ciertos aspectos, proporciona un corazón artificial total, capaz de soportar por completo la circulación pulmonar y sistémica del cuerpo con una bomba de sangre rotatoria que utiliza solo un impulsor.

**[0015]** Un aspecto de la presente descripción proporciona un dispositivo que comprende una carcasa de bomba rotatoria que tiene un orificio rodeado por un estátor del motor. Cuatro conectores de la carcasa tienen aberturas/canales que están en continuidad con el orificio y proporcionan un flujo de entrada y otro de salida para la circulación derecha e izquierda. Un rotor consiste en un árbol hueco sobre el cual se monta un impulsor. Los imanes del rotor del motor se ubican en la pared del árbol hueco. Durante la operación, el rotor rota dentro de la carcasa y es capaz de efectuar la regulación axialmente dentro de la carcasa. El rotor se coloca en el orificio de la carcasa de una bomba. Las bobinas eléctricas que rodean al orificio interactúan con los imanes en el rotor para producir el movimiento rotatorio destinado a bombear fluido y un movimiento axial para bombear sangre, de manera alterna, entre la circulación pulmonar y sistémica.

**[0016]** El flujo de entrada hacia el impulsor puede proporcionarse ya sea desde el extremo del árbol hueco. El rotor también actúa como una válvula de regulación mediante el traslado a lo largo del eje de la carcasa de la bomba y exponiendo y cubriendo alternativamente los puertos de la carcasa, a fin de proporcionar flujo al corazón derecho e izquierdo. Un estátor del motor, concéntrico al orificio de la carcasa rodea al imán del rotor del motor en el árbol hueco. La corriente en el bobinado del estátor interactúa con el campo magnético para producir torque y la rotación del rotor, girando así el impulsor. A medida que el conjunto del rotor se traslada axialmente, la salida del impulsor se dirige de manera alterna a la circulación derecha e izquierda mediante los puertos arteriales en la carcasa. Asimismo, el orificio del rotor recibe sangre desde el atrio derecho y el izquierdo a través de los puertos atriales.

**[0017]** El equilibrio entre el flujo derecho y el izquierdo se puede lograr mediante el ajuste del ciclo de trabajo o el tiempo de permanencia del lado derecho, en comparación con el izquierdo. La velocidad también podría ajustarse simultáneamente a fin de proporcionar control adicional. Como el rotor bombea, de manera alterna, hacia el lado

derecho y el lado izquierdo, el flujo será inherentemente pulsátil.

5 **[0018]** El soporte radial del rotor será proporcionado por la acción de un cojinete hidrodinámico entre la superficie del orificio de la carcasa y la superficie externa del rotor, donde la sangre será el fluido hidrodinámico. Los gradientes de presión interna proporcionarán un flujo de pérdida dentro de los espacios libres del cojinete autolubricante, a fin de impedir el estancamiento y la formación de trombos. El límite axial del rotor será una combinación de un cojinete magnético axial pasivo y cojinetes de empuje hidrodinámicos.

10 **[0019]** Las conexiones al sistema vascular se lograrán con una combinación de injertos arteriales de prótesis y brazaletes atriales sintéticos. La energía puede proporcionarse por medio de un hilo percutáneo o mediante transmisión de energía transcutánea. Las mediciones de flujo y/o presión se usarán para controlar el ciclo de trabajo y el tiempo de permanencia del rotor, a fin de equilibrar el flujo entre los lados derecho e izquierdo de la circulación.

15 **[0020]** Un aspecto de la descripción es que el corazón artificial total (CAT) emplea un único impulsor que es capaz de proporcionar circulación tanto a la circulación pulmonar (derecha) como a la sistémica (izquierda).

20 **[0021]** En una realización, el corazón artificial total comprende un rotor que tiene un impulsor montado en un árbol hueco que contiene imanes que reaccionan con bobinas eléctricas en una carcasa, a fin de producir el movimiento rotatorio para bombear un traslado axial dentro de la carcasa para regular el flujo entre la circulación derecha y la izquierda.

25 **[0022]** En otra realización, el corazón artificial total comprende una carcasa de la bomba rotatoria que tiene un orificio rodeado por un estátor del motor, teniendo la carcasa cuatro conectores que están en continuidad con el orificio y proporcionan flujo de entrada y flujo de salida para la circulación derecha e izquierda. El rotor comprende, generalmente, un árbol hueco sobre el que se monta un impulsor; y donde los imanes del rotor del motor se ubican en una pared del árbol hueco. Durante la operación, el rotor rota dentro de la carcasa y es capaz de efectuar la regulación axialmente dentro de la carcasa.

30 **[0023]** En otra realización, un rotor se coloca en un orificio de una carcasa de bomba; con una pluralidad de bobinas eléctricas que rodean al orificio y que interactúan con los imanes en el rotor para producir el movimiento rotatorio destinado a bombear fluido y un movimiento axial para bombear sangre, de manera alterna, entre la circulación pulmonar y sistémica.

35 **[0024]** En las siguientes porciones de la memoria descriptiva, se plantearán aspectos adicionales de la descripción, donde la descripción detallada tiene el objeto de describir totalmente las realizaciones preferidas de la descripción sin colocar limitaciones a las mismas.

#### BREVE DESCRIPCIÓN DE LAS DIVERSAS VISTAS DEL/DE LOS DIBUJO(S)

40 **[0025]** La invención se entenderá de manera más completa mediante la referencia a los siguientes dibujos, los cuales solo tienen fines ilustrativos:

La figura 1 muestra una vista isométrica exterior de un corazón artificial total, que ilustra las conexiones vasculares para el acceso fluido a los atrios derecho e izquierdo y tanto la arteria pulmonar como la aorta.

45 La figura 2 muestra una vista en corte isométrica y ampliada de una carcasa de bomba y un rotor del corazón artificial total que se muestra en la figura 1.

La figura 3 ilustra un corte isométrico del corazón artificial total ensamblado de la figura 1.

La figura 4 muestra una vista en primer plano del corte isométrico ilustrado en la figura 3.

50 La figura 5 muestra una sección axial a través del corazón artificial total de la figura 1 que muestra el rotor en posición para bombear desde el atrio izquierdo hacia la aorta.

La figura 6 muestra una sección axial a través del corazón artificial total de la figura 1 que muestra el rotor en posición para bombear desde el atrio derecho hacia la arteria pulmonar.

#### DESCRIPCIÓN DETALLADA

55

**[0026]** Haciendo referencia más específica a los dibujos, para fines ilustrativos, la presente invención se realiza en el aparato que se muestra generalmente en las figuras. Se apreciará que el aparato puede variar según la configuración y los detalles de las partes.

60 **[0027]** La figura 1 ilustra una vista exterior del corazón artificial total (CAT) 10 según la presente invención. El CAT 10 comprende una carcasa de la bomba 12 que tiene un cuerpo 14 y cuatro conectores vasculares para acceder al sistema circulatorio. El CAT 10 se muestra y se ilustra en la descripción a continuación para el reemplazo de los ventrículos izquierdo y derecho del corazón, mientras se conecta para la entrada de ambas circulaciones venosas sistémica y pulmonar mediante los atrios derecho e izquierdo (no se muestran). Sin embargo, se aprecia que la entrada de sangre venosa y arterial al CAT 10 puede ser desde cualquier ubicación a lo largo de los sistemas circulatorios

65

venoso o arterial.

- [0028]** Como se muestra en la figura 1, la sangre venosa desde el atrio derecho (AD) se dirige hacia dentro del CAT 10 por medio del canal/abertura 30 del conector del AD 20. La sangre oxigenada desde el atrio izquierdo (AI) se dirige hacia dentro del CAT 10 por medio del canal 34 del conector del AI 24. La sangre venosa es suministrada a la arteria pulmonar (AP) por medio del canal 32 del conector de la AP 22. La sangre atrial es suministrada a la aorta (AO) por medio del canal 36 del conector de la AO 26.
- [0029]** Los conductos prostéticos (no se muestran), como los injertos arteriales, brazaletes atriales sintéticos o similares, pueden usarse para acoplar los conectores 20, 22, 24 y 26 a las características anatómicas respectivas del sistema vascular. Los conectores 20, 22, 24 y 26 comprenden superficies externas cilíndricas que se dimensionan de modo tal que proporcionan un agarre para una pared interna (no se muestra) del lumen (o conducto prostético) al que se conectarán, y pueden usarse medios de sujeción adicionales (no se muestran) para sellar el lumen con respecto al conector correspondiente.
- [0030]** El volumen de desplazamiento del CAT 10 es preferente y suficientemente más pequeño, como para que la cavidad izquierda, tras la eliminación del corazón nativo, sea suficiente para alojar el dispositivo. Idealmente, el CAT 10 tendrá un volumen de menos de 150 cc.
- [0031]** La energía, el control y la retroalimentación de percepción para la bomba son proporcionados mediante el mando 100 y el conductor 102. Los componentes del mando pueden ser externos al paciente, o subcutáneos. Por ejemplo, el mando 100 puede comprender un procesador y una fuente de energía de batería que se implantan completamente dentro del cuerpo, de modo tal que la batería se recarga mediante la transmisión transcutánea de energía (TTE) a través de la piel. De manera alternativa, el grupo de conductores 102 puede guiar, a través de la piel, hacia un mando externo 100 y una fuente de energía. En incluso otra realización, uno o más componentes que proporcionan energía, control o detección son una combinación de dispositivos tanto internos como externos.
- [0032]** Ahora, con referencia a la figura 2, el CAT 10 comprende un conjunto de carcasa de la bomba 12 que tiene una carcasa 14 configurada para suspender un conjunto del rotor móvil 60 dentro de la cámara interna 16. El conjunto del rotor 60 comprende un árbol del rotor 74 acoplado al cuerpo del impulsor 82, que incluye un impulsor 66 que comprende una pluralidad de ranuras radiales que están en comunicación con un canal central 84 del conjunto del rotor 60. El canal central 84 comprende un orificio que pasa a través de la totalidad del conjunto del impulsor 60 desde la entrada izquierda 62 en el extremo izquierdo 86 hacia la entrada derecha 64 en el extremo derecho 88. El orificio 84 sirve para canalizar la sangre hacia dentro del rotor hueco 60 con dirección al impulsor 66.
- [0033]** El conjunto del impulsor 60 se configura para ser accionado magnéticamente para rotar la cámara interior 16 del conjunto de la carcasa 12. El árbol del rotor 74 del conjunto del impulsor 60 comprende un imán de rotor cilíndrico 70 rodeado por un hierro de respaldo 72, que se posiciona dentro de la pared del árbol del rotor 74.
- [0034]** El orificio 16 de la carcasa de la bomba 14 comprende un canal cilíndrico escalonado en comunicación con los canales de entrada 30, 34 y los canales de salida 32 y 36. El orificio 16 comprende una primera superficie interna cilíndrica 40 configurada para ser la interfase con la superficie externa cilíndrica 76 del árbol del rotor 74, y una segunda superficie interna cilíndrica 42 configurada para ser la interfase con la superficie externa 80 del cuerpo del impulsor 82. El extremo izquierdo 52 de la carcasa 14 comprende una tapa 95 (véanse las figuras 5 y 6) que pueden desprenderse de la carcasa 14 a fin de permitir la inserción del rotor 60. La tapa 95 puede enroscarse dentro de la carcasa 14, o puede unirse mediante otros medios, como soldadura, sujeción o similares.
- [0035]** La carcasa 14 comprende un estátor de motor anular 46 que rodea el orificio 16 en la superficie interna 40, de modo tal que el estátor de motor 46 esté alineado axialmente con el imán del rotor 70 cuando el conjunto el rotor 60 se posiciona dentro de la cavidad 16. El estátor del motor 46 es concéntrico respecto del orificio 16 de la carcasa y rodea al imán del rotor del motor 60 cuando se posiciona en el orificio 16. La corriente en las bobinas del estátor 46 generan un campo magnético para interactuar con el imán del rotor 70 para producir torque y la rotación del rotor 60 alrededor del eje 85, girando así el impulsor 66 para inducir el flujo fluido.
- [0036]** Si bien una configuración escalonada del rotor (por ejemplo, un árbol de diámetro más pequeño 74 y un cuerpo del impulsor de diámetro más grande) mostrado en las figuras 2 a la 5 es preferible, también se apreciará que el conjunto del rotor puede comprender un diámetro externo constante a lo largo de su longitud (no se muestra). Por otro lado, el diámetro interno de la cámara interna 16 también sería constante.
- [0037]** El conjunto del rotor 60 también comprende un imán solenoide anular 68 dispuesto dentro de la pared del cuerpo del impulsor 82. Una bobina solenoide 48 se dispone dentro de la carcasa 14 rodeando el orificio de la carcasa 16 en la superficie 42, y se ubica de modo tal que esté próxima al imán solenoide 68 en el cuerpo del impulsor 82, cuando el conjunto del rotor 60 se posiciona dentro de la cavidad 16.
- [0038]** Las figuras 3 y 4 ilustran una vista en corte del conjunto de la bomba 10, donde el conjunto del rotor 60

se posiciona dentro de la cavidad 16 del conjunto de la cavidad 12. Durante la operación, la interacción entre una corriente eléctrica suministrada al estátor del motor 46 y el imán del rotor 70 produce un movimiento rotatorio en el rotor 60, y, por consiguiente, el impulsor 66. El movimiento rotatorio del impulsor 66 imparte energía cinética a la sangre y crea un flujo presurizado ya sea para la arteria pulmonar (AP) o la aorta (AO) mientras obtiene sangre del AD y el AI, respectivamente.

**[0039]** Se crea una acción de cojinete autolubricante hidrodinámico en el espacio libre del cojinete 56 entre una o más de las superficies internas 42, 44 del orificio de la carcasa 16 y las superficies externas 76, 80 del árbol del rotor 74 y el cuerpo del impulsor 82.

10

**[0040]** Por consiguiente, el diámetro de las superficies internas 42, 44 del orificio de la carcasa se encuentra generalmente dentro del intervalo de 0,002 a 0,020 in. (0,0508 a 0,508 mm) y preferentemente dentro del intervalo de 0,004 a 0,008 in. (0,1016 a 0,2032 mm) más grande que los diámetros de las superficies externas 76, 80 del árbol del rotor 74 y el cuerpo del impulsor 82, respectivamente. En consecuencia, el hueco/espacio libre 56 que se muestra en la figura 4 ha sido exagerado por cuestiones de claridad. El cojinete autolubricante hidrodinámico soporta al conjunto del rotor 60 radialmente dentro de la carcasa. El espacio libre del cojinete 56 también sirve como una ruta de pérdida para permitir que el flujo FL de sangre a través del espacio libre elimine calor y minimice el riesgo de coagulación. Los gradientes de presión interna generados por el impulsor proporcionan un flujo FL de pérdida dentro de los espacios libres del cojinete autolubricante 56 para impedir el estancamiento y la formación de trombos. El cizallamiento en esta región se ubica preferentemente debajo de los 1000 pascales, a fin de minimizar el riesgo de daño sanguíneo. Se apreciará que una o ambas superficies 42 y 44 pueden tener un hueco con las superficies respectivas de la carcasa, que forma un cojinete hidrodinámico.

15

20

**[0041]** Por ejemplo, el hueco radial entre la superficie 42 de la carcasa y la superficie 82 del cuerpo del impulsor puede ser suficientemente pequeño (por ejemplo, 0,002 in (0,0508 mm)) como para formar un cojinete hidrodinámico, mientras que la superficie externa del árbol del rotor 76 puede presentar un hueco significativamente más grande (por ejemplo, 0,020 in (0,508 mm) o más) que no es un cojinete autolubricante hidrodinámico y viceversa.

25

**[0042]** Al menos un cojinete de empuje hidrodinámico en cada extremo del rotor proporciona un soporte axial al rotor. El soporte axial adicional es proporcionado por la atracción magnética pasiva entre el estátor del motor 46 y el imán del rotor 70.

30

**[0043]** El conjunto del rotor 60 se configura para actuar también como una válvula de regulación mediante el traslado a lo largo del eje 85 de la carcasa de la bomba 14 y exponiendo y cubriendo alternativamente los puertos 30, 32, 34 y 36 de la carcasa 14, a fin de proporcionar flujo al corazón derecho e izquierdo. En consecuencia, el conjunto del rotor 60 se configura de modo tal que tiene dos configuraciones a fin de fluir entre los sistemas circulatorios sistémico y pulmonar. A medida que el conjunto del rotor 60 se traslada axialmente a lo largo del eje 85, la salida del impulsor 66 se dirige de manera alterna a la circulación derecha e izquierda mediante los puertos arteriales 32, 36 en la carcasa. Asimismo, el canal central 84 del rotor 60 recibe sangre desde el atrio derecho y el izquierdo a través de los puertos atriales 30, 34.

35

**[0044]** La figura 5 ilustra el sistema 10 en una primera configuración (circulación sistémica) que obtiene sangre saturada del atrio izquierdo (AI) y la bombea a la aorta (AO). En la figura 5, el lado derecho 86 del conjunto del rotor 60 se posiciona hacia el lado derecho 54 de la carcasa de la bomba 14 mediante la acción de la corriente eléctrica en las bobinas solenoides 48, 92, que actúan en los imanes solenoides 90, 68. Tanto el acceso a la cámara de entrada 30 del conector del AD 20 (y el conector del atrio derecho 98) como a la cámara de salida 32 del conector de la AP 22 se bloquean mediante las superficies sólidas 76, 80 del árbol del rotor 74 y el cuerpo del impulsor 82 respectivamente. En consecuencia, la sangre ingresa a la entrada 34 del conector del AI 24, pasa a través de la entrada 64 del rotor 60 y va hacia dentro del canal central del rotor 84. La sangre sale a través del impulsor 66 y va hacia dentro de la cámara de salida 36 del conector de la AO 26, dentro de la aorta.

45

50

**[0045]** La figura 6 ilustra el sistema 10 en una segunda configuración (circulación pulmonar) que obtiene sangre desaturada del atrio derecho (AD) y la bombea a la arteria pulmonar (AP). A continuación, la dirección de la corriente en las bobinas solenoides 92 y 48 se invierte, el campo magnético actúa sobre los polos de los imanes solenoides 68, 90, para empujar el rotor axialmente a lo largo del eje 85 del orificio 16 en la dirección opuesta, trasladando el extremo izquierdo 88 del rotor 60 para que colinde con el extremo izquierdo 52 de la cámara 16. En esta posición, el canal de entrada 34 del conector del AI 24 y el canal de salida 36 del conector de la AO 26 están bloqueados por las superficies sólidas 76, 80 del árbol del rotor 74 y el cuerpo del impulsor 82, respectivamente. En esta posición del rotor, la sangre del AD ingresa a la entrada 30 del conector del AD 20, pasa a través de la entrada 62 del rotor 60, fluye a través del canal central 84 y fuera del impulsor 66 y hacia dentro del canal de salida 32 del conector de la AP 22 hacia la AP.

55

60

**[0046]** Mientras la realización preferida usa ambos solenoides 92 y 48 actuando sobre los imanes 68 y 90, se aprecia que solo uno de los solenoides/pares de imanes será necesario para accionar el movimiento axial o de regulación del rotor 60. Por ejemplo, el solenoide 92 puede configurarse para generar una fuerza atractiva y repulsiva, de manera alterna, sobre el imán 90 para accionar individualmente el movimiento de regulación axial del conjunto del

65

rotor 60. De manera alternativa, un miembro de polarización magnética (por ejemplo, un resorte mecánico, magnético o similar, que no se muestra) puede posicionarse en un lado de la cámara para polarizar magnéticamente el rotor en una posición, mientras que el solenoide 92 actúa para alternar entre el modo "encendido" y "apagado" que acciona la posición axial del rotor 60 contra la fuerza de polarización magnética aplicada por el miembro respectivo.

5

**[0047]** El equilibrio del flujo entre la circulación pulmonar y sistémica se ajusta mediante el control del tiempo de permanencia o el ciclo de trabajo del impulsor a medida que este se mueve, de manera alterna, hacia adelante y hacia atrás en la carcasa de la bomba.

10 **[0048]** De nuevo, con referencia a la figura 1, el mando 100 para accionar la bomba 10 puede basarse en la conmutación sin sensores, la cual obvia la necesidad de cepillos, sellos del árbol y sensores ópticos. El control del equilibrio de flujo entre la circulación pulmonar y sistémica puede ser soportado mediante la retroalimentación desde uno o más sensores (por ejemplo, los sensores 94 y 96 ilustrados en la figura 5), con una lógica de bucle cerrado para asegurar que las presiones fisiológicas se mantengan en el atrio. La medición directa del flujo sanguíneo puede efectuarse con transductores ultrasónicos 94 y 96 dispuestos en cámaras atriales 30, 32, que usan el efecto Doppler para medir la velocidad a lo largo de un área seccional cruzada conocida (por ejemplo, el diámetro de las cámaras atriales 30, 32). Las señales de los transductores 94 y 96 se alimentan al mando 100, donde son procesadas con un algoritmo que compara los flujos derecho e izquierdo y se ajustan los tiempos de permanencia, a fin de compensar cualquier disparidad en el flujo.

15

20 **[0049]** Otras tecnologías de medición de velocidad, como la anemometría de hilos o el tubo de piloto, también pueden adaptarse dentro de la bomba. De manera alternativa, las presiones del atrio podrían medirse y estas señales podrían usarse para determinar la relación del tiempo de permanencia del impulsor 60 entre la circulación pulmonar y la sistémica.

25

**[0050]** Como ejemplo, si la presión del atrio izquierdo 34 es demasiado alta, se podría disminuir el tiempo de permanencia en la salida pulmonar 32 de la bomba, o se podría aumentar el tiempo de permanencia en la salida sistémica 36. En cualquier caso, la relación del tiempo de permanencia sistémico/pulmonar se incrementaría. Las mediciones indirectas de la presión atrial pueden lograrse mediante la medición del diámetro del atrio o el estiramiento de las paredes atriales. Para estas mediciones, pueden usarse los transductores ultrasónicos en miniatura, los cuales, cuando son implantados, son estables.

30

**[0051]** Mediante el uso de los parámetros medidos, como presión, flujo, velocidad de flujo o saturación de oxígeno, es posible adaptar la bomba 10 a cualquier paciente durante un amplio intervalo de condiciones, en cualquier momento.

35

**[0052]** En consecuencia, se apreciará que la presente descripción puede realizarse de varias maneras que incluyen, entre otras:

40

1. Un corazón artificial total, que comprende: una carcasa de la bomba que comprende un primero, segundo, tercero y cuarto conector vascular; donde cada uno de los conectores vasculares está en comunicación fluida con un orificio dentro de la carcasa; y un rotor configurado para ser albergado de manera rotatoria dentro del orificio; teniendo el rotor un impulsor configurado para bombear sangre hacia y desde los conectores vasculares al producirse la rotación del rotor alrededor de un eje central del orificio; donde el rotor es sensible a responder a fuerzas magnéticas impartidas desde dicha carcasa de la bomba para accionar la rotación del rotor; donde el rotor se configura para trasladarse a lo largo del eje central del orificio desde una primera a una segunda posición; donde, en la primera posición, el rotor se configura para obtener un primer volumen de sangre desde el primer conector vascular y bombear el primer volumen de sangre hacia dentro del segundo conector vascular; donde, en la segunda posición, el rotor se configura para obtener el segundo volumen de sangre desde el tercer conector vascular y bombear el segundo volumen de sangre hacia dentro del cuarto conector vascular.

45

2. Un corazón artificial total, como se indica en la realización 1: donde, en la primera posición, el rotor se configura para bloquear el flujo hacia y desde el tercero y el cuarto conector vascular; y donde, en la segunda posición, el rotor se configura para bloquear el flujo hacia y desde el primero y el segundo conector vascular.

50

3. Un corazón artificial total, como se indica en la realización 1: donde el primer conector vascular comprende un conector del atrio izquierdo (AI), el segundo conector vascular comprende un conector de la aorta (AO), el tercer conector vascular comprende un conector del atrio derecho (AD), el cuarto conector vascular comprende un conector de la arteria pulmonar (AP); y donde el rotor regula entre la primera posición y la segunda posición para suministrar flujo de manera alterna entre la circulación sistémica y la pulmonar.

55

4. Un corazón artificial total, como se indica en la realización 3, donde el primer volumen de sangre se suministra a la circulación arterial y el segundo volumen de sangre entra desde la circulación venosa.

60

5. Un corazón artificial total, como se indica en la realización 1, que comprende, además: un estátor del motor dispuesto dentro de la carcasa de la bomba; y donde un primer imán se dispone dentro del rotor; donde el primer imán es sensible a responder a un campo magnético generado por dicho estátor del motor, a fin de accionar la rotación de dicho rotor alrededor de dicho eje central.

65

6. Un corazón artificial total, como se indica en la realización 5, que comprende, además: un solenoide dispuesto

dentro de la carcasa de la bomba; y un segundo imán se dispone dentro del rotor; donde el segundo imán es sensible a responder a un campo magnético generado por dicho solenoide para accionar el traslado axial de dicho rotor desde la primera a la segunda posición.

- 5 7. Un corazón artificial total, como se indica en la realización 6, que comprende, además: un mando acoplado al estátor del motor; donde el mando se configura para controlar la corriente suministrada al estátor del motor, a fin de variar la velocidad de rotación del rotor.
8. Un corazón artificial total, como se indica en la realización 7: donde el mando se acopla al solenoide; donde el mando se configura para controlar la corriente suministrada al solenoide, a fin de variar el ciclo de trabajo o el tiempo de permanencia entre la primera posición y la segunda posición del rotor.
- 10 9. Un corazón artificial total, como se indica en la realización 2: donde el impulsor comprende una pluralidad de puertos radiales en comunicación con un canal central del rotor; el canal central corre axialmente a través del rotor para formar una primera entrada en un primer extremo del rotor y una segunda entrada en un segundo extremo del rotor.
- 15 10. Un corazón total artificial, como se indica en la realización 9: donde, en la primera posición, la primera entrada del rotor está abierta a una comunicación abierta con un primer puerto acoplado al primer conector vascular y el impulsor está abierto a una comunicación fluida con el segundo puerto acoplado al segundo conector vascular, de modo tal que la rotación del impulsor obtiene el primer volumen de sangre desde el primer puerto y bombea el primer volumen de sangre hacia dentro del segundo puerto.
- 20 11. Un corazón total artificial, como se indica en la realización 10: donde, en la segunda posición, la segunda entrada del rotor está abierta a una comunicación abierta con un tercer puerto acoplado al tercer conector vascular y el impulsor está abierto a una comunicación fluida con el cuarto puerto acoplado al cuarto conector vascular, de modo tal que la rotación del impulsor obtiene el segundo volumen de sangre desde el segundo puerto y bombea el segundo volumen de sangre hacia dentro del cuarto puerto.
- 25 12. Un corazón artificial total, como se indica en la realización 10: donde, en la primera posición, una superficie externa del rotor se configura para bloquear el flujo hacia y desde el tercero y el cuarto puerto.
13. Un corazón artificial total, como se indica en la realización 11: donde, en la segunda posición, una superficie externa del rotor se configura para bloquear el flujo hacia y desde el primero y el segundo puerto.
- 30 14. Un aparato para el implante dentro del cuerpo de un paciente, que comprende: una carcasa de la boba que comprende una pluralidad de conectores vasculares; la pluralidad de los conectores comprende un conector del atrio izquierdo (AI) configurado para acoplarse al AI del paciente, un conector de la aorta (AO) configurado para acoplarse a la AO del paciente, un conector del atrio derecho (AD) configurado para acoplarse a la AD del paciente y un conector de la arteria pulmonar (AP) configurado para acoplarse a la AP del paciente; donde cada uno de los conectores vasculares está en comunicación fluida con un orificio dentro de la carcasa; y un rotor configurado para ser albergado de manera rotatoria dentro del orificio; teniendo el rotor un impulsor configurado para bombear
- 35 sangre hacia y desde los conectores vasculares al producirse la rotación del rotor alrededor de un eje central del orificio; donde el rotor es sensible a responder a fuerzas magnéticas impartidas desde dicha carcasa de la bomba para accionar la rotación del rotor; donde el rotor se configura para trasladarse a lo largo del eje central del orificio desde una primera a una segunda posición; donde, en la primera posición, el rotor se configura para obtener un primer volumen de sangre desde el AI y bombear el primer volumen de sangre hacia dentro de la AO; donde, en
- 40 la segunda posición, el rotor se configura para obtener un segundo volumen de sangre desde el AR y bombear el segundo volumen de sangre hacia dentro de la AP; donde el rotor se configura para regular entre la primera posición y la segunda posición, a fin de alternar el flujo de salida entre la circulación sistémica y la pulmonar.
- 45 15. Un aparato, como se indica en la realización 14: donde, en la primera posición, el rotor se configura para bloquear el flujo de entrada desde el AD y el flujo de salida hacia la AP; y donde, en la segunda posición, el rotor se configura para bloquear el flujo de entrada desde el AI y el flujo de salida hacia la AO.
16. Un aparato, como se indica en la realización 14, que comprende, además: un estátor del motor dispuesto dentro de la carcasa de la bomba; y donde un primer imán se dispone dentro del rotor; donde el primer imán es sensible a responder a un campo magnético generado por dicho estátor del motor, a fin de accionar la rotación de dicho rotor alrededor de dicho eje central.
- 50 17. Un aparato, como se indica en la realización 16, que comprende, además: un solenoide dispuesto dentro de la carcasa de la bomba; y un segundo imán se dispone dentro del rotor; donde el segundo imán es sensible a responder a un campo magnético generado por dicho solenoide para accionar el traslado axial de dicho rotor desde la primera a la segunda posición.
- 55 18. Un aparato, como se indica en la realización 17, que comprende, además: un mando acoplado al estátor del motor; donde el mando se configura para controlar la corriente suministrada al estátor del motor, a fin de variar la velocidad de rotación del rotor.
19. Un aparato, como se indica en la realización 18: donde el mando se acopla al solenoide; donde el mando se configura para controlar la corriente suministrada al solenoide, a fin de variar el ciclo de trabajo o el tiempo de permanencia entre la entrada del AI y el AD.
- 60 20. Un aparato, como se indica en la realización 14: donde el impulsor comprende una pluralidad de puertos radiales en comunicación con un canal central del rotor; el canal central corre axialmente a través del rotor para formar una primera entrada axial en un primer extremo del rotor y una segunda entrada axial en un segundo extremo del rotor.
- 65 21. Un aparato, como se indica en la realización 20: donde, en la primera posición, la primera entrada axial del rotor está abierta a una comunicación abierta con un primer puerto acoplado al conector del AI y el impulsor está



abierto a una comunicación fluida con el segundo puerto acoplado al conector de la AO, de modo tal que la rotación del impulsor obtiene el primer volumen de sangre desde el primer puerto y bombea el primer volumen de sangre hacia dentro del segundo puerto.

5 22. Un aparato, como se indica en la realización 21, donde, en la segunda posición, la segunda entrada axial del rotor está abierta a una comunicación abierta con un tercer puerto acoplado al conector del AR y el impulsor está abierto a una comunicación fluida con un cuarto puerto acoplado al conector de la AP, de modo tal que la rotación del impulsor obtiene el segundo volumen de sangre desde el tercer puerto y bombea el segundo volumen de sangre hacia dentro del cuarto puerto.

10 23. El corazón artificial total de la realización 21, donde, en la primera posición, una superficie externa del rotor se configura para bloquear el flujo hacia y desde el tercero y el cuarto puerto.

24. El corazón artificial total de la realización 22, donde, en la segunda posición, una superficie externa del rotor se configura para bloquear el flujo hacia y desde el primero y el segundo puerto.

15 25. Un aparato, como se indica en la realización 19, que comprende, además: uno o más sensores acoplados al mando; donde uno o más sensores se configuran para adquirir datos relacionados con una medición fisiológica del paciente; donde el mando se configura para variar dichos tiempos de permanencia y velocidad de rotación según dichos datos.

20 26. Un corazón artificial total, que comprende: una carcasa de la bomba que comprende una pluralidad de aberturas vasculares; un rotor configurado para ser dispuesto, de manera rotatoria, dentro de la carcasa de la bomba; teniendo el rotor un impulsor configurado para bombear sangre hacia y desde las aberturas vasculares al producirse la rotación del rotor; donde el rotor se configura para operar como una válvula de regulación para alternar el flujo entre la pluralidad de aberturas vasculares.

27. Un corazón artificial total, como se indica en la realización 26: donde el rotor se configura para trasladarse dentro de dicha carcasa para conmutar el flujo entre las aberturas vasculares.

25 28. Un corazón artificial total, como se indica en la realización 27: donde el rotor se configura para trasladarse a lo largo de un eje de rotación del rotor.

30 29. Un corazón artificial total, como se indica en la realización 28: donde el rotor se configura para trasladarse desde una primera posición hacia una segunda posición; donde, en la primera posición, el rotor se configura para recibir un primer volumen de sangre desde una primera abertura vascular y bombear el primer volumen de sangre hacia dentro de una segunda abertura vascular; y donde, en la segunda posición, el rotor se configura para recibir un segundo volumen de sangre desde una tercera abertura vascular y bombear el primer volumen de sangre hacia dentro de una cuarta abertura vascular.

35 30. Un corazón artificial total, como se indica en la realización 29: donde, en la primera posición, el rotor se configura para bloquear la entrada del flujo de sangre desde la tercera abertura vascular y la salida del flujo de sangre hacia la cuarta abertura vascular; y donde, en la segunda posición, el rotor se configura para bloquear la entrada del flujo de sangre desde la primera abertura vascular y la salida del flujo de sangre hacia la segunda abertura vascular.

31. Un corazón artificial total, como se indica en la realización 26: donde el rotor comprende solo un impulsor.

40 **[0053]** Si bien las realizaciones específicas han sido resumidas anteriormente, resulta evidente que muchas alternativas, modificaciones y variaciones serán aparentes para los expertos en la materia. Por ejemplo, la suspensión radial del rotor podría lograrse con cojinetes magnéticos, ya sean controlados de manera pasiva o activa. Asimismo, el control magnético activo en la dirección axial podría adaptarse a este concepto y numerosos factores de forma para la superficie externa y la geometría de los conectores vasculares podría implementarse a fin de optimizar la colocación anatómica.

45 **[0054]** Si bien la descripción anterior contiene muchos detalles, estos no deben interpretarse como limitantes del alcance de la invención, sino simplemente como que proporcionan ilustraciones de algunas de las realizaciones preferidas actualmente de esta invención. Por lo tanto, se apreciará que el alcance de la presente invención abarca por completo otras realizaciones que pueden volverse obvias para los expertos en la materia, y que el alcance de la presente invención, en consecuencia, se limita únicamente a las reivindicaciones adjuntas, en las que la referencia a un elemento en singular no pretende significar "uno(a) y solo uno(a)", a menos que se indique lo contrario explícitamente, sino "uno(a) o más". Todos los equivalentes estructurales, químicos y funcionales a los elementos de la realización preferida antes mencionada que son conocidos para las personas con un conocimiento ordinario en la técnica se incorporan expresamente a esta invención como referencia y se pretende que sean abarcados por las presentes reivindicaciones. Además, no es necesario que un dispositivo o procedimiento aborde todos y cada uno de los problemas que se busca resolver mediante la presente invención, para que el mismo sea abarcado por las presentes reivindicaciones. Además, ningún elemento, componente o etapa de procedimiento en la presente descripción pretende dedicarse al público sin importar si el elemento, componente o etapa del procedimiento se indica explícitamente en las reivindicaciones. Ningún elemento de las reivindicaciones en esta invención debe interpretarse según las disposiciones del Título 35 del Código de los Estados Unidos, 112, sexto párrafo, a menos que el elemento se haya indicado expresamente usando la frase "medios para".

60

**REIVINDICACIONES**

1. Un corazón artificial total, que comprende:
  - 5 una carcasa de la bomba (12) que comprende un primero, un segundo, un tercero y un cuarto conector vascular (20, 22, 24, 26);  
donde cada uno de los conectores vasculares (20, 22, 24, 26) está en comunicación fluida con un orificio dentro de la carcasa; y
  - 10 un rotor (60) configurado para ser albergado de manera rotatoria dentro del orificio;  
teniendo el rotor (60) un impulsor (66) configurado para bombear sangre hacia y desde los conectores vasculares (20, 22, 24, 26) al producirse la rotación del rotor alrededor de un eje central del orificio;  
donde el rotor es sensible a responder a fuerzas magnéticas impartidas desde dicha carcasa de la bomba para accionar la rotación del rotor;
  - 15 donde el rotor (60) se configura para trasladarse a lo largo del eje central del orificio desde una primera a una segunda posición;  
donde, en la primera posición, el rotor (60) se configura para obtener un primer volumen de sangre desde el primer conector vascular (24) y bombear el primer volumen de sangre hacia dentro del segundo conector vascular (26) mientras bloquea el flujo hacia y desde el tercero y el cuarto conector vascular (20 y 22); y
  - 20 donde, en la segunda posición, el rotor (60) se configura para obtener un segundo volumen de sangre desde el tercer conector vascular (20) y bombear el segundo volumen de sangre hacia dentro del cuarto conector vascular (22) mientras bloquea el flujo hacia y desde el primero y el segundo conector vascular (24 y 26).
  
2. Un corazón artificial total, como se indica en la reivindicación 1:
  - 25 donde el primer conector vascular (24) comprende un atrio izquierdo, AI, un conector (30), el segundo conector vascular (26) comprende una aorta, conector de la AO, el tercer conector vascular (20) comprende un atrio derecho, conector del AD, el cuarto conector vascular (22) comprende una arteria pulmonar, conector de la AP; y donde el rotor (60), en el uso,
  - 30 regula entre la primera posición y la segunda posición para suministrar flujo de manera alterna entre la circulación sistémica y la pulmonar.
  
3. Un corazón artificial total, como se indica en la reivindicación 2, donde, en el uso,
  - 35 el primer volumen de sangre se suministra a la circulación arterial y el segundo volumen de sangre entra desde la circulación venosa.
  
4. Un corazón artificial total, como se indica en la reivindicación 1, que además comprende:
  - 40 un estátor del motor (46) dispuesto dentro de la carcasa de la bomba (12); y  
un primer imán (70) dispuesto dentro del rotor (60); donde el primer imán (70) es sensible a responder a un campo magnético generado por dicho estátor del motor (46), a fin de accionar la rotación de dicho rotor (60) alrededor de dicho eje central.
  
5. Un corazón artificial total, como se indica en la reivindicación 4, que además comprende:
  - 45 un solenoide dispuesto dentro de la carcasa de la bomba (12); y  
un segundo imán dispuesto dentro del rotor; donde el segundo imán es sensible a responder a un campo magnético generado por dicho solenoide para accionar el traslado axial de dicho rotor (60) desde la primera a la segunda posición.
  - 50
  
6. Un corazón artificial total, como se indica en la reivindicación 5, que además comprende:
  - un mando (100) acoplado al estátor del motor (46);  
donde el mando (100) se configura para controlar la corriente suministrada al estátor del motor, a fin de variar la
  - 55 velocidad de rotación del rotor.
  
7. Un corazón artificial total, como se indica en la reivindicación 6, donde el mando (100) se acopla al solenoide; donde el mando (100) se configura para controlar la corriente suministrada al solenoide, a fin de variar el ciclo de trabajo o el tiempo de permanencia entre la primera posición y la segunda posición del rotor.
  - 60
  
8. Un corazón artificial total, como se indica en la reivindicación 1:
  - donde el impulsor comprende una pluralidad de puertos radiales en comunicación con un canal central del rotor;  
el canal central corre axialmente a través del rotor (60) para formar una primera entrada en un primer extremo del
  - 65 rotor y una segunda entrada en un segundo extremo del rotor.

9. Un corazón total artificial, como se indica en la reivindicación 8: donde, en la primera posición, la primera entrada del rotor (60) está abierta a una comunicación abierta con un primer puerto acoplado al primer conector vascular (24) y el impulsor está abierto a una comunicación fluida con el segundo puerto acoplado al segundo conector vascular (26), de modo tal que la rotación del impulsor obtiene el primer volumen de sangre desde el primer puerto y  
5 bombea el primer volumen de sangre hacia dentro del segundo puerto.
10. Un corazón artificial total, como se indica en la reivindicación 9: donde, en la segunda posición, la segunda entrada del rotor (60) está abierta a una comunicación fluida con un tercer puerto acoplado al tercer conector vascular (20) y el impulsor está abierto a una comunicación fluida con un cuarto puerto acoplado al cuarto conector  
10 vascular (22) de modo tal que, en el uso, la rotación del impulsor obtiene el segundo volumen de sangre desde el tercer puerto y bombea el segundo volumen de sangre hacia dentro del cuarto puerto.
11. Un corazón artificial total, como se indica en la reivindicación 8: donde, en la primera posición, una  
15 superficie externa del rotor (60) se configura para bloquear el flujo hacia y desde el tercero y el cuarto puerto.
12. Un corazón artificial total, como se indica en la reivindicación 9: donde, en la segunda posición, una superficie externa del rotor (60) se configura para bloquear el flujo hacia y desde el primero y el segundo puerto.
- 20 13. Un corazón artificial total, como se indica en la reivindicación 7, que además comprende:  
uno o más sensores (94; 96) acoplados al mando (100);  
donde uno o más sensores se configuran para adquirir datos relacionados con una medición fisiológica del  
paciente; y  
25 donde el mando (100) se configura para variar dichos tiempos de permanencia y velocidad de rotación según dichos datos.

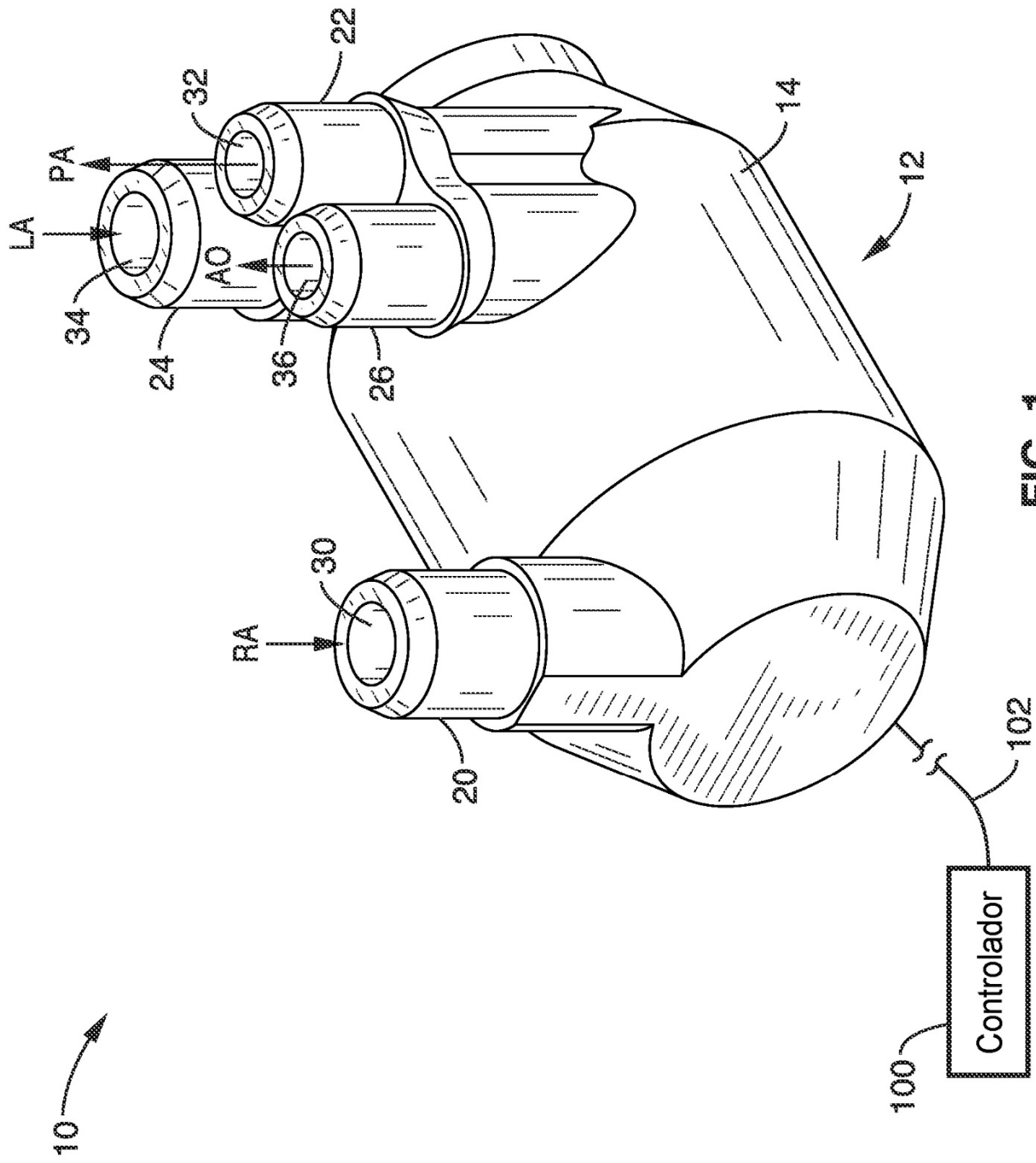


FIG. 1

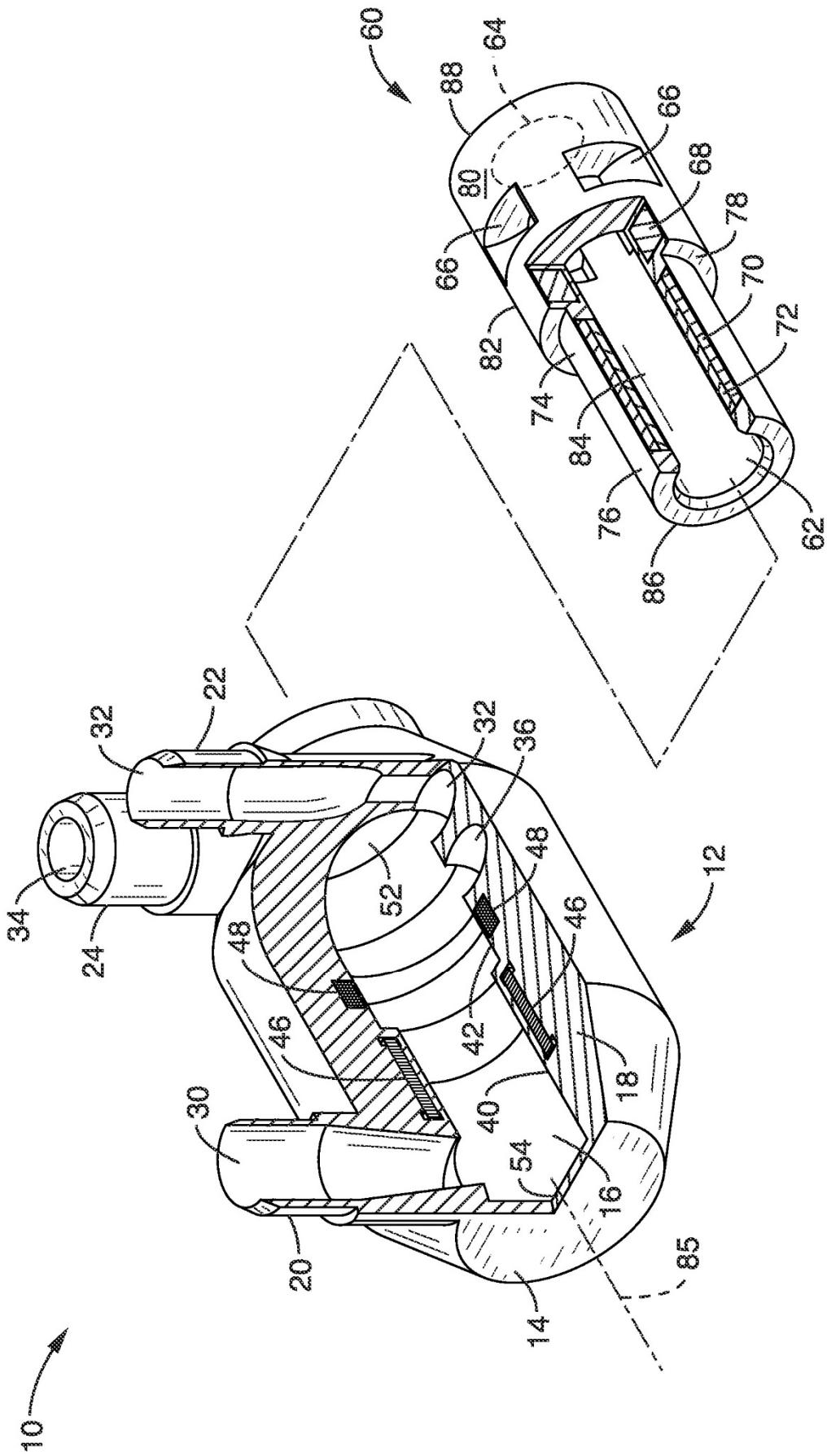


FIG. 2

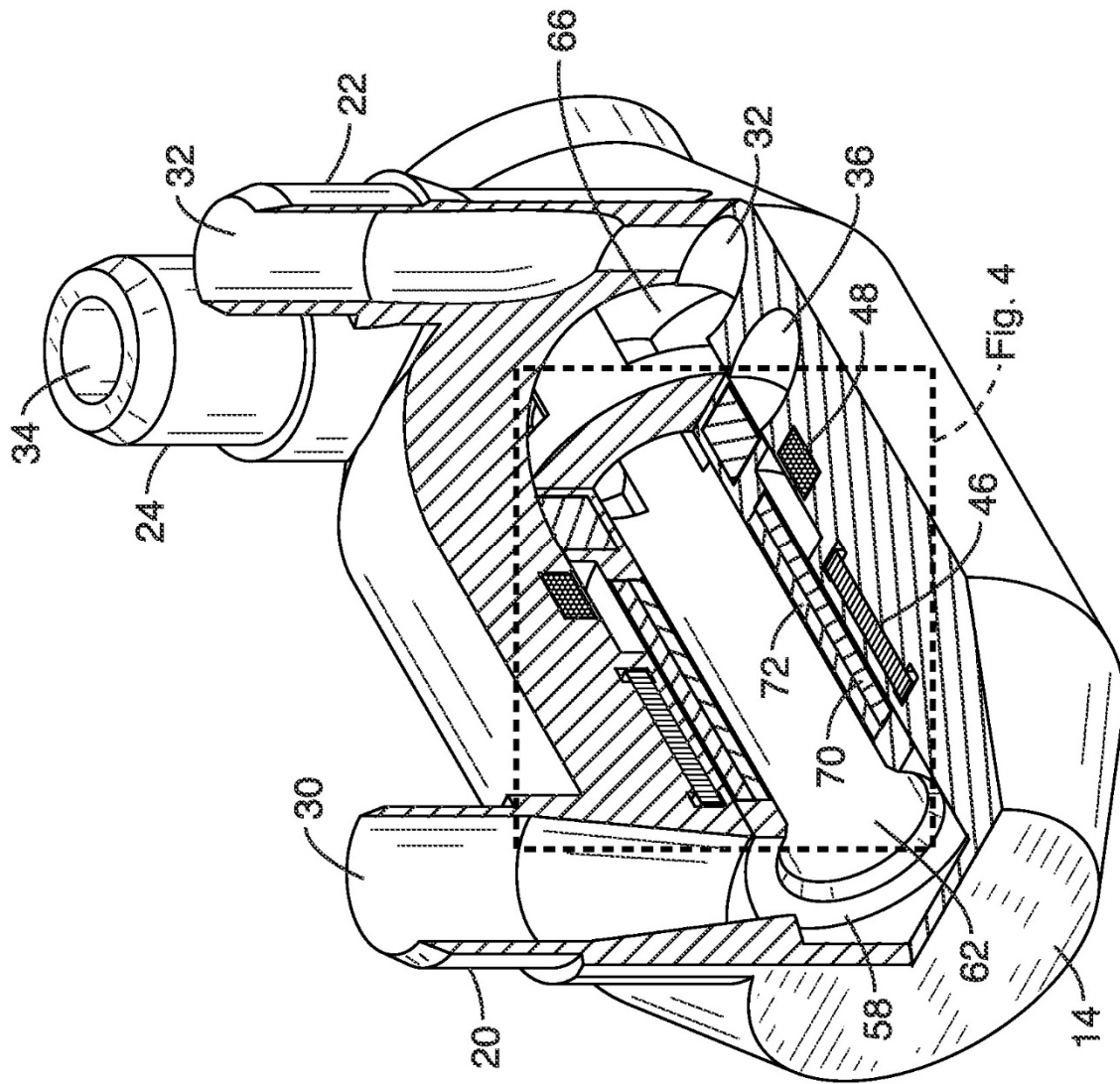


FIG. 3

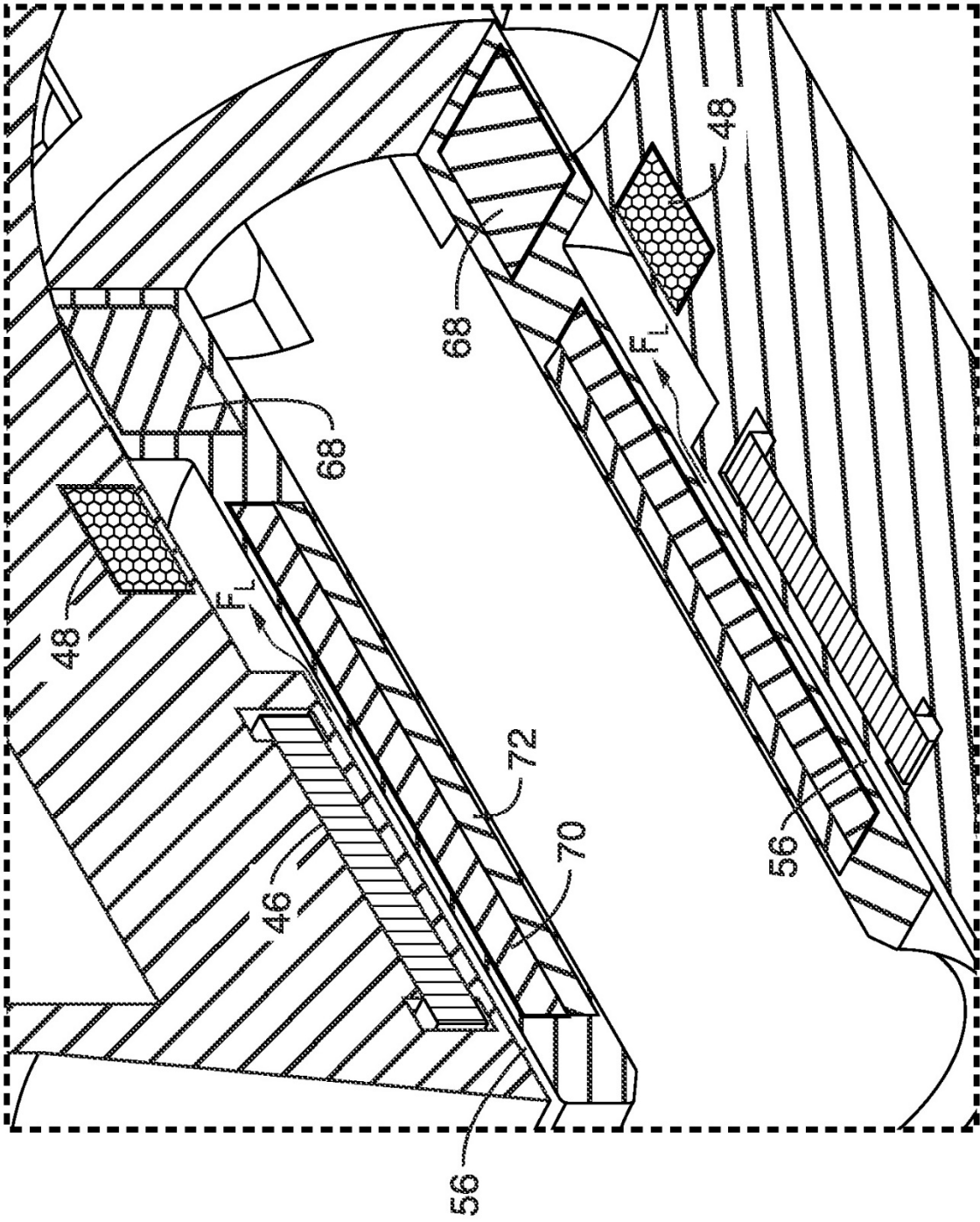


FIG. 4

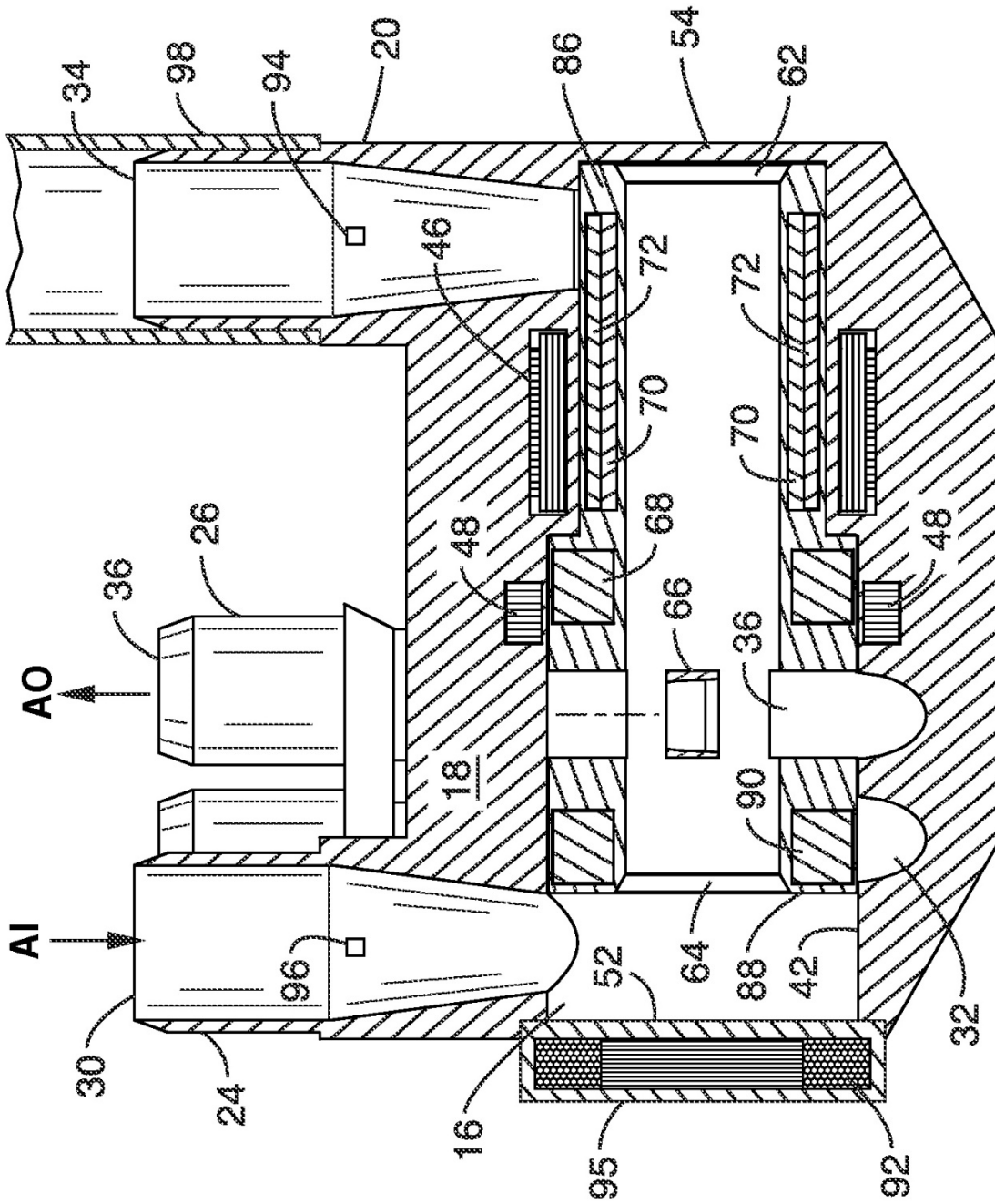


FIG. 5



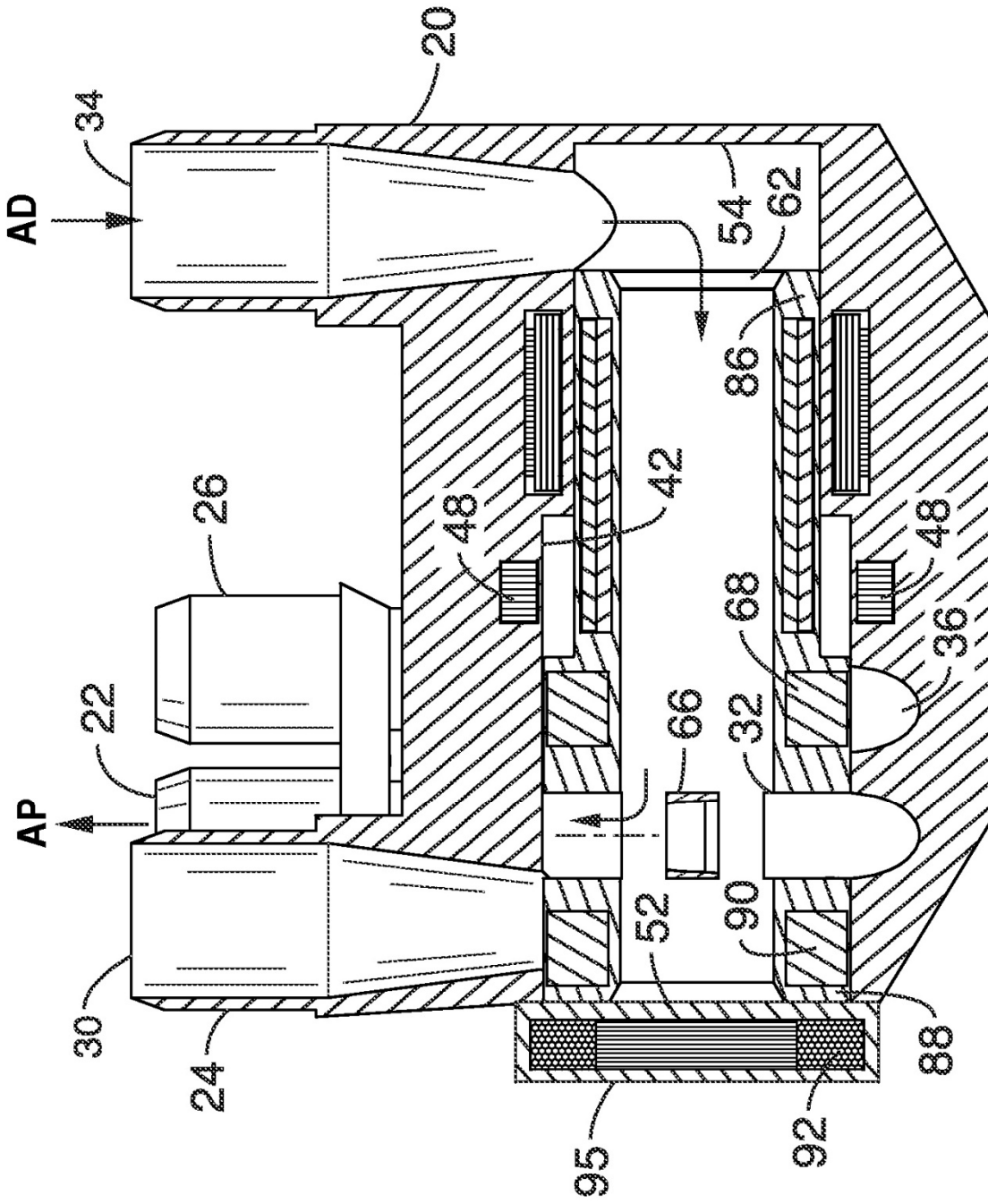


FIG. 6