DEUTSCHE DEMOKRATISCHE REPUBLIK

PATENTSCHRIFT

(12) **Wirtschaftspatent**

Erteilt gemäß § 17 Absatz 1 Patentgesetz

(19) **DD** (11) **239 723 A1**

4(51) **A 61 M 1/10**

AMT FÜR ERFINDUNGS- UND PATENTWESEN

In der vom Anmelder eingereichten Fassung veröffentlicht

(21) WP A 61 M / 279 086 4 (22) 29.07.85 (44) 08.10.86

(71) Technische Hochschule Ilmenau, 6300 Ilmenau, PSF 327, DD
(72) Heinrich, Wolfgang, Dr.-Ing.; Kallenbach, Eberhard, Prof. Dr. sc. techn.; Dittrich, Ulrich; Schüler, Ralf, Dipl.-Ing., DD

(54) Elektromechanisch angetriebene Blutpumpe

(57) Die Erfindung betrifft eine elektromechanisch angetriebene Blutpumpe, die als Assistsystem oder auch als Komponente eines Totalherzersatzes eingesetzt werden kann. Das Ziel der Erfindung besteht darin, eine blutschonende, zuverlässige, energetisch effektive und kompakte Blutpumpe zu schaffen, bei der Pumpe und Antrieb eine konstruktive Einheit bilden. Erfindungsgemäß wird eine Membranpumpe direkt mit einem Linearantrieb gekoppelt, wobei ein bewegliches Element des Linearantriebs direkt über eine Druckplatte auf die Membran einwirkt. Als Varianten des Linearantriebs werden ein Tauchspulmotor und ein kennlinienbeeinflußter Elektromagnet angeführt. Durch die Ausfüllung der antriebsseitigen Druckkammer der Membranpumpe mit einem flüssigen Medium und Herstellung einer hydraulischen Verbindung zur antriebsseitigen Druckkammer einer zweiten hydraulisch antreibbaren Membranpumpe kann ohne Verwendung eines weiteren Antriebs die zweite Membranpumpe angetrieben werden. Durch das flüssige Medium wird die im Antrieb entstehende Verlustwärme auf eine größere Oberfläche verteilt. Dadurch werden schädliche lokale Überhitzungen vermieden. Dieser Effekt gewinnt vor allem bei einer Miniaturisierung des Linearantriebs und einer möglichen Implantation der Blutpumpe an Bedeutung.

ISSN 0433-6461

6 Seiten

DEUTSCHE DEMOKRATISCHE REPUBLIK

PATENTSCHRIFT

(12) Wirtschaftspatent

(19) DD (11) 239 723 A1

Erteilt gemäß § 17 Absatz 1 Patentgesetz

4(51) A 61 M 1/10

AMT FÜR ERFINDUNGS- UND PATENTWESEN

In der vom Anmelder eingereichten Fassung veröffentlicht

(21) WP A 61 M / 279 086 4 (22) 29.07.85 (44) 08.10.86

(71) Technische Hochschule Ilmenau, 6300 Ilmenau, PSF 327, DD
(72) Heinrich, Wolfgang, Dr.-Ing.; Kallenbach, Eberhard, Prof. Dr. sc. techn.; Dittrich, Ulrich; Schüler, Ralf, Dipl.-Ing., DD

(54) Elektromechanisch angetriebene Blutpumpe

(57) Die Erfindung betrifft eine elektromechanisch angetriebene Blutpumpe, die als Assistsystem oder auch als Komponente eines Totalherzersatzes eingesetzt werden kann. Das Ziel der Erfindung besteht darin, eine blutschonende, zuverlässige, energetisch effektive und kompakte Blutpumpe zu schaffen, bei der Pumpe und Antrieb eine konstruktive Einheit bilden. Erfindungsgemäß wird eine Membranpumpe direkt mit einem Linearantrieb gekoppelt, wobei ein bewegliches Element des Linearantriebs direkt über eine Druckplatte auf die Membran einwirkt. Als Varianten des Linearantriebs werden ein Tauchspulmotor und ein kennlinienbeeinflußter Elektromagnet angeführt. Durch die Ausfüllung der antriebsseitigen Druckkammer der Membranpumpe mit einem flüssigen Medium und Herstellung einer hydraulischen Verbindung zur antriebsseitigen Druckkammer einer zweiten hydraulisch antreibbaren Membranpumpe kann ohne Verwendung eines weiteren Antriebs die zweite Membranpumpe angetrieben werden. Durch das flüssige Medium wird die im Antrieb entstehende Verlustwärme auf eine größere Oberfläche verteilt. Dadurch werden schädliche lokale Überhitzungen vermieden. Dieser Effekt gewinnt vor allem bei einer Miniaturisierung des Linearantriebs und einer möglichen Implantation der Blutpumpe an Bedeutung.

ISSN 0433-6461

6 Seiten

Zur PS Nr. 239 723
ist eine Zweitschrift erschienen.
(Teilweise bestätigt gem. § 18 Abs.1 d. Änd.Ges.z.Pat.Ges.)

Erfindungsanspruch:

1. Elektromechanisch angetriebene Blutpumpe, bestehend aus einer geeigneten Membranpumpe mit künstlichen Herzklappen im blutseitigen Druckraum und einem Linearantrieb und einer elektronischen Ansteuereinheit, **gekennzeichnet dadurch,** daß als Linearantrieb ein nach dem elektrodynamischen Prinzip arbeitender Tauchspulmotor verwendet wird, der im wesentlichen aus einem Permanentmagnetkreis (1) in dessen Luftspalt (2) eine linear bewegliche Tauchspule (3) angeordnet ist, besteht und das Gehäuse (4) des Tauchspulmotors mit dem Gehäuse (5) der Membranpumpe verbunden ist und die Membran (6) der Membranpumpe über eine Druckplatte (7), die vorzugsweise fest mit der Membran (6) verbunden ist, direkt mit der Tauchpumpe (3) gekoppelt ist.
2. Elektromechanisch angetriebene Blutpumpe nach Punkt 1, **gekennzeichnet dadurch,** daß anstelle des Tauchspulmotors ein vorzugsweise durch konstruktive Maßnahmen kennlinienbeeinflußter Elektromagnet, der eine an die Lastkennlinie der Membranpumpe angepaßte Kraft-Weg-Kennlinie aufweist, verwendet wird und das Gehäuse (8) des Elektromagneten mit dem Gehäuse (5) der Membranpumpe verbunden ist und die Membran der Membranpumpe über eine Druckplatte (7), die vorzugsweise fest mit der Membran (6) verbunden ist, direkt dem Anker (9) des Elektromagneten gekoppelt ist.
3. Elektromechanisch angetriebene Blutpumpe nach Punkt 2, **gekennzeichnet dadurch,** daß der Anker (9) des Elektromagneten durch geeignete Anordnung von Permanentmagnetmaterial magnetisch polarisiert ist.
4. Elektromagnetisch angetriebene Blutpumpe nach Punkt 2, **gekennzeichnet dadurch,** daß zwischen Anker (9) und einem Teil, zu dem der Anker relativ beweglich ist, eine Feder (11) zur Unterstützung der Membranrückbewegung angeordnet ist.
5. Elektromechanisch angetriebene Blutpumpe nach einem der Punkte 1 bis 3,**gekennzeichnet dadurch,** daß sich in der antriebsseitigen Druckkammer (12) zwischen der Membran (6), dem Membranpumpengehäuse (5) und dem Gehäuse (4, 8) des Linearantriebs ein flüssiges, vorzugsweise physiologisch verträgliches Medium (13) befindet und die antriebsseitige Druckkammer (12) mindestens eine Öffnung (14) besitzt, durch die das flüssige Medium bei der Membranbewegung im Verhältnis der dadurch herbeigeführten Volumenveränderung der Druckkammer (12) zu- bzw. abströmen kann.
6. Elektromechanisch angetriebene Blutpumpe nach Punkt 5, **gekennzeichnet dadurch,** daß ausgehend von einer Öffnung (14) eine vorzugsweise durch einen Schlauch (15) hergestellte hydraulische Verbindung zu einem vorzugsweise dehnbaren flexiblen Ausgleichgefäß (15a) besteht.
7. Elektromechanisch angetriebene Blutpumpe nach Punkt 5, **gekennzeichnet dadurch,** daß ausgehend von einer Öffnung (14) eine vorzugsweise durch einen Druckschlauch (16) hergestellte hydraulische Verbindung zur antriebsseitigen Druckkammer (17) einer zweiten, hydraulisch antreibbaren Membranpumpe (18) besteht.
8. Elektromechanisch angetriebene Blutpumpe nach Punkt 6 und 7, **gekennzeichnet dadurch,** daß der Durchfluß durch die hydraulische Verbindung (15) zum und vom vorzugsweise dehnbaren, flexiblen Ausgleichsgefäß (15a) steuerbar ist und die Steuerung vorzugsweise durch ein elektrisch betätigtes Ventil (19) erfolgt.

Hierzu 1 Seite Zeichnungen

Anwendungsgebiet der Erfindung

Die Erfindung betrifft eine elektromechanisch angetriebene Blutpumpe, die als Assistsystem, zum Beispiel als linker Bypass oder auch als Komponente eines Totalherzersatzes vorzugsweise extrakorporal eingesetzt werden kann. Bei hinreichender Miniaturisierung des Antriebes durch Einsatzes hochwertiger Materialien wird bei diesen Anwendungsfällen eine Implantation möglich.
Darüber hinaus erscheint der Einsatz wegen der geringen Blutschädigung und der kompakten Bauweise des Gesamtsystems Pumpe – Antrieb auch in der Herz-Lungen-Maschine oder in einem Dialysegerät als sinnvoll.

Charakteristik der bekannten technischen Lösungen

Die Entwicklung künstlicher Blutpumpen ist heute bereits relativ weit fortgeschritten.
Für den Einsatz als Totalherzersatz oder als Assistsystem kommen wegen ihrer nur geringen blutschädigenden Wirkung vorwiegend pneumatisch oder hydraulisch angetriebene Membranpumpen, z. B. als Diaphragma- oder Sackventrikel zum Einsatz. Derartige Blutpumpen werden unter anderem in den Patentschriften DE OS 2730933, DE OS 2557475, DE OS 2619293, DE OS 2710269, DE OS 2707951, DD 215470, US 4185617, US 3874002 beschrieben.
Die Antriebsaggregate dieser Blutpumpen sind relativ groß und bilden keine konstruktive Einheit mit der Blutpumpe. Im Falle einer Implantation der Blutpumpe, z. B. beim Totalherzersatz, sind diese Antriebsaggregate wegen ihrer ungenügenden Miniaturisierbarkeit nicht mit implantierbar, sondern müssen extrakorporal angeordnet werden. Um diese Nachteile zu beseitigen wird weltweit an der Entwicklung implantierbarer, elektromechanisch angetriebener Blutpumpen gearbeitet. Hierbei ist die Tendenz zum Antrieb von Membranpumpen über Druckplattenmechanismen ersichtlich.
Der Antrieb der Druckplatte, die auf die blutverdrängende Membran bzw. einen Blutsack einwirkt, erfolgt jedoch bei den bekannten Lösungen meist über mehrere Getriebeelemente, die der Bewegungshandlung bzw. Kraftübersetzung dienen (DE OS 3136469)
Mit der Anzahl dieser Getriebeelemente sinken tendenziell sowohl der Gesamtwirkungsgrad als auch die Zuverlässigkeit. Ein reiner Linearantrieb zur Bewegung der Membran wird nur im Patent DE OS 3342534 beschrieben. In dieser Patentschrift werden als Antriebsvarianten für einen Druckplattensackventrikel ein Linearschrittmotor, dessen beweglicher Anker mit der Druckplatte

verbunden ist, angeführt. Nachteil dieser Schrittmotoren ist der geringere Wirkungsgrad im Vergleich zu kontinuierlichen Antrieben, so daß zum Erreichen der notwendigen Pumpleistung eine entsprechend große elektrische Leistung aufgebracht werden muß. Dadurch kommt es zu einer Erwärmung des Antriebs, die leicht die physiologischen Grenzen überschreiten kann. Gerade bei einer miniaturisierten Ausführung ist das Problem der Wärmeableitung nicht ausreichend gelöst.
Es sind Membranpumpen mit direktem Membranantrieb durch Elektromagnete, z. B. durch Solenoide bekannt. Diese weisen aber einen zu geringen erreichbaren Antriebswirkungsgrad auf, was zumeist durch die ungünstige Kraft-Weg-Kennlinie der Elektromagneten bedingt ist.
Gemeinsamer Nachteil aller Varianten elektromechanisch angetriebener Membranpumpen ist die stark verlustbehaftete Energie- bzw. Bewegungswandlung zur Erzeugung einer Linearbewegung der Membran. Weiterhin sind bei für die Implantation vorgesehenen Antriebslösungen keine besonderen Maßnahmen vorgesehen, um die entstehende Verlustwärme abzuführen oder zu verteilen und damit physiologisch nicht mehr vertretbare Überhitzungen zu vermeiden. Für den Aufbau eines Totalherzersatzes mit elektromechanisch angetriebenen Blutpumpen sind zwei über den Blutkreislauf hydraulisch in Reihe geschaltete Blutpumpen erforderlich. Das setzt, um eine Anpassung und Regulierung der Blutvolumenströme (HZV) beider Pumpen zu gewährleisten, entweder separat variierbare Schlagvolumina oder zwei getrennte Antriebe, die gegebenenfalls mit unterschiedlichen Schlagfrequenzen arbeiten können, voraus.
In der Patentschrift DE OS 3342534 wird eine Antriebsvariante für einen derartigen Totalherzersatz beschrieben, bei der durch ein starres Antriebselement alternierend die Membranen zweier Membranpumpen bewegt werden. Mit dieser Lösung wird zwar ein Antrieb eingespart, für einen Totalherzersatz ist sie jedoch ungeeignet, da bei gleichem Membranhub, die Schlagvolumina bzw. Blutvolumenströme beider Pumpen nicht zwangsläufig gleich sein müssen und Ausgleichmöglichkeiten nicht vorhanden sind.

Ziel der Erfindung

Das Ziel der Erfindung besteht darin, als Alternative zu bekannten technischen Lösungen für Blutpumpen eine blutschonende, zuverlässige, energetisch effektive und kompakte Blutpumpe zu schaffen.
Die erfindungsgemäße elektromechanisch angetriebene Blutpumpe soll sowohl extrakorporal eingesetzt, als auch bei miniaturisiertem Antrieb implantiert werden können.
Dabei sollen die Nachteile bekannter technischer Lösungen gemindert bzw. beseitigt werden und folgende positive Effekte erzielt werden:
— Erhöhung des Gesamtwirkungsgrades
— Vereinfachung des Gesamtaufbaues
— Erhöhung der Zuverlässigkeit
— Kühlung des Antriebs und Verteilung der entstehenden Verlustwärme
— Antrieb einer zweiten Membranpumpe ohne Verwendung eines weiteren Antriebes
Die im Antrieb lokal entstehende Wärme soll, um überhöhte, physiologisch unzulässige Temperaturen zu vermeiden, weitgehend auf die gesamte Blutpumpe und darüber hinaus im Falle einer Implantation auf möglichst große Körperregionen verteilt werden.

Darlegung des Wesens der Erfindung

Der Erfindung liegt die technische Aufgabe zugrunde, eine blutschonende, zuverlässige, energetisch effektive und kompakte Blutpumpe zu schaffen, bei der Antrieb und Pumpe eine konstruktive Einheit bilden und deren Antrieb zum Zwecke einer Implantation miniaturisierbar ist.
Durch die gewählte Anordnung unter Verwendung einer Membranpumpe soll (beim Totalherzersatz) im Falle einer Implantation ohne Einsatz eines weiteren Antriebs durch den Antrieb der erfindungsgemäßen elektromechanisch angetriebenen Blutpumpe eine zweite Membranpumpe angetrieben werden, ohne daß dabei eine starre mechanische Kopplung der beiden Membranen besteht.
Die Kopplung der zweiten Membranpumpe mit dem Antrieb der erfindungsgemäßen Anordnung soll so erfolgen, daß die Schlagvolumina bzw. die Volumenströme beider Membranpumpen einander angepaßt werden können.
Erfindungsgemäß wird die Aufgabe dadurch gelöst, daß eine Membranpumpe mit einem Linearantrieb gekoppelt wird, wobei das bewegliche Element des Linearantriebs über eine Druckplatte, die vorzugsweise in die Membran integriert ist, auf die Membran einwirkt und in Verbindung mit den künstlichen Herzklappen einen gerichteten Blutstrom erzeugt. In der ersten Ausführungsform wird als Linearantrieb ein nach dem elektrodynamischen Prinzip arbeitender bürstenloser Tauchspulmotor, der als Bauelement der Antriebstechnik bekannt ist, eingesetzt.
Aus Ermangelung mechanischer Bürsten arbeitet ein Tauchspulmotor wartungsfrei. Er wird damit der Forderung nach hoher Zuverlässigkeit gerecht.
Weiterhin ergeben sich gegenüber einem Linearschrittmotor Vorteile, da die Tauchspule leichter als der Anker des Schrittmotors aufgebaut werden kann. Dadurch tritt beim Pumpvorgang ein wesentlich geringerer störender mechanischer Impuls auf die gesamte Blutpumpe auf.
Der Gesamtwirkungsgrad der Blutpumpe wird vor allem beim Einsatz hochpermeabler Magnetmaterialien und durch den Wegfall mechanischer Getriebeelemente relativ hoch. Die Bewegung der Tauchspule ist durch Umkehr der elektrischen Spannung an den Anschlüssen leicht umkehrbar, wodurch sich die Möglichkeit zur aktiven Unterstützung des Füllvorgangs der Membranpumpe ergibt.
In einer weiteren Ausführungform wird ein durch konstruktive Maßnahmen kennlinienbeeinflußter Elektromagnet verwendet. Durch die Kennlinienbeeinflussung wird über dem gesamten Bewegungsbereich des Ankers eine nahezu konstante bzw. der Lastkennlinie angepaßte Kraft-Weg-Charakteristik erreicht. Dadurch werden die Nachteile der Verwendung gewöhnlicher Elektromagnete ohne Kennlinienbeeinflussung ausgeschaltet.

Durch den einfachen und leichteren Aufbau sowie durch die bessere Energieausnutzung ergeben sich auch hier Vorteile gegenüber einer Antriebsvariante mit einem Reluktanzschrittmotor mit gleichem Bewegungsbereich, der im Prinzip aus mehreren Elektromagneten zusammengesetzt ist.
Die weitere Ausgestaltung dieser Antriebsvariante durch magnetische Polarisation des Magnetankers gestattet eine aktive Ankerrückbewegung bei Stromumkehr an der Erregerspule des Elektromagneten. Die magnetische Polarisation erfolgt vorzugsweise durch Einbau eines axial magnetisierten Permanentmagneten zwischen den magnetflußleitenden Eisenstücken des Magnetankers, oder der Magnetanker besteht gänzlich aus einem axial magnetisierten Permanentmagneten.
Eine andere Möglichkeit zur aktiven Ankerrückbewegung ergibt sich durch den Einbau einer Feder, indem die während der Vorwärtsbewegung erzeugte Vorspannkraft dieser Feder ausgenutzt wird.
Der durch die Blutpumpe erzeugte Blutvolumenstrom ist bei beiden Antriebsvarianten sowohl durch Änderung der Schlagfrequenz als auch deren Variation des Membranhubes veränderbar. Die Ansteuerung der Antriebe erfolgt mikrorechnergestützt über elektrische Leistungsstellglieder und bezieht die Verarbeitung der Information aller notwendigen Sensoren, z. B. zur Membranendlagenerkennung ein.
Eine weitere vorteilhafte Ausgestaltung der Erfindung sieht vor, die antriebsseitige Druckkammer, die aus der Membran, dem Membranpumpengehäuse und dem Gehäuse des Tauchspulmotors gebildet wird, mit einem flüssigen Medium auszufüllen. Dieses Medium strömt zwangsläufig bei der Membranbewegung, nimmt die in der Tauchspule lokal entstehende Wärme auf und überträgt sie an alle umliegenden Gehäuseteile.
Dadurch wird eine Überhitzung und eventuelle Zerstörung der Tauchspule vermieden.
Bei einer Implantation wird dieser Kühlungseffekt ausgenutzt, um die Wärme teilweise auf das strömende Blut zu übertragen und damit auf den gesamten Organismus zu verteilen. Dadurch wird eine unzulässige lokale Erhitzung des Antriebs bzw. der gesamten Blutpumpe verhindert.
Das aus dem Raum zwischen Membran, Membranpumpengehäuse und dem Gehäuse des Tauchspulmotors bei der Membranbewegung periodisch ein- und austretende flüssige Medium wird in ein dehnbares Ausgleichsgefäß geleitet bzw. wieder zurückbewegt. Dadurch wird ein weiterer Wärmeanteil von der Blutpumpe wegtransportiert und auf eine größere Oberfläche verteilt. Ein Totalherzersatz kann aus zwei der erfindungsgemäßen elektromechanisch angetriebenen Blutpumpen aufgebaut werden.
Für einen implantierbaren Totalherzersatz ist diese Lösung jedoch ungünstig, da zwei relativ schwere Antriebe vorhanden sind.
Durch die hydraulische Verbindung der antriebsseitigen Druckkammer mit einer zweiten hydraulisch antreibbaren Membranpumpe ergibt sich eine vorteilhaftere Lösung.
Da bei der Membranrückbewegung verdrängte flüssige Medium treibt dabei die Membran dieser Membranpumpe.
Theoretisch sind die Schlagvolumina beider Membranpumpen und damit die Blutvolumenströme gleich.
Durch unterschiedliche Gehäuseflexibilität, durch unterschiedliche Dichtwirkungen der künstlichen Herzklappen und andere Einflüsse treten jedoch trotz theoretisch gleicher Volumenverdrängung beider Membranen im Langzeitbetrieb Unterschiede auf, die ausgeglichen werden müssen. Eine gleichzeitige Einbeziehung des dehnbaren Ausgleichsgefäßes gestattet einen Ausgleich der Blutvolumenströme beider Membranpumpen.
Das flüssige Medium strömt bei der Membranrückbewegung über die hydraulische Verbindung in die zweite Membranpumpe und ist gleichzeitig auch bestrebt, das dehnbare Ausgleichsgefäß, das dem flüssigen Medium einen geringen Widerstand entgegensetzt, weiter zu füllen.
Durch eine gezielte Steuerung des Durchflusses zum und vom dehnbaren Ausgleichsgefäß, die vorzugsweise durch ein elektrisch bestätigtes Ventil erfolgt, wird erreicht, daß sich der Membranhub in der zweiten Membranpumpe und damit deren Blutvolumenstrom in gewünschter Weise ändert. Diese Lösung setzt voraus, daß die hydraulisch angetriebene Membranpumpe einen geringfügig größeren Pumpwirkungsgrad als die dem Antrieb direkt gekoppelte Membranpumpe besitzt und damit bei gleicher Volumenverdrängung durch die Membran einen etwas größeren Blutvolumenstrom erzeugt. Zum Zwecke der Anpassung wird während jeder Ausströmphase des flüssigen Mediums aus der elektromechanisch angetriebenen Membranpumpe ein Teil des Mediums in das dehnbare Ausgleichsgefäß geleitet.

Ausführungsbeispiel

Die Erfindung soll an zwei Ausführungsbeispielen erläutert werden.
In den zugehörigen Zeichnungen zeigen

Figur 1: Eine Schnittdarstellung der erfindungsgemäßen Anordnung
Figur 2: einen kennlinienbeeinflußten Elektromagneten im Schnitt.

Im ersten Ausführungsbeispiel (Figur 1) wird als Linearantrieb ein Tauchspulmotor eingesetzt. Die Tauchspule 3 als linear bewegliches Element ist fest mit einer Druckplatte 7 verbunden, die als relativ starres Element in die Membran 6 integriert ist. Das Gehäuse 5 der Membranpumpe ist mit dem Gehäuse 4 des Tauchspulmotors verbunden. Durch diese Anordnung wird ein direkter Antrieb der Membran 6 ohne Bewegungswandlung gewährleistet. Der Permanentmagnetkreis 1 besteht im wesentlichen aus einem Permanentmagneten, der axial magnetisiert ist, und weichmagnetischen Flußleitstücken.
Die Drahtwicklung der Tauchspule 3 ist dabei im Luftspalt 2 des Permanentmagnetkreises 1 angeordnet.
Die erforderliche Baugröße des Permanentmagnetkreises ist abhängig von der erforderlichen Druckkraft auf die Membran 6 und von den magnetischen Eigenschaften der eingesetzten Materialien, besonders des Permanentmagneten. Für die Miniaturisierung des Antriebes eignen sich als Permanentmagnetmaterial wegen seiner hohen Energiedichte vor allem $SmCO_5$ oder ähnliche Materialien. Der Tauchspulmotor besitzt als Antrieb folgende wesentliche Vorteile:
— keine Bewegungswandlung erforderlich
— einfacher Aufbau
— Bewegungsumkehr durch Stromumkehr möglich
— geringe bewegte Masse

— hohe Dynamik
— nur geringe störende mechanische Impulse
— hohe Zuverlässigkeit

Die antriebsseitige Druckkammer 12 ist mit einem flüssigen Medium 13 ausgefüllt. Dieses umgibt die gesamte Tauchspule 3, nimmt die in der Tauchspule entstehende Wärme auf und transportiert diese weiter. Dadurch wird ein Kühlungseffekt bewirkt. Bei einer möglichen Implantation dieser Blutpumpe wird dieser Kühlungseffekt ausgenutzt, um die entstehende Verlustwärme teilweise über die Membran 6 auf das strömende Blut zu übertragen und damit auf den gesamten Organismus zu verteilen. Bei der Membranbewegung wird eine Veränderung des Volumens der antriebsseitigen Druckkammer 12 hervorgerufen.

Das dabei aus der Druckkammer 12 ein- und austretende flüssige Medium 13 gelangt über eine durch einen Druckschlauch 16 hergestellte hydraulische Verbindung in die antriebsseitige Druckkammer 17 einer zweiten Membranpumpe 18 und treibt deren Membran. Dadurch kann für den Totalherzersatz ein Antrieb eingespart werden.

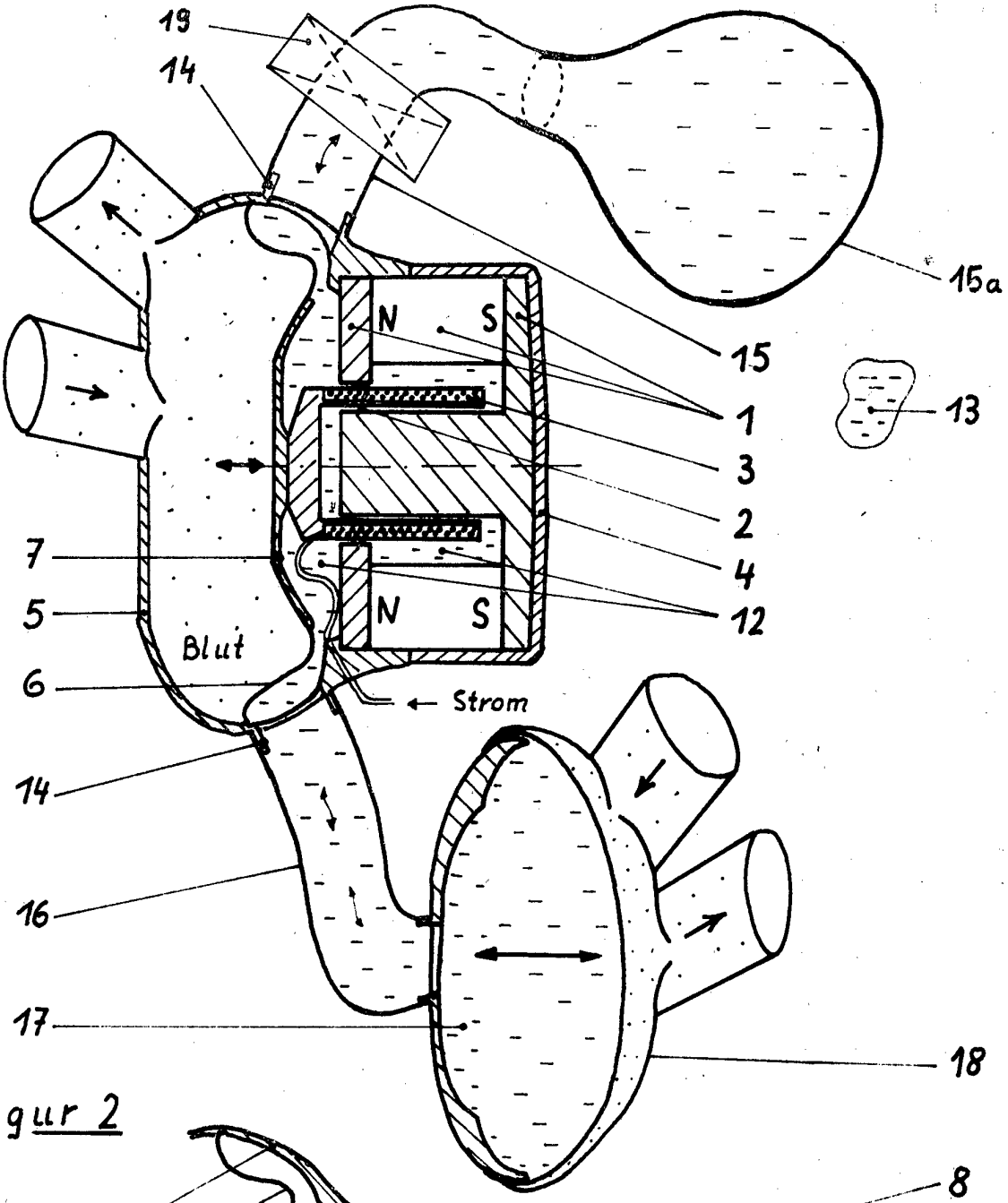
Ausgehend von einer Öffnung 14 der antriebsseitigen Druckkammer 12 besteht eine durch den Schlauch 15 hergestellte hydraulische Verbindung zu einem dehnbaren Ausgleichsgefäß 15a. Der Durchfluß des flüssigen Mediums 13 durch den Schlauch 15 ist durch ein elektrisch betätigtes Ventil 19 steuerbar. Durch eine gezielte Steuerung dieses Durchflusses wird erreicht, daß sich der Membranhub in der zweiten Membranpumpe 18 und damit deren Blutvolumenstrom in gewünschter Weise ändert.

Zum Zwecke der Anpassung der Blutvolumenströme beider Membranpumpen wird während jeder Ausströmphase des flüssigen Mediums 13 aus der elektromechanisch angetriebenen Membranpumpe ein Teil des flüssigen Mediums in das dehnbare Ausgleichsgefäß 15a geleitet.

Soll keine zweite Membranpumpe angetrieben werden, so wird das gesamte bei der Membranrückbewegung aus der Druckkammer 12 verdrängte flüssige Medium in das Ausgleichsgefäß 15a geleitet.

Im zweiten Ausführungsbeispiel (Figur 2) wird anstelle des Tauchspulmotors ein kennlinienbeeinflußter Elektromagnet verwendet. Dabei ist das Gehäuse 8 des Elektromagneten mit dem Gehäuse 5 der Membranpumpe verbunden. Der Linear bewegliche Anker 9 wirkt anstelle der Tauchspule wie im ersten Ausführungsbeispiel auf die Membran 6 ein. Als Elektromagnet kommt ein Topfmagnet zum Einsatz. Die Kennlinienbeeinflussung des Elektromagneten erfolgt vorrangig durch die konstruktive Ausbildung des Ankergegenstückes 10 oder durch den Anker selbst. Die Kraft-Weg-Kennlinie des Elektromagneten ist der Druckkraft-Membranhub-Kennlinie der Membranpumpe weitgehend angepaßt. Nur so wird der Einsatz eines Elektromagneten erst sinnvoll. Die Ansteuerung des Elektromagneten erfolgt mit eingeprägtem Strom über ein spezielles elektronisches Leistungsstellglied. Zur Unterstützung der Membran- bzw. Ankerrückbewegung dient eine Feder 11, die sich nach dem beendeten Anzugsvorgang wieder entspannt und den Anker in die Ausgangsstellung zurückbewegt. Dieser Vorgang kann durch die Wahl der Federcharakteristik beeinflußt werden.

Figur 1



Figur 2

