



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 356 594**

51 Int. Cl.:
A61M 1/10 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **09290009 .1**

96 Fecha de presentación : **07.01.2009**

97 Número de publicación de la solicitud: **2078533**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **15.07.2009**

54 Título: **Prótesis cardiaca monobloque implantable.**

30 Prioridad: **14.01.2008 FR 08 00184**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
11.04.2011

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

73 Titular/es: **CARMAT**
Immeuble l'Etendard Energy III
36 avenue de l'Europe
78140 Vélizy Villacoublay, FR

72 Inventor/es: **Grimmé, Marc;**
Gourgues, Jean Elie;
Carpentier, Alain y
Wartelle, Claude

74 Agente: **Elzaburu Márquez, Alberto**

ES 2 356 594 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).

DESCRIPCION

La presente invención se refiere a una prótesis cardiaca monobloque implantable.

Por el documento US-5 135 539, se conoce ya una prótesis cardiaca implantable en la cavidad pericárdica de un paciente, siendo la citada prótesis apta para reemplazar a los ventrículos izquierdo y derecho naturales del citado paciente después de la ablación de estos y que comprende:

- un cuerpo rígido en el interior del cual están dispuestos ventrículos izquierdo y derecho artificiales, comprendiendo cada uno de estos ventrículos artificiales una membrana flexible pulsátil:
 - que es apta para latir bajo la acción de un fluido hidráulico, y
 - que está dispuesta en una cavidad a la que la citada membrana divide de modo estanco en dos cámaras, de las cuales una está destinada a la circulación de la sangre y la otra está destinada al citado fluido hidráulico, estando destinada la cámara de sangre del ventrículo artificial izquierdo a estar unida a la orejeta natural izquierda y a la aorta, mientras que la cámara de sangre del ventrículo artificial derecho está destinada a estar unida a la orejeta natural derecha y a la arteria pulmonar;
- dos accionadores hidráulicos unidos a las cámaras de fluido hidráulico de las citadas cavidades del citado cuerpo rígido, para alternativamente inyectar en ellas y expulsar de ellas fluido hidráulico y asegurar valores deseados de caudales diastólicos y sistólicos; y
- una bolsa flexible que rodea, de modo amplio y estanco, al menos una parte del citado cuerpo rígido encerrando a los citados accionadores hidráulicos, sirviendo la citada bolsa flexible a la vez de depósito de fluido hidráulico para los citados accionadores hidráulicos y de cámara de distensibilidad.

En esta prótesis cardiaca conocida, cada accionador está asociado a un ventrículo y, para respetar la fisiología, los dos accionadores pueden funcionar independientemente uno del otro y especialmente en sincronismo, es decir que los dos ventrículos pueden estar respectiva y simultáneamente en diástole o en sístole. En este caso, se obtiene que la citada bolsa flexible es asiento de desplazamientos importantes, puesto que alternativamente se inyecta la totalidad del fluido necesario para la animación de las membranas pulsátiles derecha e izquierda. Si la capacidad de cada ventrículo es del orden de 75 cm^3 , las variaciones del volumen de la bolsa pueden llegar a ser de 150 cm^3 . Tales latidos de grandes amplitudes de la bolsa, por una parte, pueden presentar dificultades de alojamiento de la citada prótesis en la cavidad pericárdica y, por otra, provocan una inflamación de los tejidos circundantes, con el riesgo de desarrollar una cápsula fibrosa gruesa apta para perturbar a los latidos de la bolsa y penalizar el funcionamiento de la prótesis.

Por otra parte, tal funcionamiento en sincronismo necesita que los dos accionadores sean capaces de las mismas prestaciones, lo que es costoso en energía.

Para poner remedio a estos inconvenientes, se podría, como sugiere el documento WO-0 191 828, suprimir uno de los citados accionadores y hacer funcionar los ventrículos en oposición de fase, estando uno de los citados ventrículos en diástole mientras que el otro está en sístole. Así, el fluido hidráulico es transferido de un ventrículo al otro con latidos muy reducidos de la bolsa. Además, una prótesis cardiaca de este tipo es ventajosa en dimensiones y en consumo de energía, puesto que ésta comprende únicamente un solo accionador. Sin embargo, ésta presenta el inconveniente de regular la duración de admisión de uno de los ventrículos sobre la eyección del otro, para que las duraciones de las diástoles sean obligatoriamente iguales a las duraciones de las sístoles, lo que no permite respetar la fisiología. Además, dicha prótesis cardiaca de accionador único presenta el riesgo, en funcionamiento, de aspirar las orejetas y de llenar mal los ventrículos, o bien de eyectar de modo insuficientemente rápido y de no mantener una presión correcta.

La presente invención tiene por objeto poner remedio a estos inconvenientes, perfeccionando la prótesis cardiaca de dos accionadores anteriormente mencionada.

A tal efecto, de acuerdo con la invención, una prótesis cardiaca de dos accionadores de este tipo se caracteriza porque:

- uno de los accionadores es principal y está dispuesto entre las cámaras de fluido hidráulico de los dos ventrículos artificiales, de los cuales uno es conductor y el otro es conducido;
- el otro de los citados accionadores es auxiliar y está dispuesto entre la cámara de fluido hidráulico del citado ventrículo artificial conducido y el citado depósito de fluido hidráulico constituido por la citada bolsa flexible;
- el accionador principal:
 - dirige, al citado ventrículo artificial conductor, caudales diastólico y sistólico de valores respectivos deseados para esta ventrículo artificial conductor, y

▪ dirige, al citado ventrículo artificial conducido:

* un caudal sistólico inverso del citado caudal diastólico de valor deseado para el citado ventrículo artificial conductor, y

5 * un caudal diastólico inverso del citado caudal sistólico de valor deseado para el citado ventrículo artificial conductor; y

- el accionador auxiliar dirige, al citado ventrículo artificial conducido, caudales sistólico y diastólico de corrección para corregir los citados caudales sistólico y diastólico dirigidos por el citado accionador principal al citado ventrículo artificial conducido y para comunicar respectivamente a los caudales sistólico y diastólico corregidos valores deseados para el citado ventrículo artificial conducido.

10 Así, gracias a la presente invención, los latidos de la bolsa estanca son limitados, puesto que, en funcionamiento, el fluido hidráulico es transferido de un ventrículo artificial al otro. Sin embargo, gracias a los citados caudales de corrección generados por el citado accionador auxiliar, las duraciones de las diástoles y de las sístoles no son obligatoriamente iguales.

15 Por otra parte, el accionador auxiliar puede ser de menor potencia que el citado accionador principal, para que el consumo de energía de la prótesis de acuerdo con la presente invención sea inferior al consumo energético de la prótesis conocida de dos accionadores. Además, el accionador auxiliar puede presentar entonces dimensiones inferiores a las del citado accionador principal.

20 Preferentemente, el ventrículo artificial conductor corresponde al ventrículo artificial derecho, mientras que el ventrículo artificial conducido corresponde al ventrículo artificial izquierdo. Además, es ventajoso que los citados accionadores principal y auxiliar sean de tipo motobomba volumétrica.

25 Por razones de comodidad de alojamiento de la prótesis en el interior de la cavidad pericárdica, es ventajoso igualmente que el citado accionador principal y el citado accionador auxiliar estén dispuestos en la proximidad uno del otro. En este caso, para beneficiarse de la anatomía, los citados accionadores principal y auxiliar están dispuestos en la proximidad del ventrículo artificial izquierdo y comunican entonces en común con la cámara de fluido hidráulico de este último ventrículo, mientras que el citado accionador principal está unido a la cámara de fluido hidráulico del ventrículo artificial derecho por un conducto exterior al citado cuerpo rígido.

Las figuras del dibujo anejo harán comprender bien cómo puede ser realizada la invención. En estas figuras, referencias idénticas designan elementos semejantes.

30 La figura 1 muestra esquemáticamente, en corte, una prótesis cardiaca conocida que la presente invención tiene por objeto perfeccionar.

La figura 2 ilustra esquemáticamente el estado de la prótesis cardiaca de la figura 1, al final de una sístole.

La figura 3 ilustra esquemáticamente el estado de la prótesis cardiaca de la figura 1, al final de una diástole.

La figura 4 muestra esquemáticamente, en vista semejante a las figuras 1 a 3, la prótesis cardiaca de acuerdo con la presente invención.

35 La figura 5 es el esquema funcional de la prótesis cardiaca de la figura 4.

La figura 6 ilustra el funcionamiento de la prótesis cardiaca de las figuras 4 y 5 para caudales diastólico y sistólico normales.

La figura 7 ilustra el funcionamiento de la prótesis cardiaca de las figuras 4 y 5 para caudales diastólico y sistólico elevados.

40 La figura 8 es una vista en perspectiva de un modo de realización práctica de la prótesis de la invención, suponiendo que su envuelta constituida por una bolsa flexible estanca es transparente.

La figura 9 es una vista desde arriba de la prótesis de la figura 8.

La figura 10 es una vista en perspectiva de la prótesis de las figura 8 y 9, después de la eliminación de la citada bolsa flexible estanca y de la pared perforada envolvente.

45 La figura 11 es una vista en perspectiva que muestra los accionadores hidráulicos y las tapas de los ventrículos artificiales de la prótesis de las figuras 8 a 10.

50 La prótesis conocida P, representada esquemáticamente en la figura 1, está destinada a reemplazar a los ventrículos izquierdo y derecho naturales de un corazón enfermo (no representados) después de la ablación de estos. La prótesis P debe poder quedar alojada al menos sensiblemente en la parte de la cavidad pericárdica dejada libre por la eliminación de los citados ventrículos naturales.

Como está representado esquemáticamente en la figura 1, la prótesis P comprende:

- 5 - un cuerpo rígido 1 en el interior del cual está dispuesto un ventrículo izquierdo artificial 2, que comprende una membrana flexible 3 que separa de modo estanco el citado ventrículo artificial 2 en una cámara 4 para la circulación de la sangre y en una cámara 5 para un fluido hidráulico, estando destinada la citada cámara de sangre 4 a estar unida, en un lado, a la orejeta natural izquierda OG en comunicación con las venas pulmonares VP y, en el otro lado, a la aorta AO;
- 10 - un accionador hidráulico 7, por ejemplo de tipo motobomba volumétrica, en comunicación con la cámara 5 de fluido hidráulico del ventrículo izquierdo artificial 2;
- 10 - un ventrículo derecho artificial 8, dispuesto en el interior del citado cuerpo rígido 1 y que comprende una membrana flexible 9 que separa de modo estanco el citado ventrículo artificial 8 en una cámara 10 para la circulación de la sangre y en una cámara 11 para un fluido hidráulico, estando destinada la citada cámara de sangre 10 a estar unida, en un lado, a la orejeta natural derecha OD en comunicación con las venas cavas VC y, en el otro, a la arteria pulmonar AP; y
- 15 - un accionador hidráulico 13, por ejemplo igualmente de tipo motobomaba volumétrica, en comunicación con la cámara 11 de fluido hidráulico del ventrículo derecho artificial 8.

Por otra parte, una bolsa flexible 12 rodea, de modo amplio y estanco, al menos una parte del cuerpo rígido 1 encerrando a los accionadores hidráulicos 7 y 13. Esta bolsa flexible 12 forma un depósito 14 para el fluido hidráulico desplazado por los citados accionadores 7 y 13.

20 En la bomba P, cada accionador 7 y 13 está dedicado específicamente a uno de los ventrículos artificiales 2 u 8, respectivamente, de modo que los dos accionadores 7 y 13 son de la misma potencia.

25 Cuando, como está ilustrado esquemáticamente en las figuras 2 y 3, los accionadores 7 y 13 son mandados en fase, de modo que las sístoles de los ventrículos artificiales 2 y 8 se produzcan simultáneamente (véase la figura 2) y que las diástoles de los ciados ventrículos artificiales 2 y 8 sean igualmente simultáneas (véase la figura 3), el volumen del depósito 14 constituido por la bolsa flexible 12 varía dentro de límites amplios. En efecto, en el caso de las sístoles simultáneas (véase la figura 2), las dos cámaras de fluido hidráulico 5 y 11 son llenadas de este fluido, de modo que el depósito 14 contiene poco fluido hidráulico y que su volumen es reducido. Por el contrario, cuando los citados ventrículos artificiales 2 y 8 están en el estado en que sus diástoles son simultáneas (véase la figura 3), las dos cámaras de fluido hidráulico 5 y 11 se vacían, de modo que el depósito 14 queda lleno de fluido hidráulico y su volumen es importante.

30 La prótesis Pt, de acuerdo con la presente invención y representada en las figuras 4, 5 y 8 a 11, permite evitar esta variación importante del volumen del depósito 14, al tiempo que necesita una menor potencia para su funcionamiento.

Esta prótesis Pt es idéntica a la prótesis P descrita anteriormente en lo que concierne a los elementos 1 a 5, 8 a 12 y 14. Por el contrario:

- 35 - el accionador 7 está reemplazado por un accionador 7t de menor potencia; y
- el accionador 13 está reemplazado por un accionador 13t de igual potencia, pero dispuesto de otro modo. En efecto, el accionador 13t no está dispuesto (como lo está el accionador 13) entre la cámara de fluido hidráulico 11 y el depósito 14, sino entre las cámaras de fluido hidráulico 5 y 11 de los dos ventrículos artificiales 2 y 8.

40 Así, el citado accionador 7t es de menor potencia y puede ser de menores dimensiones que el citado accionador 13t.

45 El esquema funcional de la prótesis Pt, que está mostrado en la figura 5 y en el cual los ventrículos artificiales 2 y 8 están representados en forma de cilindros en el interior de los cuales se desplazan, respectivamente, pistones constituidos por las membranas 3 y 9, permite comprender bien el funcionamiento de la prótesis Pt de la figura 4. Puede verse aquí que el accionador 7t está dispuesto en una unión 15 que une el depósito 14 y la cámara de fluido 5 del ventrículo artificial 2 y que el accionador 13t está dispuesto en una unión 16 que une las dos cámaras de fluido 5 y 11 de los ventrículos artificiales 2 y 8.

Un dispositivo 17 manda el funcionamiento de los accionadores 7t y 13t, de modo que el accionador 13t realiza una función principal, mientras que el accionador 7t realiza una función auxiliar de corrección de caudal.

50 A continuación se explica más en detalle el funcionamiento de la prótesis Pt en relación con el cronograma de la figura 6. En este cronograma, se han representado diferentes caudales de fluido hidráulico d (correspondientes respectivamente a caudales sanguíneos) en función del tiempo t. Se ha representado aquí (en trazo grueso) una curva 18 correspondiente a caudales de valores deseados para el accionador principal 13t durante las diástoles D8 y las sístoles S8 del ventrículo artificial 8, así como (en línea de trazos) una curva 19 correspondiente a caudales de valores deseados para el accionador auxiliar 7t durante las diástoles D2 y las sístoles S2 del ventrículo artificial 2. Se

observará que, en el ejemplo representado, las sístoles S2 y S8 tienen menores duraciones que las diástoles D2 y D8.

El dispositivo 17 manda el accionador principal 13t para que éste dirija, al ventrículo artificial 8, los caudales diastólico y sistólico deseados, representados por la curva 18. Así pues, el ventrículo artificial 8 facilita los volúmenes de sangre deseados.

Por el contrario, debido a la existencia de la unión 16 entre las cámaras de fluido hidráulico 5 y 11 de los ventrículos artificiales 2 y 8, el accionador principal 13t impone al ventrículo artificial 2 caudales sistólico y diastólico representados por la curva 20 en trazo mixto, tales que los caudales sistólico y diastólico del citado ventrículo artificial 2 son respectivamente los inversos de los caudales diastólico y sistólico del ventrículo artificial 8 (véase la curva 18). En este funcionamiento, el ventrículo artificial 8 es por tanto conductor, mientras que el ventrículo artificial 2 es conducido.

Así, para que el ventrículo artificial 2 pueda recibir los caudales deseados representados por la curva 19, el dispositivo 17 manda al accionador auxiliar 7t para que éste dirija, al citado ventrículo artificial 2, caudales sistólico y diastólico de corrección (representados por la curva 21 en la figura 6) aptos para corregir los citados caudales sistólico y diastólico (véase la curva 20) impuestos por el accionador principal 13t.

La figura 6 muestra formas de caudales diastólico y sistólico que corresponden a caudales sanguíneos normales medios, por ejemplo del orden de 5 litros por minuto. En el caso en que el caudal sanguíneo sea elevado, por ejemplo del orden de 8 litros por minuto, las formas de caudal serían más bien como está representado en la figura 7. En este caso, las curvas 18 y 19 se parecerían a sinusoides idénticas en oposición de fase, de modo que entonces no es necesaria ninguna corrección por parte del accionador auxiliar 7t (lo que está representado en la figura 7 por el hecho de que la curva 21 está confundida con el eje de las sinusoides 18 y 19).

En el modo de realización práctica representado por la figuras 8 y 9, la prótesis Pt se presenta en forma de un volumen de forma anatómica (correspondiente a la de la cavidad pericárdica) que comprende una pletina 31, en la cual se han practicado un orificio 32 de unión a la orejeta natural izquierda OG, un orificio 33 de unión a la orejeta natural derecha OD, un orificio 34 de unión a la aorta AO y un orificio 35 de unión a la arteria pulmonar AP. Además, en estas figuras, se ha representado la base 36 de una conexión eléctrica con el exterior de la citada prótesis Pt.

La prótesis cardiaca está encerrada de modo estanco en la bolsa flexible 12 (supuesta transparente en la figura 8) que rodea la citada prótesis, de modo amplio, y llena de fluido hidráulico accionado por los accionadores 7t y 13t, sumergidos en este fluido. La bolsa flexible 12 forma el depósito 14 que sirve de cubierta para este fluido hidráulico.

El cuerpo 1 y los accionadores 7t y 13t están envueltos por una pared rígida perforada 37, que forma rejilla y que permite la circulación del fluido hidráulico en el interior de la bolsa 12. La pared perforada 37 evita que la citada bolsa flexible sea aspirada por los accionadores 7t y 13t.

En la figura 10, se ha representado en perspectiva un modo de realización del conjunto del cuerpo 1 y de los accionadores 7t y 13t que se encuentran en el interior de la pared envolvente perforada 37 y de la bolsa flexible 12. En esta figura, puede verse que los accionadores hidráulicos auxiliar y principal 7t y 13t han sido dispuestos próximos uno al otro, en la proximidad del ventrículo izquierdo artificial 2. Además, como está representado de modo más claro en la figura 11, las paredes exteriores 2E y 8E de las cámaras de fluido hidráulico 5 y 11 de los ventrículos artificiales 2 y 8 (véase igualmente la figura 4) están formadas por tapas desmontables 38 y 39 que respectivamente obturan los citados ventrículos.

El accionador auxiliar 7t comunica con la cámara 5 del ventrículo izquierdo artificial 2 por un orificio 40 que atraviesa la tapa 38 y que realiza la función de la unión 15 de la figura 5. El accionador principal 13t comunica, por una parte, con la cámara 5 del ventrículo artificial 2 por el mismo orificio 40 y, por otra, con la cámara 11 del ventrículo artificial 8 por intermedio de un conducto exterior 41 que desemboca por un orificio 42 en la tapa 39. El conducto 41 y los orificios 40 y 42 corresponden a la unión 16 de la figura 5.

Como está representado en la figura 11, los accionadores 7t y 13t, las tapas 38 y 39 y el conducto 41 pueden ser solidarios uno de otro para formar la unidad de construcción.

En la figura 10, se han representado, además, elementos electrónicos de gobierno, tales como un sensor 43 de la presión en el interior de la bolsa flexible 12, un sensor 44 de la presión en el ventrículo artificial izquierdo 2 y un sensor 45 de la presión en el ventrículo artificial derecho 8.

REIVINDICACIONES

1. Prótesis cardiaca implantable en la cavidad pericárdica de un paciente, siendo la citada prótesis apta para reemplazar a los ventrículos izquierdo y derecho naturales del citado paciente después de la ablación de estos y que comprende:

5 - un cuerpo rígido (1) en el interior del cual están dispuestos ventrículos artificiales izquierdo y derecho (2, 8), comprendiendo cada uno de estos ventrículos artificiales una membrana flexible pulsátil (3, 9):

- que es apta para latir bajo la acción de un fluido hidráulico, y

10 - que está dispuesta en una cavidad a la que la citada membrana divide de modo estanco en dos cámaras (4, 5 – 10, 11), de las cuales una está destinada a la circulación de la sangre y la otra está destinada al citado fluido hidráulico, estando destinada la cámara de sangre (4) del ventrículo artificial izquierdo (2) a estar unida a la orejeta natural izquierda (OG) y a la aorta (AO), mientras que la cámara de sangre (10) del ventrículo artificial derecho (8) está destinada a estar unida a la orejeta natural derecha (OD) y a la arteria pulmonar (AP);

15 - dos accionadores hidráulicos unidos a las cámaras de fluido hidráulico (5, 11) de los citados ventrículos artificiales (2), para alternativamente inyectar en ellas y expulsar de ellas fluido hidráulico y asegurar valores deseados de los caudales diastólicos y sistólicos; y

- una bolsa flexible (12) que rodea, de modo amplio y estanco, al menos una parte del citado cuerpo rígido encerrando a los citados accionadores hidráulicos, sirviendo la citada bolsa flexible a la vez de depósito de fluido hidráulico (14) para los citados accionadores hidráulicos y de cámara de distensibilidad,

caracterizada porque:

20 - uno de los accionadores (13t) es principal y está dispuesto entre las cámaras de fluido hidráulico (5, 11) de los dos ventrículos artificiales (2, 8), de los cuales uno (8) es conductor y el otro (2) es conducido;

- el otro (7t) de los citados accionadores es auxiliar y está dispuesto entre la cámara de fluido hidráulico (5) del citado ventrículo artificial conducido (2) y el citado depósito (14) de fluido hidráulico constituido por la citada bolsa flexible (12);

25 - el accionador principal (13t):

- dirige, al citado ventrículo artificial conductor (8), caudales diastólico y sistólico de valores respectivos deseados (18) para este ventrículo artificial conductor (8), y

- dirige, al citado ventrículo artificial conducido (2):

30 - un caudal sistólico (20) inverso del citado caudal diastólico de valor deseado para el citado ventrículo artificial conductor (8), y

- un caudal diastólico (20) inverso del citado caudal sistólico de valor deseado para el citado ventrículo artificial conductor (8); y

35 - el accionador auxiliar (7t) dirige, al citado ventrículo artificial conducido (2), caudales sistólico y diastólico de corrección (21) para corregir los citados caudales sistólico y diastólico dirigidos por el citado accionador principal (13t) al citado ventrículo artificial conducido (2) y para comunicar respectivamente a los citados caudales sistólico y diastólico corregidos valores deseados (19) para el citado ventrículo artificial conducido (7).

2. Prótesis cardiaca de acuerdo con la reivindicación 1, caracterizada porque el citado accionador auxiliar (7t) es de menor potencia que el citado accionador principal (13t).

40 3. Prótesis cardiaca de acuerdo con la reivindicación 2, caracterizada porque el accionador auxiliar (7t) presenta dimensiones inferiores a las del citado accionador principal (13t).

4. Prótesis cardiaca de acuerdo con una de las reivindicaciones 1 a 3, caracterizada porque el ventrículo artificial conductor corresponde al ventrículo artificial derecho (8), mientras que el ventrículo artificial conducido corresponde al ventrículo artificial izquierdo.

45 5. Prótesis cardiaca de acuerdo con una de las reivindicaciones 1 a 4, caracterizada porque el citado accionador principal (13t) y el citado accionador auxiliar (7t) son de tipo motobomba volumétrica.

6. Prótesis cardiaca de acuerdo con una de las reivindicaciones 1 a 5, caracterizada porque el citado accionador principal (13t) y el citado accionador auxiliar (7t) están dispuestos en la proximidad uno del otro.

7. Prótesis cardiaca de acuerdo con las reivindicaciones 2 y 6, caracterizada porque los citados accionadores principal y auxiliar (13t, 7t) están dispuestos en la proximidad del ventrículo artificial izquierdo (2) y comunican en

común (a través de 40) con la cámara de fluido hidráulico (5) del citado ventrículo artificial izquierdo (2) y porque el citado accionador principal (13t) está unido a la cámara de fluido hidráulico (11) del citado ventrículo artificial derecho (8) por un conducto (41) exterior al citado cuerpo rígido (1).

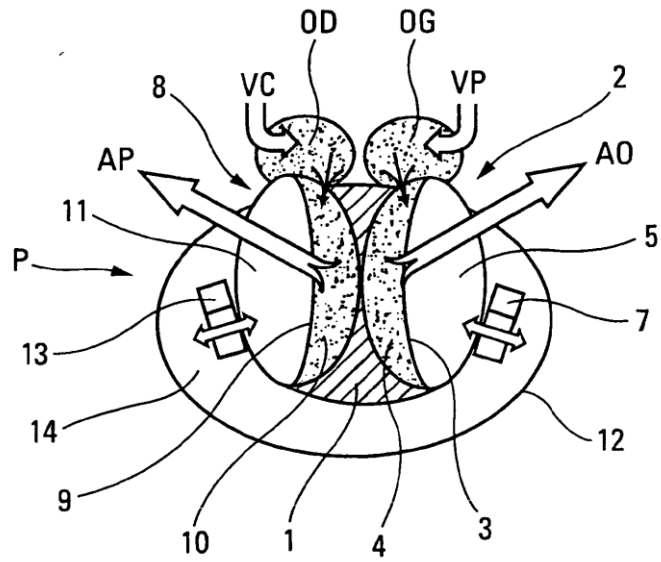


Fig. 1

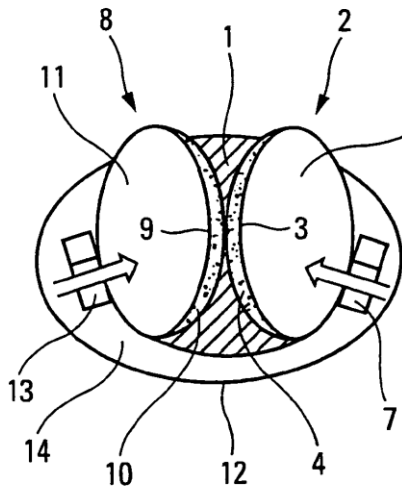


Fig. 2

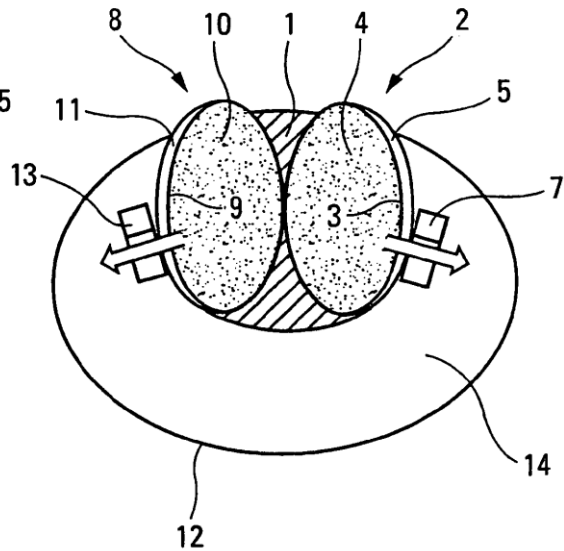


Fig. 3

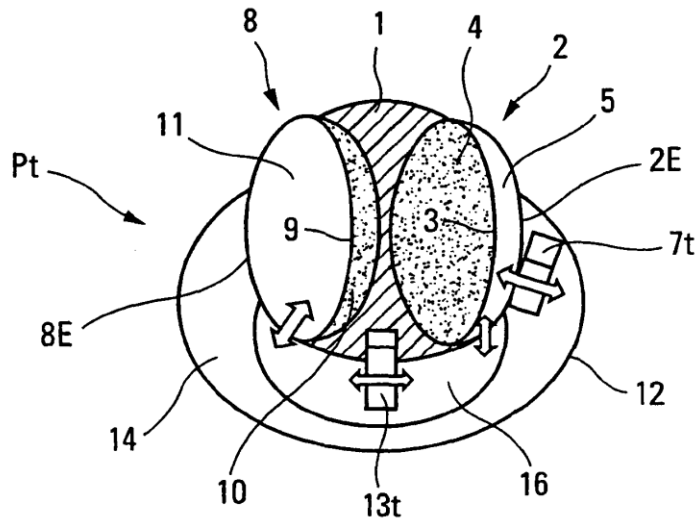


Fig. 4

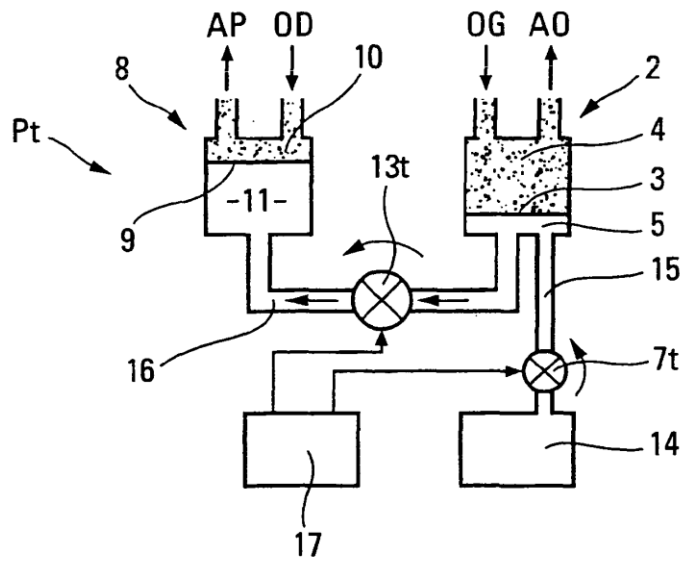


Fig. 5

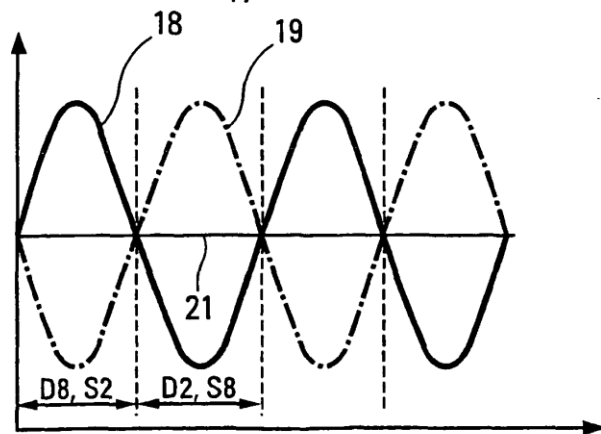


Fig. 7

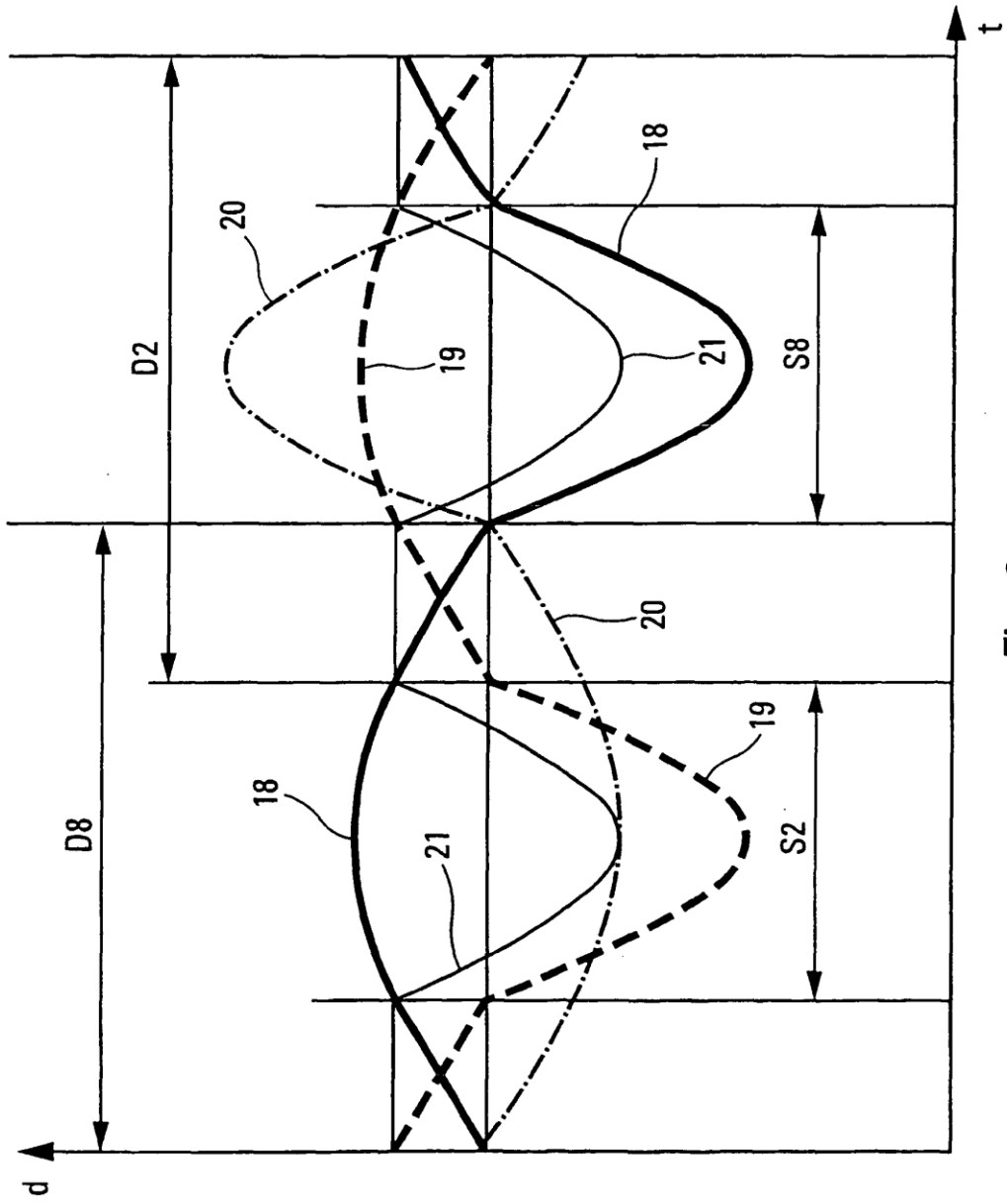


Fig. 6

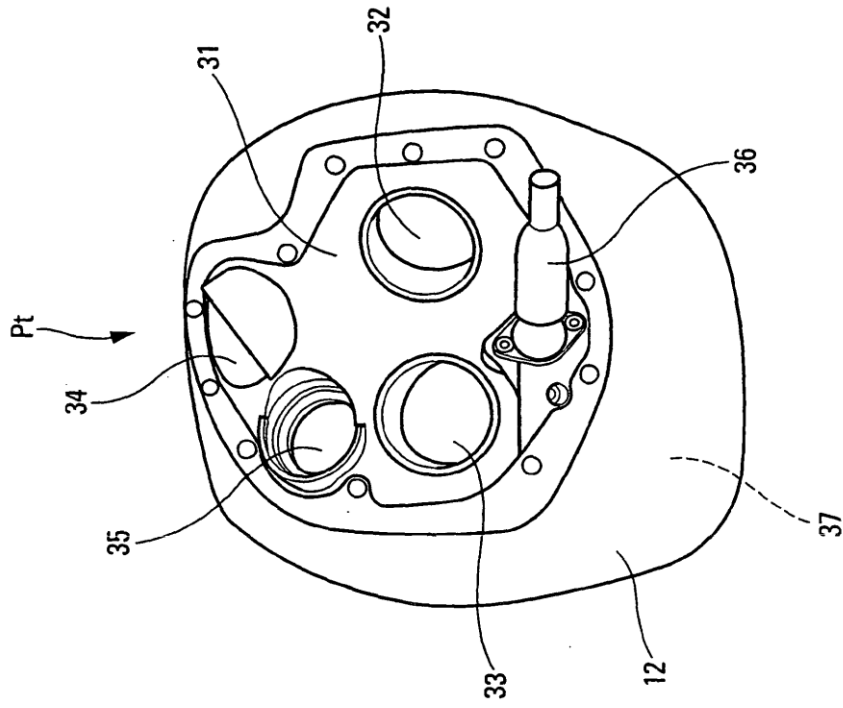


Fig. 9

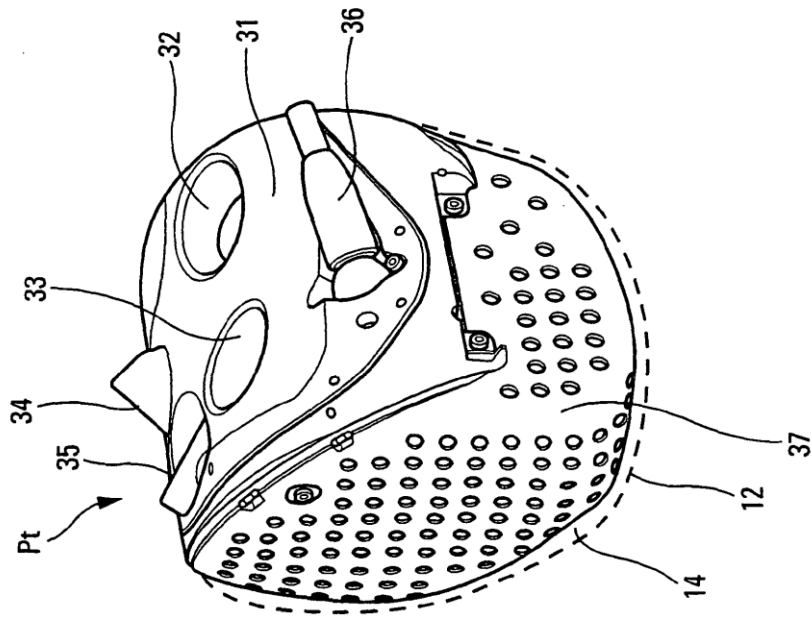


Fig. 8

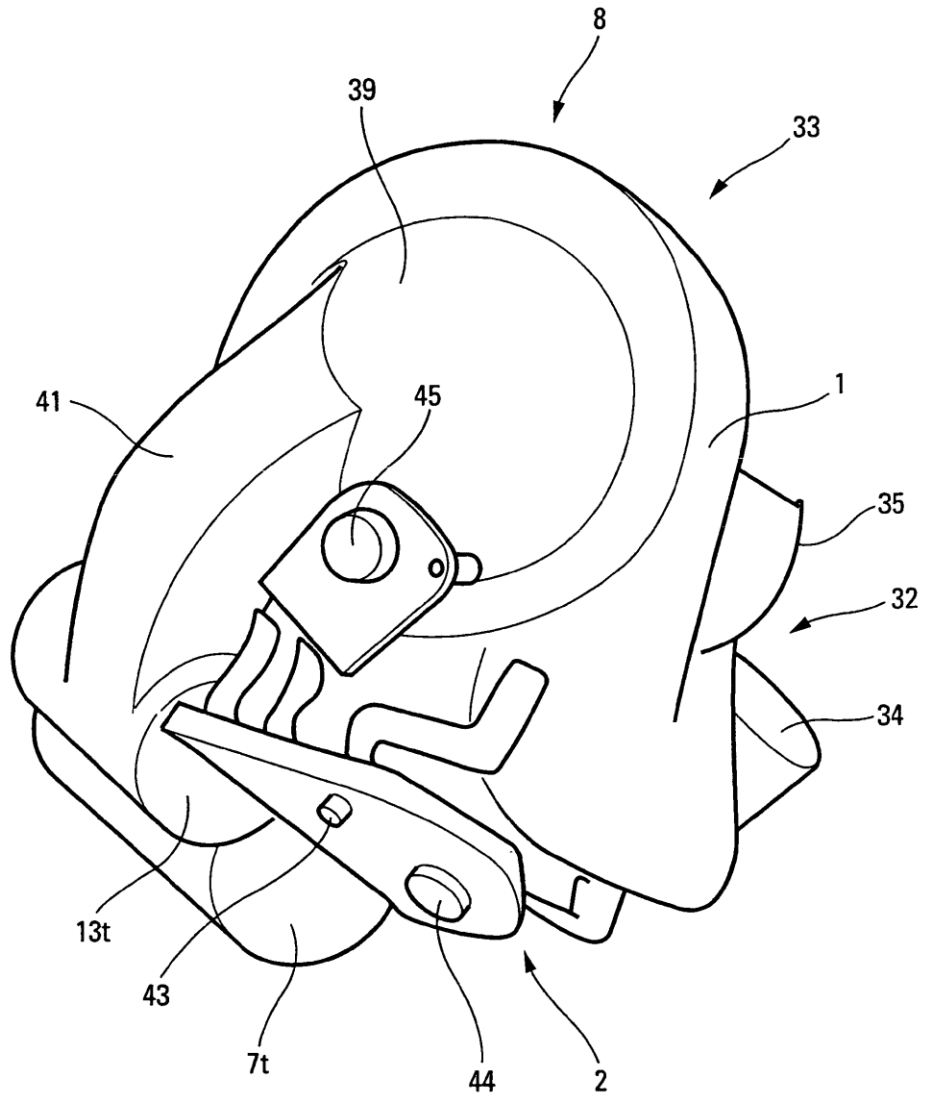


Fig. 10

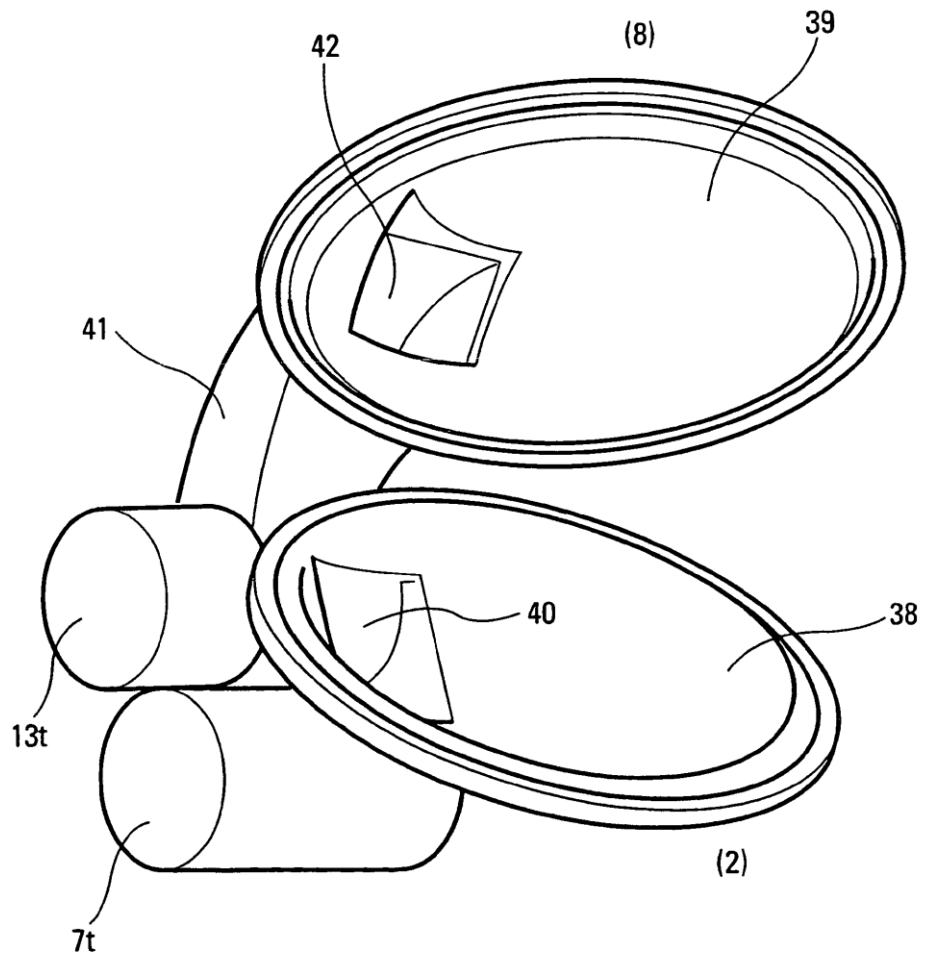


Fig. 11