

⑫ **EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG**

②① Anmeldenummer: **90106054.1**

⑤① Int. Cl.⁵: **F04B 43/04**

②② Anmeldetag: **29.03.90**

③③ Priorität: **30.03.89 DE 3910331**

④③ Veröffentlichungstag der Anmeldung:
03.10.90 Patentblatt 90/40

⑥④ Benannte Vertragsstaaten:
AT BE CH DE DK ES FR GB GR IT LI LU NL SE

⑦① Anmelder: **INFUS HOSPITALBEDARF GMBH & CO. VERTRIEBS KG**
Bahnhofstrasse 13
D-8017 Ebersberg(DE)

⑦② Erfinder: **Harant, Anton**
Spandauerweg 19
D-7730 Villingen-Schwenningen(DE)

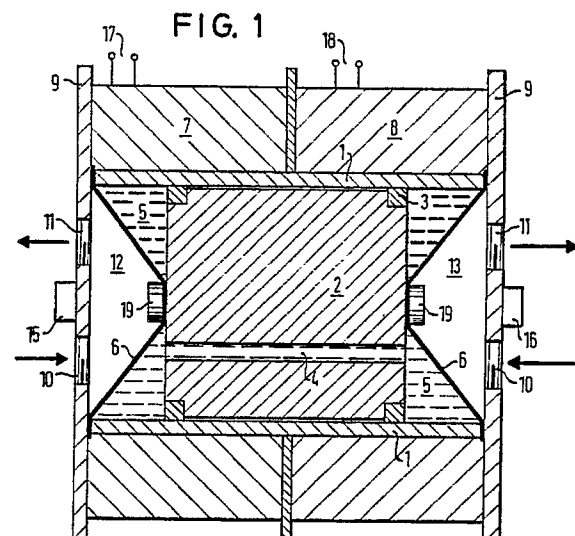
⑦④ Vertreter: **Melzer, Wolfgang, Dipl.-Ing. et al**
Patentanwälte Mitscherlich, Guschmann,
Körber, Schmidt-Evers, Melzer, Schulz
Steinsdorfstrasse 10
D-8000 München 22(DE)

⑤④ **Elektromagnetisch steuerbare Membranpumpe sowie deren Anwendung.**

⑤⑦ Es wird eine elektromagnetisch steuerbare Doppel-Membranpumpe, angegeben. In einem Hohlzylinder (1) ist ein Kolben (2) axial bewegbar. Zwischen endseitigen Abdeckplatten (9) und dem Hohlzylinder (1) ist im Bereich jeder Stirnseite eine Membran (6) umfangsseitig eingeklemmt. Die Membran (6) ist mittig mit dem Kolben (2) verbunden. Der Kolben (2) weist eine axial gerichtete Durchgangsbohrung (4) auf, wobei der Raum (5) zwischen der Membran (6) und dem Kolben (2), die Durchgangsbohrung (4) sowie der Raum (5) zwischen der anderen Membran (6) und dem Kolben (2), mit einer inkompressiblen Flüssigkeit gefüllt ist. Mindestens eine Erregerspule (7, 8) am Außenumfang des Hohlzylinders (1) erreicht bei Erregung eine Verstellung des Kolbens (2) in eine Endlage, wobei bei Entregung der Kolben (2) in die andere Endlage zurückgestellt wird, entweder aufgrund einer mechanischen Vorspannung oder durch Erregung einer anderen Erregerspule. Die Hubbewegung erreicht eine Verstellung der Membran (6) gegenüber der jeweiligen Abdeckplatte (9) bis zur Anlage an diese, derart, daß dazwischen ein sich in der Volumengröße ändernder Hubraum (12 bzw. 13) gebildet ist. In diesen kann über eine Einlaßöffnung (10) ein zu förderndes Medium angesaugt und über eine Auslaßöffnung (11)

bei der anderen Hubbewegung ausgestoßen werden, wobei zweckmäßig Ventile vorgesehen sind, die diese unterstützen.

Derartige Doppel-Membranpumpen, sind für Bilanzierungssysteme verwendbar und insbesondere anwendbar bei der Hämodialyse.



Elektromagnetisch steuerbare Membranpumpe sowie deren Anwendung

Die Erfindung betrifft eine elektromagnetisch steuerbare Membranpumpe gemäß dem Oberbegriff des Anspruchs 1 sowie eine Anwendung der Membranpumpe.

Membranpumpen dieser Art sind an sich handelsüblich. Sie werden verwendet, um kleine sehr genaue Volumeneinheiten einer Flüssigkeit zu fördern, wobei eine Trennung zwischen geförderter Flüssigkeit und bewegten Einrichtungen der Pumpe vorliegt. Bei Membranpumpen ist eine elastische und dichte Membran randseitig ortsfest eingespannt und wird der mittige Abschnitt einer Hubbewegung unterworfen. Zu diesem Zweck ist der mittige Abschnitt der Membran mit einem als Tauchspule ausgebildeten Kern oder Kolben verbunden, der von einer Erregerspule umgeben ist. Bei Erregung wird der Kolben in dem Bereich der Erregerspule angezogen gegen die Rückstellkraft der Membran oder einer anderen eine Federspannung aufbringenden Einrichtung. Bei Entregung erfolgt die Rückstellung durch Wirkung der Federvorspannung. Bei der Hubbewegung im Erregungszustand der Erregerspule wird das zu fördernde Medium durch eine Einlaßöffnung in den auf der dem Kolben abgewandten Seite der Membran gebildete Hubraum zwischen der Membran und einer die Einspannung bewirkenden Abdeckplatte angesaugt. Zweckmäßig ist dabei in der Ansaugöffnung in der Abdeckplatte ein nur in Ansaugrichtung öffnendes Ventil, im einfachsten Fall eine unter Federvorspannung stehende Klappe, vorgesehen. Bei der anderen Hubbewegung wird das angesaugte Volumen durch eine andere Öffnung wieder ausgestoßen, wobei diese ein nur in Ausstoßrichtung öffnendes Ventil enthält, im einfachsten Fall wieder eine unter Federvorspannung stehende Klappe. Hierdurch wird sichergestellt, daß bei der einen Hubbewegung nur angesaugt und bei der anderen Hubbewegung nur ausgestoßen werden kann.

Nachteilig bei handelsüblichen Dosierpumpen dieser Art ist jedoch, daß relativ steife Membranen verwendet werden müssen, damit sich diese beim Ausstoß-Hub, bei dem sie gegen Druck fördern müssen, nicht durchbiegen. Dies hat zur Folge, daß hohe Verstellkräfte aufgewendet werden müssen, um die durch derartige Membranen vorgegebene hohe Rückstellkraft bzw. Federvorspannung zu überwinden. Darüber hinaus ist ferner nachteilig, daß die Membranen altern und mit der Zeit weicher werden. Damit verändert sich aber das geförderte Volumen pro Hub, was äußerst unerwünscht ist. Insbesondere ist dies unerwünscht, wenn es auf hochgenaue Fördermengen ankommt, etwa bei der Förderung sehr kleiner Mengen auf medizinischem Gebiet. Ein besonderes Beispiel ist die Förderung

von Dialysat zu einem Dialysator bei der Hämodialyse. Bei einer solchen Anwendung muß unter allen Umständen vermieden werden, daß zu viel Dialysat dem Dialysator zugeführt wird, da sonst Dialysat in dem Blutkreislauf eines Patienten gelangen könnte, was außerordentlich lebens bedrohend ist. Andererseits darf auch nicht zu wenig Dialysat gefördert werden, da sonst die Blutreinigung nicht vollständig durchgeführt werden kann. Schließlich ist es insbesondere bei solchen Anwendungen erforderlich, sicherzustellen, daß dem Dialysator stets und kontinuierlich die gleiche Menge an Frischdialysat zugeführt wird wie an verbrauchtem Dialysat abgeführt wird. Hierzu werden sogenannte Bilanzierungssysteme verwendet, denen mittels üblichen Förderpumpen kontinuierlich Frischdialysat zugeführt wird, wobei mittels gesteuerten Ventilen und einer Bypassleitung der kontinuierliche Strom geregelt wird.

Es ist daher Aufgabe der Erfindung, eine Membranpumpe der eingangs genannten Bauart so weiterzubilden, daß bei einfacher Bauweise auch über längere Zeiträume gleiche Fördermengen pro Hub förderbar sind, sowie eine Anwendung einer solchen Membranpumpe anzugeben, die eine einfachere und hochgenaue Bilanzierung ermöglicht.

Die Aufgabe wird durch die kennzeichnenden Merkmale des Anspruchs 1 gelöst.

Die Erfindung wird durch die Merkmale der Unteransprüche weitergebildet.

Insbesondere ist die erfindungsgemäße Membranpumpe bei der Hämodialyse anwendbar.

Die Erfindung geht dabei von der Erkenntnis aus, daß dann eine sehr weiche Membran verwendet werden kann, wenn diese gegen eine inkompressible Flüssigkeit über die gesamte Hubbewegung abgestützt bleibt. Dies wird dadurch erreicht, daß der Kolben in einem konstanten Volumen dieser inkompressiblen Flüssigkeit unter Mitnahme der Membran bewegt wird. Wegen der Ausbildung als Doppel-Membranpumpe sind dadurch, daß parallel zueinander bei einer Membran ein Ansaughub und bei der anderen Membran ein Ausstoßhub durchgeführt werden, außerordentlich konstante Fördermengen möglich.

Die Anwendung bei der Hämodialyse erlaubt ein System, bei dem keine Ventile angesteuert werden müssen, sondern aktiv bei einfachem Aufbau eine kontinuierliche Förderung sichergestellt werden kann. Darüber hinaus kann die Fördermenge durch Änderung der Hubgeschwindigkeit geändert werden, die ihrerseits durch Änderung des Erregerstroms oder der Taktfrequenz sehr genau steuerbar ist. Insbesondere kann auf diese Weise ein genaues Bilanzierungssystem bei äußerst einfa-

chem Aufbau und hoher Wartungsfreundlichkeit erreicht werden.

Die Erfindung wird anhand der in der Zeichnung dargestellten Ausführungsformen näher erläutert. Es zeigen

Fig. 1 schematisch und im Schnitt eine Doppel-Membranpumpe gemäß der Erfindung,

Fig. 2 und Fig. 3 Bauformen von Auslaß- bzw. Einlaßventilen für die Membranpumpe nach Fig. 1,

Fig. 4 schematisch die Anwendung der Membranpumpe bei der Hämodialyse,

Fig. 5 schematisch die Anwendung der Membranpumpe bei der kontinuierlichen Förderung eines Mediums.

Gemäß Fig. 1 weist die Membranpumpe einen Hohlzylinder 1 auf, in dessen Innerem ein zylindrischer Kolben 2 axial verschieblich angeordnet ist. Der Kolben 2 ist im Inneren des Hohlzylinders 1 über Gleitringe 3 geführt, die an der Innenwand des Hohlzylinders 1 anliegen. Mittels der Gleitringe 3 ist darüber hinaus ein Luftspalt zwischen dem Kolben 2 und der Innenwand des Hohlzylinders 1 sichergestellt. Dieser Luftspalt ist insbesondere dann notwendig, wenn der Hohlzylinder 1 aus einem magnetisierbaren Werkstoff wie Weicheisen besteht. Falls der Hohlzylinder 1 aus einem Dielektrikum wie einem Kunststoff besteht, kann die Führung des Kolbens 2 auf andere Weise sichergestellt werden. An beiden Stirnenden des Hohlzylinders 1 ist je eine Membran 6 zwischen dem Hohlzylinder 1 und einer jeweiligen Abdeckplatte 9 randseitig fest eingespannt. Mittig ist jede Membran 6 fest und dicht mit dem Kolben 2 verbunden. Der Kolben 2 selbst weist mindestens eine Durchgangsbohrung 4 in axialer Richtung auf, derart, daß die Räume 5 zwischen den Stirnseiten des Kolbens 2 und der jeweils zugeordneten Membran 6 über die Durchgangsbohrung 4 miteinander verbunden sind. Die Durchgangsbohrung 4 und die Räume 5 sind von einer inkompressiblen Flüssigkeit gefüllt. Der Hohlzylinder 1 trägt an seiner Außenseite zwei Erregerspulen 7 und 8, die jeweils einer der Membranen 6 zugeordnet sind. Anschlußleitungen 17 bzw. 18 führen nach außen und sind mit einer nicht dargestellten elektrischen Steuerung verbunden. Die beiden Erregerspulen 7 und 8 sind durch axial mittig angeordnete Trennelemente 14 voneinander getrennt.

Zwischen einer Membran, in Fig. 1 der linksseitigen Membran 6 und der zugeordneten Abdeckplatte 9 ist ein erster Hubraum 12 gebildet, während zwischen der anderen Membran, in Fig. 1 der rechtsseitigen Membran 6 und der zugehörigen Abdeckplatte 9 ein zweiter Hubraum 13 gebildet ist. In den Abdeckplatten 9 sind je mindestens eine Zuführöffnung 10 und eine Abführöffnung 11 vorgesehen. Jeder Zuführöffnung 10 ist ein Einlaßven-

til zugeordnet, das sich nur in Einlaßrichtung öffnen läßt, in Gegenrichtung aber verschlossen ist. Jeder Auslaßöffnung 11 ist ebenfalls ein Ventil zugeordnet, das sich jedoch nur in Auslaßrichtung öffnen läßt, in der anderen Richtung jedoch stets verschlossen ist. Im einfachsten Fall handelt es sich hierbei um unter Federvorspannung stehende Klap-penventile, wie sie bei hydraulischen und pneumatischen Systemen an sich üblich sind.

Andere Ventilbauformen sind in Fig. 2 und Fig. 3 dargestellt.

Fig. 2 zeigt ein Auslaßventil 20, das in die Auslaßöffnung 11 der Abdeckung 9 einschraubbar oder in anderer Weise befestigbar ist. Das Auslaßventil 20 besteht aus einem in dieser Öffnung 11 befestigbaren Hülseenteil 21, auf das ein Stutzeenteil 22 unter Zwischenfügung einer Dichtung 23 aufschraubbar ist und dessen Stutzenende so ausgebildet ist, daß daran Leitungen befestigbar, beispielsweise Schlauchleitungen, aufklemmbar sind. Im wesentlichen hohlzylindrisch ausgebildeten Hülseenteil 21 ist ein Ventilsitz 24 nahe dem zur Auslaßöffnung 11 weisenden Ende ausgebildet. Auf der diese Auslaßöffnung 11 abgewandten Seite des Ventilsitzes liegt ein Ventilkörper 25 an, der von einer Feder 26 gegen den Ventilsitz 24 gedrückt wird, wobei sich die Feder 26 am anderen Ende am aufgeschraubten Stutzeenteil 22 abstützt, das ebenfalls im wesentlichen hohlzylindrisch ausgebildet ist. Bei einem Druck in Pfeilrichtung hebt der Ventilkörper 25 von Ventilsitz 24 gegen die Kraft der Feder 26 ab und läßt ein Medium vorbeiströmen bis der Förderdruck aufhört.

Fig. 3 zeigt ein Einlaßventil 30, das in ähnlicher Weise aufgebaut ist und ein Einschraubteil 31 und ein Stutzeenteil 32 aufweist, die ebenfalls im wesentlichen hohlzylindrisch ausgebildet sind und die über eine Dichtung 33 dicht miteinander verbindbar sind. Im Stutzeenteil 32 ist an dem dem Einschraubteil 31 zugewandten Ende ein Ventilsitz 34 ausgebildet, gegen den ein Ventilkörper 35 anliegt, und zwar mit Hilfe einer in dem Einschraubteil 31 abgestützten Feder 36. Wenn Druck über eine an das Stutzeenteil 32 angeschlossene Zuführleitung ausgeübt wird, wird der Ventilkörper 35 vom Ventilsitz 34 gegen die Kraft der Feder 36 abgehoben und erlaubt das Vorbeiströmen eines Mediums und das Hindurchströmen durch die Einlaßöffnung 10 der Abdeckplatte 9. Bei Beendigung dieses Druckes wird das Ventil 30 sofort geschlossen und verhindert ein Rückströmen.

Die in Fig. 2 und 3 dargestellten Ventile 20 und 30 sind, wie erwähnt, in die Öffnungen 10 und 11 der Abdeckplatte 9 einschraubbar, und zwar derart, daß die Hubräume 12 und 13 in ihrer Kontur nicht beeinflußt sind.

Fig. 1 zeigt den Kolben 2 der Membranpumpe in einer durch die Eigenelastizität der Membranen

6 bedingten Ruhelage, also einer Stellung, in der beide Erregerspulen 7 und 8 nicht erregt sind.

Wird eine der Erregerspulen erregt, beispielsweise die Erregerspule 17, so wird durch das entstehende Elektromagnetfeld der Kolben 2 angezogen und bewegt sich in Fig. 1 nach links, wodurch der Hubraum 12 kleiner wird und darin befindliches zu förderndes Medium über die

Auslaßöffnung 11 unter Öffnung des Ventils 20 ausgestoßen wird, während der andere Hubraum 13 vergrößert wird und zu förderndes Medium über die Einlaßöffnung 10 und das Einlaßventil 30 unter dessen Öffnung ansaugt. Hierbei bleiben das Einlaßventil 30 in der Einlaßöffnung 10 des Hubraumes 12 einerseits und das

Auslaßventil 20 in der Auslaßöffnung 11 des anderen Hubraums 13 andererseits zwangsläufig geschlossen, d.h., im Hubraum 12 erfolgt ein Ansaughub, im Hubraum 13 erfolgt dagegen ein Ausstoßhub. Wird der Erregungszustand geändert, also die Erregerspule 8 erregt und die Erregerspule 7 entregt, so erfolgt eine Hubbewegung in die andere Richtung, derart, daß im Hubraum 12 ein Ansaughub und im Hubraum 13 ein Ausstoßhub erfolgt.

Während der Bewegung des Kolbens 2 von rechts nach links oder links nach rechts wird die inkompressible Flüssigkeit von dem einen Raum 5 durch die Durchgangsbohrung 4 hindurch zu dem anderen Raum 5 bewegt, derart, daß diese inkompressible Flüssigkeit auf beide Membranen 6 stets die gleiche Stützkraft ausübt, die Membranen 6 also nicht durchbiegen können. Hierdurch ist gewährleistet, daß die bei jeder Hubbewegung geförderte bzw. angesaugte Menge an zu förderndem Medium stets gleich ist, und zwar für jeden der beiden Hubräume 12 und 13. Bei der dargestellten Ausbildung der Membranpumpe sind die Hubräume 12 und 13 und die beiden Hubvolumina untereinander ebenfalls gleich.

Mit einer solchen Doppel-Membranpumpe gemäß Fig. 1 kann eine einfache kontinuierliche Förderung erreicht werden, wie das anhand Fig. 5 erläutert wird. Diese Doppel-Membranpumpe P, bei der der eine Erregungszustand und damit Hubzustand durch einen breiten schwarzen Strich schematisch dargestellt ist und einer Erregung der Erregerspule 7 und einer Entregung der Erregerspule 8 und einer entsprechenden Bewegung des Kolbens 2 nach links der Darstellung gemäß Fig. 1 entspricht, sind alle Einlaßöffnungen 10 über entsprechend zugeordnete Ventile 30 mit einem Behälter R über übliche Leitungen und ohne ein Ventil am Verzweigungspunkt 28 verbunden. Andererseits sind die Auslaßöffnungen 11 mit zugehörigen Auslaßventilen 20 über einen Vereinigungspunkt 29 ohne zusätzliche Ventile direkt mit einer Abfuhrleitung zu einem Verbraucher U geführt. Bei der Stellung der Doppel-Membranpumpe P gemäß Fig.

5 wird über die mit dicken Linien gezeichneten Leitungen aus dem Behälter R über die rechtsseitige Einlaßöffnung 10 und das rechtsseitige Einlaßventil 30 angesaugt und andererseits über das linksseitige Auslaßventil 20 und die linksseitige Auslaßöffnung 11 mit der Pumpe P über den Vereinigungspunkt 29 an den Verbraucher U ausgestoßen. Das linksseitige Einlaßventil 30 und das rechtsseitige Auslaßventil 20 sind zwangsläufig geschlossen, so daß hier keine Förderung erfolgt. Bei der Bewegung des Kolbens in die andere Richtung, d.h. bei dem anderen Erregungszustand (Erregungsspule 8 erregt, Erregungsspule 7 entregt) erfolgt die Förderung in der anderen Richtung, derart, daß bei jeder Bewegung des Kolbens, also bei jedem Erregungszustandswechsel eine Förderung von Medium von dem Behälter R zu dem Verbraucher U erfolgt.

Die beiden Hubräume 12 und 13 der Pumpe P (vgl. Fig. 1) können jedoch auch von verschiedenen Behältern her versorgt werden, etwa um verschiedene Medien dem gleichen Verbraucher in einem vorgegebenen Volumenverhältnis zueinander zuzuführen. Andererseits können auch zwei Verbraucher aus einem gemeinsamen Vorrat abwechselnd versorgt werden.

Die Doppel-Membranpumpe gemäß Fig. 1 entsprechend der Anwendung gemäß Fig. 5 erlaubt eine Fördermenge, die doppelt so hoch ist wie bei einer Membranpumpe mit lediglich einer Membran.

Die Erregerspulen 7 und 8 können wechselstromerregt werden, dann besteht der Kolben 2 zumindest teilweise, etwa in Form eines Ringhülsteils, aus einem permanentmagnetischen Material. Erfolgt eine Gleichstromerregung, so besteht der Kolben 2, in gleicher Weise zumindest teilweise, aus einem weichmagnetischen Material, etwa Weicheisen oder dgl. Es zeigt sich, daß der Hohlzylinder 1 auch aus Weicheisen bestehen kann, er wirkt dann als Joch und muß dann einen Luftspalt gegenüber dem Kolben 2 besitzen, es sei denn, daß die Außenseite des Kolbens 2 aus einem Dielektrikum besteht. Besteht andererseits der Hohlzylinder 11 aus einem dielektrischen Material, so kann der Kolben 2 ohne Luftspalt geführt sein. Auf jeden Fall darf die inkompressible Flüssigkeit keine magnetischen Eigenschaften besitzen.

Die erfindungsgemäße Doppel-Membranpumpe eignet sich insbesondere für Bilanzierungssysteme. Dies wird anhand einer besonderen Anwendung, nämlich der Hämodialyse näher erläutert, und zwar anhand der schematischen Darstellung gemäß Fig. 4.

Fig. 4 zeigt zwei im Gegentakt zueinander angesteuerte erfindungsgemäß ausgebildete Doppel-Membranpumpen P1 und P2. Die linksseitigen Einlaßöffnungen 10 beider Pumpen P1 und P2 sind über entsprechende Einlaßventile 30 jedoch ohne

zusätzliche Ventile an einem Verzweigungspunkt 38 mit einem Behälter T für Frischdialysat verbunden. Die linksseitigen Auslaßöffnungen 11 sind über entsprechende Auslaßventile 20 und über einen Vereinigungspunkt 39 ohne zusätzliche Ventile sowie über einen Durchflußregler 40 mit dem Dialysat-Einlaß 41 eines Dialysators D verbunden. Den Dialysator D wird über einen Einlaß 43 zu reinigendes Blut von einem nicht dargestellten Patienten zugeführt. Die Reinigung des verunreinigten Blutes erfolgt mit Hilfe des Dialysates in üblicher Weise nach dem osmotischen Prinzip. Das gereinigte Blut verläßt den Dialysator D über einen Auslaß 44, das verunreinigte Dialysat verläßt den Dialysator über eine Auslaß 42. Das verunreinigte Dialysat wird über einen Verzweigungspunkt 45 ohne zusätzliche Ventile sowie über entsprechende Einlaßventile 30 den rechtsseitigen Einlaßöffnungen 10 der beiden Pumpen P1 und P2 zugeführt. Die rechtsseitigen Auslaßöffnungen beider Pumpen P1 und P2 sind über zugeordnete Auslaßventile 20 sowie einen Vereinigungspunkt 46 ohne zusätzliche Ventile mit einem Abfluß W verbunden.

Die Gegentaktsteuerung der beiden Pumpen P1 und P2, d.h. die Steuerung derart, daß dann, wenn sich der Kolben 2 der einen Pumpe von rechts nach links bewegt, der Kolben 2 der anderen Pumpe sich umgekehrt dazu von links nach rechts bewegt, bewirkt zum einen, daß stets eine der beiden Pumpen aus dem Dialysebehälter T ansaugt, während die andere Pumpe gleichzeitig das vorher angesaugte Frischdialysat an den Dialysator D abgibt und andererseits letztere Pumpe gleichzeitig vom Dialysator D verbrauchtes Dialysat ansaugt, während die erstere Pumpe gleichzeitig hierzu zuvor angesaugtes verbrauchtes Dialysat an den Abfluß W ausstößt. Somit ist stets Frischdialysat zur Abgabe an den Dialysator D vorhanden, wobei dieses dem Dialysator D in einer von der Hubgeschwindigkeit des Kolbens 2 abhängigen jedoch konstanten Volumenmenge pro Zeiteinheit abgegeben wird. Durch die Ausbildung als Doppel-Membranpumpe der Pumpen P1 und P2 wird jedoch auch gleichzeitig vom Auslaß 42 die genau gleiche Menge, und zwar auch die gleiche Volumenmenge pro Zeiteinheit abgeführt und bei der Pumpe angesaugt, die gerade Frischdialysat an den Dialysator D abgibt. Es wird hierdurch eine sogenannte Null-Bilanz erreicht, d.h., daß dem Patienten kein Gewicht (sogenanntes Ultrafiltrat) entzogen wird. Durch die Verwendung zweier Doppel-Membranpumpen P1 und P2 wird darüber hinaus ein vollständig kontinuierlicher Betrieb erreicht.

Auch bei Membranpumpen dieser Bauart ist es erwünscht, die geförderte Volumenmenge pro Zeiteinheit einstellen zu können. Dies wird dadurch erreicht, daß die Hubgeschwindigkeit geändert wird, was insbesondere dadurch erreicht wird, daß

die Amplitude des Erregerstroms geändert wird. Mit höherem Erregerstrom wird der Kolben 2 schneller bewegt, d.h. die Hubbewegung wird schneller durchgeführt. Damit können auch die Erregungswechsel schneller aufeinanderfolgen. Die Einstellung der Taktwechsel kann von außen erfolgen, etwa durch Ansteuerung der Erregungsstromquelle über Rechteckimpulse unterschiedlicher Länge; es kann jedoch auch eine Steuerung derart erfolgen, daß ein Erregungswechsel sofort stattfindet, sobald der Kolben 2 eine seiner jeweiligen Endlagen erreicht hat. Zu diesem Zweck können (vgl. Fig. 1) an den beiden Abdeckplatten 9 Endlagenmelder 15 bzw. 16 vorgesehen sein, die bei Anlage der jeweiligen Membran 6 an der jeweiligen Abdeckplatte 9 durch Signalgabe einen Erregungswechsel auslösen. Beispielsweise kann das Befestigungselement 19 zum mittigen Befestigen der Membran 6 am Kolben 2 bei Anlage an den jeweiligen Endlagenmelder 15, 16 Kontakte überbrücken. Es kann auch ein berührungslos arbeitender Annäherungsschalter oder anderer Endlagenschalter bekannter Bauart verwendet werden.

Zu der inkompressiblen Flüssigkeit ist zu bemerken, daß diese die Membrane 6 abstützt, weshalb eine vergleichsweise weiche Membran verwendet werden kann, was wiederum einen größeren Hub erlaubt. Da sich der Kolben 2 unter Verdrängen dieser inkompressiblen Flüssigkeit durch die Durchgangsbohrung 4 hindurch auf die jeweils andere Seite des Kolbens 2 bewegt, ist es von Vorteil, wenn die inkompressible Flüssigkeit schmierende, also die Verschiebewegung des Kolben 2 fördernde Eigenschaften besitzt. Insbesondere für Anwendungsfälle, bei denen die inkompressible Flüssigkeit unerwünschte Reaktionen bei Zusammentreffen mit dem geförderten Medium auslösen könnte, etwa eine Vergiftung des Dialysats beim geschilderten Anwendungsfall, ist ferner eine solche inkompressible Flüssigkeit zu wählen, die mit dem geförderten Medium verträglich ist. Da ein Eintreten inkompressibler Flüssigkeit in das geförderte Medium ein Signal für eine Undichtheit ist, insbesondere einen Riß oder eine Porösität der Membran 6, ist es ferner zweckmäßig, die inkompressible Flüssigkeit so zu wählen, daß in einem solchen Fall eine nach außen sofort auffallende Reaktion ausgelöst wird, etwa eine deutliche erkennbare Farbänderung oder dgl. Da im übrigen in solchen Fällen auch die Druckverhältnisse sich plötzlich ändern, können darauf ansprechende Alarmgeber verwendet werden, um einen solchen Fall anzuzeigen.

Falls es bei der Anwendung einer erfindungsgemäß ausgebildeten Doppel-Membranpumpen darauf ankommt, daß aus den beiden Hubräumen 12 und 13 unterschiedliche Volumenmengen pro Zeiteinheit gefördert werden, so kann dies dadurch

erreicht werden, daß die Membranen 6 jeweils unterschiedliche Elastizität besitzen und/oder die Erregerspulen 7 und 8 mit Strom unterschiedlicher Höhe erregt werden. Hierdurch ergeben sich unterschiedliche Hubgeschwindigkeiten. Konstruktiv aufwendiger, jedoch ebenfalls denkbar, ist eine unterschiedliche Größe der beiden Hubräume 11 und 13, wobei zu beachten ist, daß die Hubhöhe konstruktionsbedingt gleich bleibt.

Sind hohe Fördergeschwindigkeiten erforderlich, können mehrere Einlaßöffnungen 10 und Auslaßöffnungen 11 pro Hubkammer 12 bzw. 13 vorgesehen sein, die parallel versorgt bzw. entsorgt werden.

Insgesamt wird also eine Membranpumpe angegeben, die einfachen Aufbau hat und damit leicht und einfach gewartet werden kann, wobei einzelne Elemente in einfacher Weise austauschbar sind. Darüber hinaus kann die Membranpumpe auch dann verwendet werden, wenn eine Sterilisation zumindest hinsichtlich des Strömungsweges eines Mediums erforderlich ist. Die Membranpumpe eignet sich daher auch für medizinische Anwendungen.

Ansprüche

1. Elektromagnetisch steuerbare Membranpumpe, mit einem Hohlzylinder (1), einer stirnseitigen Abdeckplatte (9) des Hohlzylinders (1), die mindestens zwei durch je ein Ventil (20,30) verschließbare Öffnungen (10, 11) aufweist, einem magnetisch beeinflussbaren Kolben (2), der in dem Hohlzylinder (1) axial bewegbar geführt ist, einer Umfangs-Erregerspule (7) auf einem Längsabschnitt des Hohlzylinders (1), wobei ein magnetisch wirksamer Spalt zwischen dem Kolben (2) und der Erregerspule (7) definiert ist, und einer elastischen Membran (6), die randseitig zwischen der Abdeckplatte (9) und dem Hohlzylinder (1) eingespannt ist und mittig mit dem Kolben (2) verbunden ist, wobei bei Erregung der Erregerspule (7) der Kolben (2) in eine Endlage und bei Entregung in die andere Endlage im Hohlzylinder (1) bewegt wird und durch die Mitbewegung der Membran (6) bei einem Bewegungsweg durch eine (10) der Öffnungen von außen ein zu förderndes Medium angesaugt und bei dem anderen Bewegungsweg durch die andere Öffnung (11) nach außen das zu fördernde und zuvor angesaugte Medium ausgestoßen wird, dadurch **gekennzeichnet**, daß der Hohlzylinder (1) am anderen Stirnende eine zweite Abdeckplatte (9) trägt, die mindestens zwei durch je ein Ventil (20, 30) verschließbare Öffnungen (10, 11) aufweist, daß eine zweite elasti-

sche Membran (6) randseitig zwischen der zweiten Abdeckplatte (9) und dem Hohlzylinder (1) eingespannt und etwa mittig mit dem Kolben (2) verbunden ist,

5 daß der Kolben (2) mindestens eine axiale Durchgangsbohrung (4) aufweist und daß der Raum (5) zwischen den Membranen (6) einschließlich der Durchgangsbohrung (4) von einer inkompressiblen Flüssigkeit gefüllt ist, 10 wobei durch die Bewegung beider Membranen (6), dann, wenn an der einen Stirnseite ein Medium angesaugt wird, ein weiteres zu förderndes Medium an der anderen Stirnseite ausgestoßen wird, und umgekehrt.

15 2. Membranpumpe nach Anspruch 1, dadurch **gekennzeichnet**, daß eine zweite Umfangs-Erregerspule (8) auf einem Längsabschnitt des Hohlzylinders (1) benachbart zur ersten Erregerspule (7) angeordnet ist, 20 wobei ein magnetisch wirksamer Spalt zwischen dem Kolben (2) und der zweiten Erregerspule (8) definiert ist und erste und zweite Erregerspule (7, 8) nicht gleichzeitig erregbar sind.

3. Membranpumpe nach einem der Ansprüche 25 1 bis 2, dadurch **gekennzeichnet**, daß der Kolben (2) umfangsseitig und an den axialen Enden Gleitringe (3) trägt zur Führung in dem Hohlzylinder (1) und Aufrechterhaltung eines Luftspaltes. 30

4. Membranpumpe nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch **gekennzeichnet**, daß das eine Ventil (30) gegen die Kraft einer 35 Feder (36) beim Ansaugen öffnet und beim Ausstoßen zwangsweise geschlossen ist, während das andere Ventil (20) gegen die Kraft einer Feder (26) beim Ausstoßen öffnet und beim Ansaugen zwangsweise geschlossen ist.

40 5. Membranpumpe nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch **gekennzeichnet**, daß bei Wechselstromerregung der Kolben (2) zumindest teilweise aus Weicheisen oder dgl. weichmagnetischem Werkstoff hergestellt ist. 45

6. Membranpumpe nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch **gekennzeichnet**, daß bei Gleichstromerregung der Kolben (2) zumindest teilweise aus einem permanentmagnetischen 50 Werkstoff hergestellt ist.

7. Membranpumpe nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch **gekennzeichnet**, daß die inkompressible Flüssigkeit schmierende Eigenschaften besitzt. 55

8. Membranpumpe nach einem der Ansprüche 1 bis 7,

dadurch **gekennzeichnet**,
 daß im Bereich des Bewegungsweges des Kolbens
 (2) und der Mitte der Membran (6) ein Endlagen-
 melder (15 bzw. 16) vorgesehen ist, durch den bei
 Erreichen der jeweiligen Endlage der Erregungszu- 5
 stand umkehrbar ist.

9. Membranpumpe nach einem der Ansprüche
 2 bis 8,
 dadurch **gekennzeichnet**,
 daß die beiden Erregerspulen (7, 8) im Gegentakt 10
 angesteuert werden.

10. Membranpumpe nach einem der Ansprü-
 che 1 bis 9,
 dadurch **gekennzeichnet**,
 daß zur Steuerung der Strömung eines Mediums 15
 durch einen Verbraucher die Medium-Hubkammer
 (12) an einer Stirnseite von dem zum Verbraucher
 strömenden Medium und die andere Medium-Hub-
 kammer (13) an der anderen Stirnseite von dem
 von dem Verbraucher abströmenden Medium 20
 durchströmt werden.

11. Membranpumpe nach einem der Ansprü-
 che 1 bis 9,
 dadurch **gekennzeichnet**,
 daß zur Bilanzierungssteuerung der Strömung ei- 25
 nes Mediums durch einen Verbraucher (D) zwei
 Pumpen (P1, P2) vorgesehen sind, die im Gegen-
 takt arbeiten und bei denen jeweils die Medium-
 Hubkammer (12) an der einen Stirnseite von dem
 zum Verbraucher strömenden Medium und die an- 30
 dere Medium-Hubkammer (13) an der anderen
 Stirnseite von dem von dem Verbraucher abströ-
 menden Medium durchströmt werden.

12. Anwendung der Membranpumpe nach ei-
 nem der Ansprüche 1 bis 11 bei der Hämodialyse, 35
 wobei entlüftetes Frischdialysat einem Dialysator
 (D) in der gleichen Menge zugeführt wird, wie von
 diesem verbrauchtes Dialysat abgeführt wird.

13. Anwendung nach Anspruch 12,
 dadurch **gekennzeichnet**, 40
 daß die inkompressible Flüssigkeit frei von für das
 gewaschene Blut toxischen und anderen schädli-
 chen Eigenschaften ist.

14. Anwendung nach Anspruch 12 oder 13,
 dadurch **gekennzeichnet**, 45
 daß die inkompressible Flüssigkeit das Frischdialy-
 sat verfärbende Eigenschaften besitzt.

15. Anwendung nach einem der Ansprüche 12
 bis 14,
 dadurch **gekennzeichnet**, 50
 daß die Ventile (20, 30) in die Abdeckplatte (9) von
 außen einschraubbar sind und am anderen Ende
 zum Anschluß von Schläuchen ausgebildet sind.

55

FIG. 1

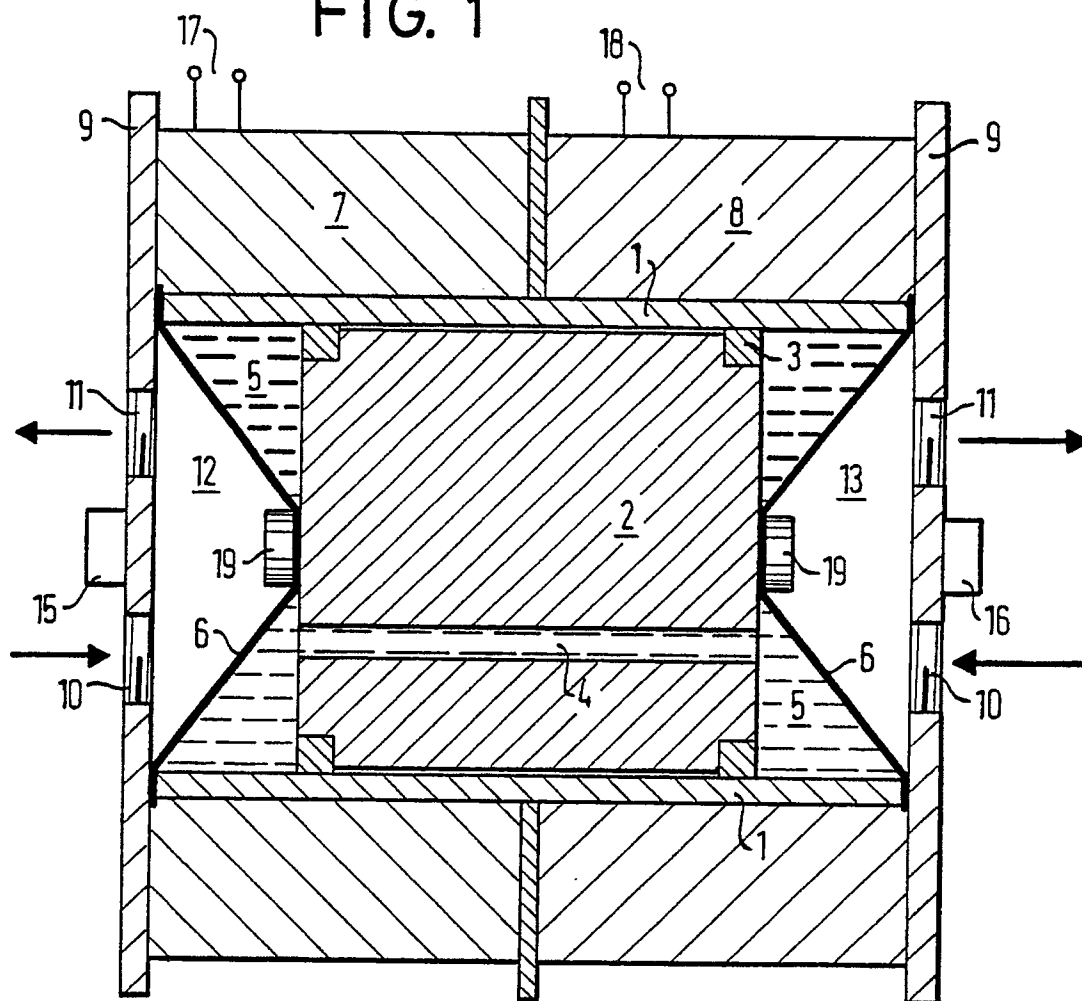


FIG. 2

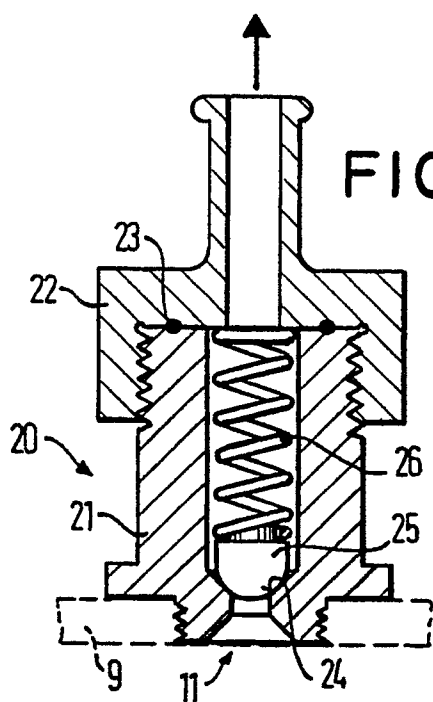


FIG. 3

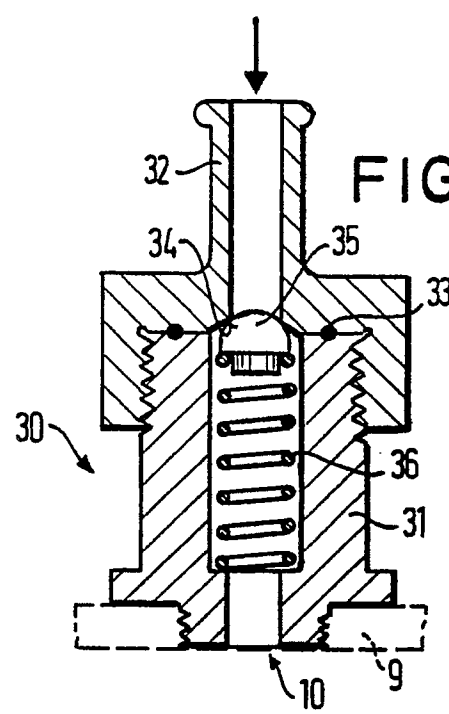


FIG. 4

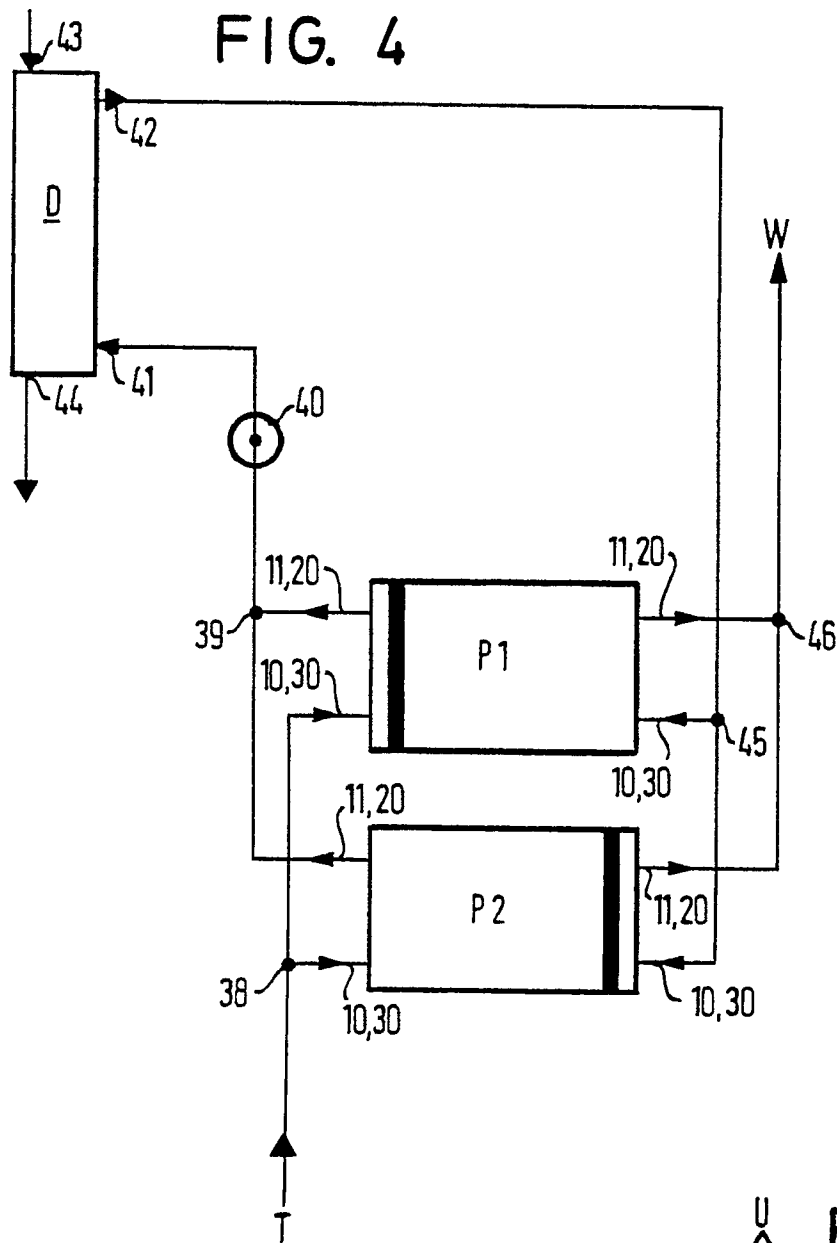


FIG. 5

