

(19)



Europäisches Patentamt

European Patent Office

Office européen des brevets



(11)

EP 0 769 621 A1

(12)

EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG

(43) Veröffentlichungstag:
23.04.1997 Patentblatt 1997/17

(51) Int. Cl.⁶: F04C 2/10, F04C 13/00

(21) Anmeldenummer: 96108658.4

(22) Anmeldetag: 30.05.1996

(84) Benannte Vertragsstaaten:
AT BE CH DE DK ES FI FR GB GR IE IT LI LU MC
NL PT SE

(30) Priorität: 26.09.1995 EP 95115152

(71) Anmelder: FRAUNHOFER-GESELLSCHAFT ZUR
FÖRDERUNG DER
ANGEWANDTEN FORSCHUNG E.V.
80636 München (DE)

(72) Erfinder:
• Weisener, Thomas
71254 Ditzingen (DE)

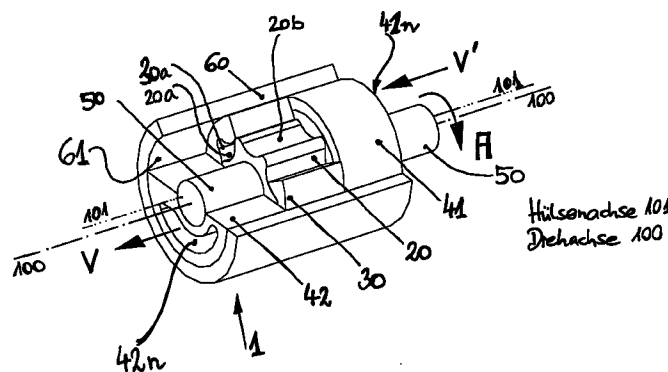
- Vögele, Gerald
71106 Magstadt (DE)
- Widmann, Mark
74357 Bönnigheim (DE)
- Bark, Carlo
72355 Schörzingen (DE)
- Hoch, Andreas
74081 Heilbronn (DE)

(74) Vertreter: Leonhard, Frank Reimund, Dipl.-Ing. et
al
Leonhard - Olgemöller - Fricke
Patentanwälte
Josephspitalstrasse 7
80331 München (DE)

(54) Mikropumpe und Mikromotor

(57) Die Mikropumpe (1) besteht aus einer Hülse (60), in der fünf Funktionselemente teilweise beweglich und teilweise fest integriert sind, wobei im Fall der "festen Integration" Funktionselemente, die keine relative Bewegung zueinander ausführen oder deren Funktion eine feste Verbindung erfordert auch aus einem Teil bestehen können, wenn dies die Fertigung zuläßt. An

jeder Stirnseite der Hülse (60) ist jeweils ein Stirneinsatz (41) bzw. (42) vorgesehen, die beide eine außermittige Bohrung zur Aufnahme einer Pumpenachse (50) aufweisen. Die Bohrungen fluchten entlang einer ersten Achse (100), die gegenüber der Mittenachse (101) der Hülse (60) nach radial außen geringfügig versetzt ist.



Figur 1

EP 0 769 621 A1

Beschreibung

Das technische Gebiet der Erfindung sind die Pumpen und Motoren kleinster Baugröße, im folgenden als Mikropumpe oder Mikromotor bezeichnet, wobei unter diesen Begriffen Größenordnungen verstanden werden, die im Durchmesserbereich unter 10 mm liegen, insbesondere unter 3 mm. Solche Pumpen können in technischen und medizinischen Bereichen vielseitig Einsatz finden, **zum Beispiel** in der Mikrosystemtechnik in Dosiergeräten, in der Medizintechnik als Antrieb für einen Mikrofräser oder als Blutstrom-Unterstützungspumpe.

Im Stand der Technik gibt es ein reichhaltiges Angebot an Beschreibungen zum Prinzip und der Funktionsweise von Zahnradpumpen mit einem Innenrad und einem Außenrad, wobei diese beiden Räder in einem kämmenden Eingriff stehen (vgl. **DE-A 17 03 802**, dort Anspruch 1, Seite 4 letzter Absatz und Seite 6, letzter Absatz, wo radial gerichtete Zuström- und Abströmkanäle beschrieben werden). Kennzeichnend für diese als Pumpen oder Motoren zu verwendenden Funktionseinheiten sind zwei gegeneinander versetzte Achsen, eine Achse des Innenrotors und die andere Achse des Außenrotors, wobei die beiden im kämmenden Eingriff stehenden Rotoren Druckräume (Druckkammern) umfänglich bilden, die sich in ihrer Größe und ihrer Lage zyklisch verändern.

Aufgabe der Erfindung ist es, eine Mikropumpe minimalen Bauvolumens zur Verfügung zu stellen, mit der eine kontinuierliche Strömung des zu fördernden Fluids erreicht und gleichwohl eine hohe Förderleistung bzw. ein hoher Förderdruck zur Verfügung gestellt wird.

Erreicht wird das mit einer Mikropumpe dann, wenn die auslaßseitige Drucköffnung eines stirnseitigen Einsetzteiles für eine im Durchmesser etwas größere Hülse in axialer Richtung ausgerichtet ist (Anspruch 1). Auch die Einlaßöffnung des zweiten stirnseitigen Einsetzteiles für die im Durchmesser etwas größere Hülse kann in axialer Richtung ausgerichtet sein (Anspruch 2). Die gesamte Pumpe kann so in Achsrichtung einen durchgehenden Flüssigkeitsstrom erzeugen, der nur im Innenbereich, in den kämmenden Rotoren und bei der umfänglichen Verlagerung der Druckräume, in Umfangsrichtung orientiert ist. Sobald der zu fördernde Flüssigkeitsstrom in das stirnseitige Einsetzteile am Auslaßende eintritt, wird es von dort in axialer Richtung durch eine Drucköffnung herausgeführt, die in Achsrichtung gerichtet ist. Die Drucköffnung kann aus mehreren umfänglich beabstandeten Einzelbohrungen bestehen, sie kann aus einer Bohrung bestehen und sie kann aus einer Bohrung zusammen mit einer an der Innenseite des Auslaß-Einsetzteiles vorgesehenen nierenförmigen Auffangnut gebildet werden (Anspruch 3).

Der Vorteil der erfindungsgemäßen Pumpen liegt in ihrem einfachen Aufbau trotz ihrer nahezu unvorstellbaren Miniaturisierung, wobei der Zusammenbau der Mikropumpe mit einem Fertigungsverfahren (Anspruch 11) erfolgen kann, bei dem die weitgehend zylindrischen Teile in uniaxialer Richtung ineinandergefügt werden. Die beiden stirnseitigen Einsetzteile kommen in der Achsrichtung eingefügt dabei an den beiden Enden des Hülsenmantels zu liegen, während sie zwischen sich die ebenfalls in (derselben) Achsrichtung eingesetzten kämmenden Räder (Innenrad und Außenrad) axial lagern.

Der Antrieb der Pumpe erfolgt z.B. an einem verlängerten Stück der Achse des Innenrotors (Anspruch 6) oder radial über die Hülse auf rein mechanischem oder elektromechanischem Weg (Anspruch 7). Bei elektromechanischer Antriebsweise kann zur weitgehendsten Miniaturisierung z.B. das Außenrad oder die Hülse integrierte Magnete besitzen, um als Läufer eines Synchronantriebs zu dienen, wobei die radial weiter außen liegende Hülse die elektromagnetischen Felder hindurchtreten läßt.

Vorteilhaft werden geringfügige Förderverluste durch Umfangs-Ungenauigkeiten zur Lagerung des jeweils drehbaren Teiles im Mantel verwendet (Anspruch 8).

Ein Motor zum Antreiben der erwähnten Pumpe zeichnet sich durch ebenfalls kleinste Bauweise aus, wobei er hohe Leistungsdichte zur Verfügung stellt und dabei sogar eine günstige Kennlinie (Drehmoment gegenüber Drehzahl) bereithält. Bei nicht allzu hohen Drehzahlen erreicht der Motor ein Drehmoment, mit dem eine Pumpe ohne Getriebe angetrieben werden kann. Die Antriebsenergie des Motors wird aus einem fluidischen Strom erzeugt, der durch die kämmenden Räder (Innenrad und Außenrad) läuft und am auslaßseitigen Ende in die Umgebung abgegeben wird. Das Antriebsfluid tritt durch einen Zufuhrschlauch oder -stutzen ein, der an der Hülse des Einsetzteiles oder am Einsetzteile selbst fest anbringbar ist (Anspruch 9).

Bei Anbringung am stirnseitigen Einsetzteile kann dieses gegenüber der Hülse leicht bis deutlich verlängert sein, um einen festen Sitz für den Zufuhrschlauch zu erhalten.

Die Anbringung des Zufuhrschlauches impliziert, daß der Durchmesser des Zufuhrschlauches etwa in der Größe des Durchmessers des Mikromotors liegt, die im Anspruch 10 umschrieben ist.

Bei Verwendung des fluidischen Antriebes bestehen keine Schwierigkeiten hinsichtlich einer elektrischen Isolation bei kleinsten Baugrößen. Das fluidische Antriebsmedium kann gleichzeitig als Kühlmedium, Schmiermedium, Spülmedium und Lagerflüssigkeit dienen.

Der Motor (Anspruch 9) ist mit gleichen Bauelementen aufgebaut, wie die Pumpe (Anspruch 1), lediglich andere Funktionselemente sind jeweils fest oder drehbar miteinander verbunden. Für den Motor und für die Pumpe gibt es bei einem uniaxialen Ineinanderstecken (Anspruch 11) der erwähnten Funktionselemente mehrere Möglichkeiten, sie zu realisieren, je nachdem welches Teil an welchem fest angeordnet ist, welches Teil an welchem drehbar angeordnet ist und mit welchem Teil sich die Anordnung an einem festen Punkt abstützt. Beim Antrieb mit einem Zufuhrschlauch wird

der Abstützort der Zuführschlauch selbst sein. Beim Betreiben der Pumpe mittels eines verlängerten Achsabschnitts wird eine langgestreckte Antriebswelle verwendet.

Die Erfindung wird nachfolgend anhand mehrerer Ausführungsbeispiele erläutert und ergänzt.

- 5 **Figur 1** ist ein Beispiel für eine Pumpe 1 mit Einsetzteil 41 und Antriebsachse 50.
- Figur 1a** ist eine Möglichkeit, die Bauelemente der Figur 1 fest bzw. drehbar zueinander zu gestalten, wobei eine Schraffur eine feste Anbringung andeutet. Flächen, die aneinander angrenzen ohne im Grenzbereich schraffiert zu sein, sind gegeneinander beweglich.
- 10 **Figur 2** ist ein Beispiel für einen Motor 2 mit verlängertem Einsetzteil 41, auf das ein Zuführschlauch für ein Antriebsfluid gesteckt werden kann.
- 15 **Figur 2a** ist ein Beispiel der Schaffung zueinander beweglicher oder fester "Grenzzonen" für den Motor der Figur 2, wobei eine Schraffur eine feste Grenzzone andeutet.
- 20 **Figur 3a, Figur 3b und Figur 3c** zeigen drei radiale Stellungen eines Innenrotors 20 gegenüber einem Außenrad 30, die beide im kämmenden Eingriff stehen.
- Figur 4** veranschaulicht eine Seitenansicht einer Hülse 60 mit darin eingesetzten zwei Stirnteilen 41,42, sowie eine Schnittansicht A-A.
- 25 **Figur 5** ist ein Aufbau, bei dem im praktischen Versuch eine Pumpe 1 in einen Förderkanal geschaltet ist, der von einem Saugende S zu einem Druckende D führt. Gewählt ist hier eine umfängliche Antriebsrichtung an der Hülse 60 der Pumpe 1.
- 30 **Figur 6a, Figur 6b und Figur 6c** zeigen Anschlußmöglichkeiten für einen Schlauch SH, mit dem Fluid für den Antrieb des Motors 2 zugeführt wird. Der Schlauch ist undrehbar befestigt.
- 35 **Figur 7a, Figur 7b, Figur 7c und Figur 7d** zeigen Anschlußmöglichkeiten für einen Antrieb A entweder an der Welle 50 oder am Einsetzteil 41 oder am Außenmantel 60 mit einem umfänglichen Antrieb 63a,63b, wie er im Aufbau in der Figur 5 verdeutlicht ist. Figur 7b ist ein elektromechanischer Antrieb nach dem Prinzip des Synchronmotors.
- 40 **Figur 8** veranschaulicht in drei Skizzen A, B und C drei unterschiedliche Ausgestaltungen von Einlaß- oder Auslaßöffnungen 41n,42n in den Stirnteilen 41,42 gemäß Figur 1.

45 Die **Figur 1** zeigt eine Schemaskizze einer Mikropumpe 1, die in einer Größenordnung von unter 10 mm Durchmesser liegt, die aber insbesondere mit dem Fertigungsverfahren der Draht- und Senkerosion auf Größenordnungen reduzierbar ist, die unter 2,5 mm Durchmesser liegen. Die Länge der Pumpe beträgt bei dem Außendurchmesser von 2,5 mm nur noch etwa 4 mm, gemessen in Achsrichtung 100.

Auch andere Fertigungsverfahren sind einsetzbar, so die LIGA-Technik, Kunststoffspritzguß, Keramikspritzguß, 50 Strangpressen, Metallsintern oder Mikrofräsen oder -drehen oder allgemeines Mikrozerspanen.

Die Mikropumpe 1 besteht aus einer Hülse 60, in der fünf Funktionselemente teilweise beweglich und teilweise fest integriert sind, wobei im Fall der "festen Integration" Funktionselemente, die keine relative Bewegung zueinander ausführen oder deren Funktion eine feste Verbindung erfordert auch aus einem Teil bestehen können, wenn dies die Fertigung zuläßt. An jeder Stirnseite der Hülse 60 ist jeweils ein Stirneinsatz 41 bzw. 42 vorgesehen, die beide eine 55 außermittige Bohrung zur Aufnahme einer Pumpenachse 50 aufweisen. Die Bohrungen fluchten entlang einer ersten Achse 100, die gegenüber der Mittenachse 101 der Hülse 60 nach radial außen geringfügig versetzt ist.

Die beiden Stirneinsätze 41,42 sind axial beabstandet und zwischen ihnen sind zwei miteinander rotierende und ineinander kämmende Rotoren vorgesehen, ein Außenrotorteil 30 und ein Innenrotorteil 20. Der Innenrotor 20 hat nach außen gerichtete, umfänglich gleichmäßig beabstandet verteilt angeordnete Zähne. Die Zähne kämmen mit dem

Außenrotorteil 30, das nach innen offene Längsnuten 30a,30b,... aufweist, die umfänglich gleichmäßig beabstandet sind und in ihrer Gestalt zu den Zähnen des Innenrotors 20 so passen, daß jeder Zahn des Innenrotors bei seiner kämmenden Drehbewegung eine in axialer Richtung gerichtete Dichtlinie auf der Innenfläche der zugehörigen Nut 30a,30b,... des Außenrades 30 bildet. Alle Dichtlinien bewegen sich in der Antriebsrichtung A um die Achse 100, wobei die zwischen jeweils zwei Dichtlinien definierten Förder- oder Pumpenkammern 20a,30a;20b,30b (etc.) sich bei der Drehbewegung zu der Auslaßbohrung 42n hin in ihrem in Figuren 3a bis 3c gezeigten Volumen reduzieren, auf der einen Hälfte der Pumpe, und auf der gegenüberliegenden Hälfte sich stetig vergrößern, um einen sich wiederholenden Zyklus von minimalem zu maximalem Kammervolumen und zurück zu ergeben.

Das Innenrad 20 beschreibt zusammen mit der Antriebsachse 50 eine Rotationsbewegung, ein Antrieb kann über eine längere biegsame Welle eine Drehbewegung A einkoppeln, es kann auch ein elektrischer Antrieb direkt an der Achse 50 angeordnet sein.

Ein Beispiel der Definition fester Grenzzonen (eng benachbarte Flächen zweier aneinandergrenzender Teile der Pumpe) ist in Figur 1a dargestellt. Schraffuren kennzeichnen eine feste (nicht drehbare) Grenzzone, die übrigen Grenzzonen erlauben eine Drehbewegung der angrenzenden Teile.

Während die Drehachse 50 zusammen mit dem fest daran angeordneten Innenrad 20 und das Außenrad 30 in der Hülse 60 drehbar sind, sind die anderen Teile dieses Beispiels der Mikropumpe - die Stirneinsätze 41, 42 und die sich über die Länge der Pumpe 1 erstreckende Hülse 60 - umfänglich fest miteinander verbunden. Die Achse 50 ist drehgelagert in den Bohrungen der Stirneinsätze 41, 42, ebenso drehgelagert ist das Außenrad 30 in der fest stehenden Hülse 60. Damit bewegen sich bei einem Drehantrieb über die Achse 50 gemäß Figur 1a, repräsentiert durch einen Winkelgeschwindigkeits-Vektor A, sowohl das Außenrad 30 als auch das Innenrad 20 unter rotatorischer Bewegung der Dichtungslinien gemäß Figuren 3 und gleichzeitiger Drehung der sich dabei verändernden Kammervolumen 20a,30a (usw) zwischen dem Außenrad und dem Innenrad.

Die festen Grenzzonen können z.B. durch Klebung hergestellt werden.

Die Kammervolumina werden dabei in Richtung zum geringsten Abstand der Achse 100 der Drehachse 50 von der Hülse 60 hin jeweils kleiner, womit die in ihnen geförderte Flüssigkeit unter erhöhten Druck gesetzt wird, während sie sich auf der anderen Seite nach Überschreiten des geringsten Abstandes zwischen Achse 100 und innerer Mantelfläche 61 der Hülse 60 wieder vergrößern.

Zusammen mit nierenförmigen Öffnungen 41n,42n in den Stirnseiten 41,42, die so angeordnet sind, daß ihre geringste radiale Breite jeweils an dem Ort beginnt, an dem der Abstand zwischen der Achse 100 und dem Innenmantel 61 der Hülse 60 am geringsten ist, während sich ihre maximale radiale Breite an dem Ort befindet, der nahe dem größten Abstand von Achse 100 zu der inneren Mantelfläche 61 der Hülse 60 liegt, wird eine Förderpumpe erhalten. Die Einström-Niere 41n, die sich auf der Seite der Zuströmung der zu fördernden Flüssigkeit V' befindet, ist gegenseitig zu derjenigen Ausströmniere 42n gelagert, die in der erwähnten Figur 1a am Ausströmort des unter Druck geförderten Fördervolumens V dargestellt ist. Die Figur 1a zeigt also an der Ausströmseite eine Ausström-Niere 42n, die sich in der gezeigten Drehrichtung A der Pumpe vom geringsten Abstand der Achse 100 zum größten Abstand der Achse 100 von der inneren Mantelfläche 61 hin radial gesehen verbreitert, während sich die Einström-Niere 41n in dem Stirneinsatz 41 befindet und sich mit ihrer größten radialen Breite vom Ort des größten Abstandes der Achse 100 zur inneren Mantelfläche 61 der Hülse 60 zum geringsten Abstand der Achse 100 von der inneren Mantelfläche 61 der Hülse 60 in ihrem radialen Ausmaß verringert.

Die Abmessung und die Breitenveränderung der beiden Nieren 41n,42n sind abgestimmt auf folgende Kriterien:

- Ein Kurzschluß der Förderung, d.h. eine durchgehende Verbindung zwischen der Einlaß-Niere und der Auslaß-Niere wird in allen Drehpositionen verhindert; damit wird die umfängliche Erstreckung der Nieren 41n,42n definiert.
- Der Ein- und Auslaßquerschnitt der Nieren - die radiale Abmessungsveränderung - orientiert sich an dem Fußkreisdurchmesser des Außenrades 30 und dem Fußkreisdurchmesser des Innenrades 20, wobei die Querschnittsfläche so groß als möglich gewählt werden sollte, um geringen Druckverlust zu erhalten, allerdings bei Einhaltung der erwähnten Dimensionierungsvorschrift.

Die beiden Nieren können auch als gekrümmte Nuten 41k,42k in die innere flache Wandung der Stirnseiten eingebracht sein, wobei dann jeweils eine zylindrische Bohrung 41b,42b jeweils in Achsrichtung der Pumpe als Auslaß und Einlaß vorgesehen wird. Das erhöht die Stabilität, die bei den geringen Bauelementgrößen nicht unwichtig ist. Verschiedene Möglichkeiten der Einlaßniere und Auslaßniere sind in der Figur 8 gezeigt.

Eine Einzelfertigung der aus nur sechs (oder weniger) Bauelementen bestehenden Pumpe ist vorteilhaft möglich mit der erwähnten Draht- und Senkerosion, wobei alle Pumpenteile mit Zylinderkoordinaten ausreichend beschreibbar sind, was für die Fertigung bedeutet, daß eine Dimension keine zusätzliche Bearbeitung benötigt. Die Stirneinsätze 41 und 42 sind mit Drahterosion fertigbar. Die Achse 50 ist ohnehin zylindrisch, der Innenrotor 20 ist ebenfalls mit Drahterosion fertigbar, ebenso wie der Außenrotor 30. Die Hülse 60 schließlich ist auch ein Pumpen-Bauelement, das mit Drahterosion gefertigt werden kann.

Werden die zuvor erwähnten nierenförmigen Einlaß- und Auslaß-Nuten 41k,42k in den Innenseiten der Stirnein-

sätze 41, 42 gefertigt, so kann dafür die Senkerosion eingesetzt werden.

Als Werkstoff für die Fertigung der Mikropumpe empfiehlt sich gesintertes oder Hartmetall, das verzugsarm und feinkörnig ist, leicht mit der Draht- und Senkerosion bearbeitet werden kann und weitgehend medizinisch verträglich ist. Günstiger in medizinischer Hinsicht ist ein Keramikwerkstoff, der aber nur in größeren Stückzahlen verarbeitbar ist und für die Herstellung von einzelnen Funktionsmustern nicht so geeignet ist. Werden die Erosionsverfahren eingesetzt, so muß auf elektrische Leitfähigkeit des Werkstoffes geachtet werden, wird ein Keramik-Spritzgußverfahren eingesetzt - mit Formen, die z.B. durch Draht- und Senkerosionen gefertigt sein können - so ist die elektrische Leitfähigkeit des Werkstoffes der Mikropumpe nicht mehr erforderlich. Bei großen Stückzahlen können Kunststoff-, Metall- oder Keramik-Spritzgußverfahren zur Anwendung kommen.

Die anhand der Figuren 1 und 1a und des Fertigungsverfahrens beschriebene Pumpe 1 läßt sich ohne weiteres in medizinischen Anwendungen, wie Kathetern verwenden. Der erwähnte Antrieb A kann dabei durch eine dünne, biegbare Welle vorgenommen werden. Der Antrieb der Mikropumpe kann aber auch durch einen mit Flüssigkeit angetriebenen Motor 2 erreicht werden, der in gleicher Weise gefertigt wird, das gleiche Aussehen hat, wie die beschriebene Pumpe 1, nur ist für den Motor 2 ein fluidischer Antrieb durch die Zufluß-Niere 41n mit einem Schlauch SH gewählt, der an dem Stirneinsatz 41 fest angeordnet ist (Figuren 2,2a). Da die Hülse 60 bei dem fluidischen Mikromotor 2 fest an dem Außenrad 30 angebracht ist - beispielsweise durch Kleben oder einen Paßsitz oder durch eine Schweiß- oder Lötverbindung - wird die Hülse 60 gedreht und kann ihre Abtriebskraft A' als Antriebskraft A auf die Pumpe 1 übertragen. Der Abtrieb A' der Figur 2a wird dabei mechanisch starr an die Antriebsachse 50 der Pumpe 1 der Figur 1a gekoppelt.

Der Antrieb der Pumpe 1 kann - statt über die Welle 50 mit der Drehrichtung A - auch über die Hülse 60 erfolgen, wie in den Figuren 7c und 7d an Beispielen gezeigt wird. Ebenso ist es möglich, die Antriebsrichtung umzukehren, um dann auch die Förderwirkung der Mikropumpe in eine Förderrichtung von V nach V' zu erreichen.

Sind alle zuvor erwähnten Pumpenteile mit Zylinderkoordinaten ausreichend beschreibbar, können sie auch in einer Achsrichtung montiert werden, wobei ein Zusammenfügen der sechs grundlegenden Bauteile der Pumpe 1 oder des Motors 2 nur in dieser axialen Richtung (uniaxial) zusammengesteckt und an bestimmten vorgegebenen Bereichen (in den zuvor erwähnten Grenzzonen) mechanisch starr verbunden werden oder beweglich bleiben. Diese uniaxiale Montagemöglichkeit bietet Vorteile für eine automatisierte Serienfertigung, die bei solcherart kleinen Bauvolumen wünschenswert ist.

Die in den Figuren 1 und 2 gezeigten Konzeptionen einer Pumpe 1 oder eines Motors 2 werden in der Figur 1a bzw. in der Figur 2a für ein Ausführungsbeispiel spezifiziert, wobei Grenzzonen schraffiert dargestellt werden, die eine feste (beispielsweise klebende oder formschlüssige) Verbindung zeigen, während diejenigen Grenzflächen zwischen jeweils zwei Bauelementen, die keine Schraffur haben, drehbeweglich gegeneinander sind. Bei der Figur 1a sind die beiden Stirneinsätze 41,42 drehstarr (fest) mit der Hülse 60 an deren Innenmantel 61 verbunden. Bei der Pumpe gemäß Figur 2a sind diese Grenzzonen drehbeweglich ausgestaltet. Bei der Pumpe gemäß Figur 1a ist eine weitere feste Verbindung zwischen der Achse 50 und dem Innenrad 20 vorgesehen, diese Verbindung ist bei dem Motor gemäß Figur 2a wiederum drehbeweglich, stattdessen ist bei dem Motor in der Figur 2a die Grenzzone zwischen der Hülse 60 und dem Außenrad 30 drehstarr verbunden, welche Grenzzone bei der Pumpe 1 gemäß Figur 1a drehbeweglich ist.

Weitere Möglichkeiten für Motor 2 ergeben sich aus den Figuren 6a, 6b und 6c; weitere Möglichkeiten für Pumpen ergeben sich aus den Figuren 7a, 7b, 7c und 7d.

In Figur 6a ist ein fluidischer Motor gezeigt, der über einen Schlauch SH Antriebsfluid V erhält. Der Schlauch ist in einer Achse 101 an dem stirnseitigen Einsetzteil 41 (Basisträger oder Basisteil) fest aufgesteckt. Der Basisträger 1 dreht sich also nicht, stattdessen rotieren Innenrad 20 und Außenrad 30, welche letzteres die Hülse 60 mitnimmt. Der Schlauch SH ist beispielhaft an der Position 44 mechanisch unbeweglich abgestützt. Die Figur 6a entspricht von ihrem Aufbau her der Figur 2a, bei der der Schlauch SH noch nicht gezeigt war. Das Basisteil 41 ist zur Anbringung des Schlauches SH axial verlängert, um eine leichte Aufsteckmöglichkeit zu erhalten. Der Durchmesser von Schlauch und Basisteil ist demgemäß gleich, der Schlauch zur Zuführung des Fluids V hat demnach eine Größenordnung in Durchmesserrichtung, die derjenigen des Motors 2 entspricht. Der Abtrieb und damit die Antriebskraft erfolgt über die Hülse 60, Rotationsachse ist demgemäß die Hülsenachse 101.

In der Figur 6b ist der Schlauch SH fest gegenüber der Umgebung abgestützt, gekennzeichnet schematisch durch die Bezugsziffer 51. Die feste Abstützung kann auch durch die Eigensteifheit des Schlauches SH erfolgen, ohne daß direkt bei dem Motor 2 eine feste Abstützung erforderlich ist. Der Schlauch SH ist hier auf die Hülse 60 aufgesteckt, der Abtrieb erfolgt über die Achse 50, wobei die Rotationsachse die Achse 100 ist. Die Achse 50 ist für diese Ausführungsform in Axialrichtung verlängert, um den Abtrieb mechanisch zu koppeln. Hinsichtlich der schraffierten Grenzzonen und der diesbezüglichen drehstarrten Anbringung wird auf die vorhergehende Erläuterung verwiesen.

In Figur 6c ist der Schlauch SH auch an der Hülse 60 angekoppelt, alternativ an einem nach hinten verlängerten Stirneinsatz 41. Der Abtrieb erfolgt hier über einen axial verlängerten Deckel 42, der der zweite Stirneinsatz auf der vorderen Stirnseite der Pumpe 2 ist. Die Rotationsachse ist die Achse 101 (Hülsenachse), die Achse 50 taumelt leicht, d.h. die Drehachse 100 bewegt sich auf einer Kreisbahn.

Die Figur 7a entspricht als Pumpenvariante der Figur 1a, wobei eine Welle 58 vorgesehen ist, die eine Dreheinkopplung d auf die axial verlängerte Achse 50 aufbringt. Die Drehachse ist 100 (Achse der Welle 50), die Hülse 60 steht

still und ist mechanisch bei 51 starr gekoppelt. In der Figur 7a rotieren Innenrad 20 und Außenrad 30 in der Hülse 60. Starr in der Hülse 60 sind die beiden stirnseitigen Einsätze 41 und 42, die axial nicht verlängert werden müssen.

In Figur 7b ist eine Spulenordnung 63 gezeigt, die ein elektromagnetisches Feld in die Pumpe 1 einkoppelt. Der Rotor dieses als Synchronmotor ausgestalteten Beispiels ist das Außenrad 30, das z.B. als Permanentmagnet ausgeführt sein kann. Die Hülse 60 muß für diese Ausführungsform fest angeordnet sein und gleichzeitig elektromagnetische Felder passieren lassen, also z.B. aus Kunststoff oder Keramik gefertigt sein. Drehbar sind in der Figur 7b das Außenrad 30 und das Innenrad 20 in der Hülse 60. Über eine feste Ankopplung zwischen Innenrad 20 und Achse 50 wird die Lagerung der beiden Rotoren 20,30 in den Stirneinsätzen 41,42 erreicht, die ihrerseits fest an der Hülse 60 angeordnet sind. Die Rotationsachse für das Außenrad 30 ist die Hülsenachse 101, die Drehachse ist die Achse 100 der Drehachse 50. Der Einlaß 41n und der Auslaß 42n sind in umfängliche Richtung unbeweglich und damit an einer radial definierten Stelle.

Figur 7c veranschaulicht eine mechanische Antriebsweise über ein Ritzel oder Antriebsrad 63a, das umfänglich an der Hülse 60 im wesentlichen schlupffrei angreift. Die Rotationsachse der Anordnung ist die Hülsenachse 101. Der stirnseitige Einsatz 41 steht still und ist zur mechanischen Befestigung 44 in Achsrichtung verlängert. Fest an der Hülse 60 und deren Innenmantel 61 ist das Außenrad 30 angeordnet. Das Innenrad ist drehbeweglich auf der Achse 50 angebracht, während die Achse 50 selbst drehstarr an den beiden Stirneinsätzen 41,42 angeordnet ist, die ihrerseits wieder drehbar an dem Innenmantel 61 der Hülse 60 lagern. In diesem Aufbau der Pumpe 2 der Figur 7c ist die praktische Erprobung anhand der Figur 5 erfolgt, in der ein umfänglicher Zylinderring 63a als Antriebsrad oder -ritzel verwendet wurde.

Figur 7d veranschaulicht mit einem alternativen Antriebsrad oder -ritzel 63b den Antrieb am axial verlängerten Stirneinsatz 41, wobei die Hülse bei 51 mechanisch fest verankert ist. Die Rotationsachse ist die Hülsenachse 101, die Achse 50 taumelt leicht, d.h. die Drehachse 100 der Achse 50 bewegt sich auf einer Kreisbahn.

Ebenso wie in der Figur 7b eine elektromagnetisch nach dem Synchronprinzip angetriebene Pumpe gezeigt ist, kann die Figur 7d mit dem mechanischen Eingriffsritzel 63b in eine solche Synchronvariante umgewandelt werden, wobei der Basisträger 41 eine entsprechende Permanentmagnet-Gestaltung erhält. Die Hülse 60 ist hinsichtlich ihrer metallischen oder nichtmetallischen Ausgestaltung dann freigestellt.

Das Funktionsprinzip der Figuren 3 mit den mehreren umlaufenden Dichtlinien, die einzelne Förderkammern zwischen sich begrenzen, die sich auf der einen Halbseite der Pumpe vergrößern (Saugseite) und auf der gegenüberliegenden Halbseite sich von einem Maximum hin verkleinern (Druckseite), ist in Seitenansicht in der Figur 4 noch einmal ersichtlich. Die Hülse 60 trägt die beiden Stirneinsätze 41,42 konzentrisch und zwischen den Stirneinsätzen 41,42 sind die Rotoren 20 und 30 gezeigt, die in den Figuren 3 zur Definition der Dichtlinien in Aufsicht dargestellt wurden. Die in den Figuren 3 schematisch dargestellte Einlaß-Niere 41k und Auslaß-Niere 42k sind in der Figur 4 in Schnittebene gedreht, so daß erkennbar ist, daß sie direkt zu den nach Außen weisenden Stirnseiten der Rotorteile 20,30 führen. Die drehstarre Befestigung zwischen Achse 50 und dem Innenrad 20 erfolgt über eine Abflachung 50f, die zusätzlich zu einer klebweise Befestigung formschlüssige Kraftübertragung zur Verfügung stellen kann.

Bereits anhand der Figur 7c wurde erläutert, wie die Pumpe aufgebaut ist, die in der Figur 5 in einem praktischen Versuchsaufbau hinsichtlich ihrer Leistungswerte und Kenndaten erprobt wurde. Diese Pumpe ist mittig in der Figur 5 erkennbar, ein Zuströmweg und ein Abströmweg führen von der Saugseite S über das zugeführte zu pumpende Fluid V' über die Pumpe 1 zu einer Druckseite D, auf der das Fluid V einen erhöhten Druck hat. Drücke, die mit diesem Pumpaufbau erreicht werden konnten, lagen bei einem Differenzdruck von etwa 50 bar, bei einer Pumpenleistung von 200 ml/min, wobei ergänzt werden sollte, daß die Abmessungen der Pumpe 1 in der Größenordnung von 10 mm Außendurchmesser der Hülse 60 lagen.

Erwähnt werden soll zur Figur 5, die in sich selbsterklärend ist, daß die Antriebshülse 63a an der Hülse 60 der Pumpe fest angekoppelt war und Antriebskraft über ein Antriebsrohr 77, das entsprechend zentrisch gelagert ist, auf die Pumpe übertragen wurde. An den stirnseitigen Einsätzen 41,42, die axial verlängert waren, sind Adapterhülsen angeordnet, die gemäß der Figur 7c zur drehfesten Lagerung dieser stirnseitigen Einsetzteile 41,42 dienen. Zur Messung ist ein Dehnmeßstreifen DMS 74 um das Zuführrohr 71 gelegt. Bohrungen 73 in dem Meßaufbau dienen der Ermittlung von Leckagen beim Fördern und der Antrieb 76 ist schematisch mit Eingriff auf das Antriebsrohr 77 dargestellt.

Mit der Figur 5 konnten Eckdaten und Leistungs-Grenzwerte der Pumpe 1 erprobt werden.

Bei der fluidischen Mikropumpe 1 wird die Flüssigkeit durch einen rotierenden Verdrängerkolben 30/20 gepumpt, der durch Rotation seine Kammervolumina so verändert, daß Flüssigkeit durch den Einlaß 41n kontinuierlich angesaugt und auf der Auslaßseite 42n kontinuierlich ausgestoßen werden kann. Im Gegensatz zu den meisten anderen Pumpsystemen des Standes der Technik ermöglicht die Erfindung auch den umgekehrten Betrieb als fluidischen Motor.

Aufgrund der fluidischen Energieübertragung sind die hier vorgeschlagenen Systeme gekennzeichnet durch ein hohes Leistungsgewicht, hohe erzeugbare Drücke, hohe Abtriebsmomente und hohe Durchflußraten.

Als Herstellungsverfahren für derartige Motor-/Pumpensysteme können für prototypische Realisierungen die Verfahren Drahterosion und Senkerosion eingesetzt werden. Die derzeitigen Drahterodiermaschinen arbeiten mit Auflösu-

EP 0 769 621 A1

gen von $0,5\mu\text{m}$ und erreichen Konturtoleranzen von $3\mu\text{m}$ bei Oberflächenrauigkeiten von minimal $R_a=0,1\mu\text{m}$. Noch genauere und feinere Maschinen befinden sich derzeit in Entwicklung. Die Erodierverfahren können einerseits direkt zur Herstellung von Prototypen von Mikropumpen/-motoren benutzt werden, andererseits lassen sich mit ihrer Hilfe Formen und Werkzeuge zur Produktion von Teilen nach alternativen Fertigungsverfahren (Keramik, Metall, Kunststoff) in Großserie herstellen. Die genannten alternativen Fertigungsverfahren für die Herstellung der Motor- und Pumpeneinzelteile können sein Strangpressen, Feinsintern, Spritzgießen oder Druckgießen. Weitere Herstellungsverfahren, wie das LIGA-Verfahren erscheinen ebenso geeignet.

Die Herstellung durch Erodieren erbringt folgende Ergebnisse:

- ☒ Kostengünstige und einfache Herstellung von Einzelteilen oder Kleinserien
- ☒ Große Breiten/Höhenverhältnisse (Aspektverhältnisse bis maximal 12 mm; im Vergleich zu dem LIGA-Verfahren: 1 mm)
- ☒ Schräge Wandungen von bis zu 30° möglich
- ☒ Bearbeitung sehr unterschiedlicher und harter Materialien möglich, sofern sie elektrisch leitfähig sind, wie bspw. Hartmetall, Silizium und elektrisch leitfähige Keramiken.
- ☒ Technologie mit geringem technologischem Risiko.

Die Vorteile der hydraulischen Mikromotoren und Mikropumpen:

- ☒ Einfacher Aufbau
- ☒ robust, unempfindlich gegenüber Verschmutzungen
- ☒ Keine Ventile notwendig
- ☒ Direkt umkehrbare Pumprichtung bzw. Drehrichtung des Motors
- ☒ Hohe Antriebsmomente
- ☒ Hohes Leistungsgewicht
- ☒ Relativ starre Drehmoment/Drehzahl-Kennlinie
- ☒ Antriebsmedium (Fluid) beim Motor kann zum Kühlen oder Spülen verwendet werden
- ☒ Keine elektrischen Verbindungen notwendig (bspw. in exgeschützter Umgebung oder bei Gehirn- und Herzoperationen).

Einsatzfelder der Mikropumpe bzw. des fluidischen Mikromotors:

- ☒ Mikrohydraulikaggregat: durch Kopplung der Mikropumpe mit einem Motor zur Erzeugung hydraulischer Energie
- ☒ Analyse-/Dosierpumpe: zur Entnahme bzw. Abgabe genau definierter Flüssigkeitsvolumina in Chemie, Medizin, Lebensmittelindustrie, Maschinenbau
- ☒ Volumenzähler/Strömungsmesser: Anwendungen in der Meßtechnik
- ☒ Heizungsbrennerpumpe
- ☒ Antrieb eines Mikrofräasers für medizinische und technische Anwendungen
- ☒ Endoskopantrieb
- ☒ Dilatationskatheter mit integrierter Mikropumpe zur Aufrechterhaltung des Blutstroms während der Ballondilatation
- ☒ Medikamentierungskatheter mit integrierter Mikropumpe zur Aufrechterhaltung des Blutstroms während der Medikamentierung (bspw. Lysebehandlung)
- ☒ Blutstromunterstützungspumpe
- ☒ Verstellaggregat für Ultraschallspiegel (Transducer) in Kathetern
- ☒ Antrieb für ein rotierendes Schneidwerkzeug an Endoskopen, Kathetern
- ☒ Miniaturgenerator: durch Kopplung der fluidischen Mikropumpe mit einem elektrischen Miniaturgenerator zur Erzeugung elektrischer Energie
- ☒ Pumpen für fluidische bzw. hydraulische Mikrosysteme
- ☒ Kompressor für ein Miniaturkühlaggregat: bspw. zur Kühlung von Prozessoren)
- ☒ Antriebs Elemente für große Stellkräfte
- ☒ Sonnenblendschutz: in Mehrfachscheiben wird lichtdämpfende Flüssigkeit zwischen die Scheiben gepumpt.

Die Kontur der Räder 20,30 ist die Äquidistante einer Epi- oder Hypozykloide und berechnet sich nach einem allgemein bekannten Ansatz.

Die Mikropumpe besteht in ihren Basisteilen aus folgenden Bauteilen:

- ☒ Basisträger (erster Stirneinsatz) 41
- ☒ Achse 50

- ☞ Deckel (zweiter Stirneinsatz) 42
- ☞ Innenrad 20
- ☞ Außenrad 30
- ☞ Hülse 60.

5

Bei der Mikropumpe 1 ist das Innenrad 20 mit der Achse 50 gemäß Figur 2a fest verbunden. Ebenso sind Deckel 42 und Basisträger 41 über die Hülse 60 miteinander fest verbunden. Die Verbindungen können dabei in Form einer Klebeverbindung, eines Preßsitzes, einer Schweiß- oder Lötverbindung etc. ausgeführt sein. Der Antrieb der Pumpe 1 erfolgt durch Drehung der Achse 50, z. B. durch einen elektrischen Mikromotor, einen fluidisch angetriebenen Mikromotor 2 gemäß Figur 2a oder durch eine biegsame Welle 58 gemäß **Figur 7a**. Als Folge davon wird Flüssigkeit je nach Drehrichtung vom Basisteil 41 zum Deckel 42 oder umgekehrt gepumpt.

10

Beim Mikromotor 2 gemäß Figuren 2,2a sind Basisteil 41 und Deckel 42 fest mit der Achse 50 verbunden. Zudem ist das Außenrad 30 mit der Hülse 60 verbunden. Zum Betrieb des Motors wird an der Zuflußseite des Basisteils 41 ein Fluid unter Druck zugeführt. Als Folge davon dreht sich die Hülse 60 (Abtrieb) um ihre Achse 101. Das Fluid verläßt den Mikromotor auf der Abflußseite mit geringerem Druck als auf der Zuflußseite. Die Druckdifferenz abzüglich Verlusten wird dabei in mechanische Energie umgewandelt. Eine Umkehrung der Druck- und Abflußseite bewirkt eine Umkehrung der Drehrichtung A' des Motors.

15

Die Funktion der Mikropumpe 1 und des Mikromotors 2 beruht auf dem Verdrängerprinzip. Hierbei vergrößern und verkleinern sich die Arbeitsräume 20a,20b zyklisch, wie an den Figuren 3 erläutert.

20

Beim Mikromotor 2 strömt ein Fluid unter hohem Druck in den sich vergrößernden Arbeitsraum und bewirkt durch die Druckdifferenz zwischen Ein- und Auslaß ein Drehmoment auf die Räder 20,30. Bei der Mikropumpe 1 werden die Räder 20,30 angetrieben. Das Fluid wird von dem sich vergrößernden Arbeitsraum angesaugt und im sich verkleinernden Arbeitsraum auf ein höheres Druckniveau gebracht. Angetrieben wird die Mikropumpe 1 mit Hilfe eines kleinen Elektromotors oder dem fluidischen Mikromotor 2. Weitere Antriebsmöglichkeiten sind gegeben durch entsprechende Wellen.

25

Über die Saugseite strömt das Fluid beim Pumpen gemäß den Figuren 3 in den Pumpenraum 20a,30a ein, über die Druckseite wird das Fluid herausgepreßt. Zur Verdeutlichung ist in den Figuren 3 ein Zahn des Innenrades mit einem schwarzen Punkt markiert. Für den Mikromotor erfolgt einfach eine Umkehrung des Pumpprinzips. Beim Betrieb als Motor wird über den Zufluß ein hoher Druck in die Kammer 20a,30a auf der Zuflußseite eingebracht, der auf die Zahnflanken wirkt und eine Kraft erzeugt, die größer ist als die Gegenkraft auf der Auslaßseite, da dort ein geringerer Druck herrscht. Das resultierende Drehmoment treibt den Motor an.

30

Modifikationen

35

☞ Der Antrieb der Pumpe 1 kann statt über die Welle 50 auch über die Hülse 60 erfolgen (Figuren 7c,7d). Dies hat den Vorteil, daß die Hülse 60 über einen starren Antrieb angetrieben werden kann, wohingegen beim Antrieb der Welle 50, die taumelt, ein flexibles Anschlußstück angewendet wird.

40

☞ Der Abtrieb A' des Motors 2 kann statt an der Hülse 60 auch an der Welle 50 erfolgen. Dabei wird der Abtrieb über ein flexibles Anschlußstück oder eine Gelenkwelle angeschlossen. Der Vorteil bei diesem Abtrieb besteht darin, daß das ausströmende Antriebsfluid nicht durch ein eventuell angeschlossenes Werkzeug abfließen muß, sondern dahinter austritt bzw. zurückgeführt werden kann.

45

☞ Zum Ausgleich des Axialspaltes zwischen der Kombination Innen-/Außenrad 20,30 und dem sich anschließenden Basisteil 41 und Deckel 42 können am Basisteil 41 und Deckel 42 zusätzliche Ausgleichstaschen 41k,42k angebracht werden (Axialspaltkompensation).

50

☞ Die Bohrungen 41d,41e,41f,41g,41h in Basisteil und Deckel, durch die die Flüssigkeit ein- bzw. austritt, können bei empfindlichen Fluiden (z. B. Blut) auch in Form einer Niere 41n,42n untereinander verbunden werden, dargestellt in Figur 8 mit 41n.

55

☞ Für den fluidischen Mikromotor 2 kann aus Gründen der verminderten Reibung statt einer Gleitlagerung auch eine hydrodynamische Lagerung eingesetzt werden. Dabei wird die Flüssigkeit für das Lager von der Zuflußseite her zugeführt.

☞ Als weitere Möglichkeit, die Reibung zu reduzieren, können statt der Gleitlagerung auch Miniaturkugellager, Rollenlager oder Steinlager eingesetzt werden.

☞ Die Reibung kann auch durch Oberflächenbeschichtung der Bauteile mit einer reibungsvermindernden Schicht, beispielsweise Graphit oder Teflon, verringert werden.

☞ Das Funktionsprinzip des Motors 2 hat eine einseitige Durchbiegung der Achse 50 zur Folge. Der dadurch entstehende einseitige Radialspalt kann durch eine Radialspaltkompensation ausgeglichen werden.

☞ Für medizinische Anwendungen kann als Antriebsmedium für den Mikromotor 2 eine physiologische Flüssigkeit wie bspw. Kochsalzlösung oder Blutplasma verwendet werden.

☞ Der fluidische Mikromotor/-pumpe kann zur Drehzahlregelung bzw. Drehwinkelerkennung mit einem Winkel-

drehgeber aus Lichtleitfasern versehen werden, die die Stellungen der Zähne von Innen- und Außenrad 20,30 abtasten. Dies ermöglicht eine genaue Erfassung des Drehwinkels des Motors oder der Pumpe und eine exakte Regelung der Drehzahl.

☞ Die Drehzahlregelung bzw. Drehwinkelerkennung kann alternativ über einen integrierten Drucksensor erfolgen, der die Pulsation des Kammerdruckes mißt und so den Drehwinkel an die Regelung weitergibt.

☞ Als komplettes Mikrosystem kann die Mikropumpe 1 bzw. der Mikromotor 2 mit einem Drucksensor und zugehöriger Ansteuerlektronik versehen werden. Zudem lassen sich noch Ein-/Ausschalt-/Überdruck-/Druckbegrenzungs- oder Rückschlagventile integrieren. Durch die Schaffung von fluidischen, elektrischen und optischen Schnittstellen läßt sich ein komplett abgeschlossenes Mikrosystem schaffen.

☞ Alternative Herstellungsverfahren sind Feinsintern (Metall, Keramik), Strangpressen, Draht-, Senkerosion, Druckgießen, Spritzgießen, Mikrozerspanen, Laserschneiden. Für die kostengünstige Produktion sollte ein Verfahren zum Einsatz kommen, das im Mehrfachnutzen arbeitet. Durch die Produktion großer Stückzahlen und den Einsatz automatisierter Montageverfahren lassen sich die Mikropumpen bzw Mikromotoren ähnlich wie Chips kostengünstig, u. U. sogar als Einwegartikel, fertigen, da Material und Energieverbrauch relativ gering sind.

Der Ein- und Auslaß erfolgt bei der fluidischen Mikropumpe 1 bzw. beim Mikromotor 2 in Richtung der Drehachse 50. Dies hat den Hintergrund, daß der Motor gleichzeitig als Träger eines Werkzeugs dienen kann und die Fluidzuführung dann von der anderen Seite erfolgt. Dieser Aufbau für Pumpe und Motor ist auf medizinische Anwendungen abgestimmt und ermöglicht einen sehr kleinen Querschnitt. Selbstverständlich sind bei einem anderen Aufbau auch seitliche Anströmungsöffnungen durch Umlenkführungen möglich.

Weiterhin ermöglicht diese Aufbauform eine möglichst kleine Gesamtzahl von Teilen für Mikropumpe und Motor. Sämtliche Bauteile der Pumpe können deshalb als 2 ½-D Strukturen (Prismatische Form, die durch Extrusion einer ebenen Kurve in den Raum entsteht) hergestellt werden.

Beim fluidischen Mikromotor 2 handelt es sich um ein offenes System. Das Antriebsmedium (Fluid) tritt frei aus dem Auslaß 42n in die Arbeitsumgebung. Da das System nicht gekapselt ist, treten an den Lagerstellen die Leckageverluste ebenfalls frei in die Arbeitsumgebung aus. Der Begriff des "offenen Systems" lehnt sich eng an die obige Aufbauweise mit sehr wenigen Teilen an. Bekannte Ausführungsformen kapseln das gesamte System, ob Motor oder Pumpe aufgrund der Verwendung von Öl als Energieträger. Bei der vorliegenden Ausführung wird davon ausgegangen, daß das Antriebsmedium bzw. das gepumpte Fluid in die Umgebung abgegeben werden kann. Bei den medizinischen Systemen erlaubt dies eine Kühlung des Werkzeugs und Spülung der Bearbeitungsstelle, was auch bei technischen Systemen (z.B. Bohrwerkzeug usw.) genutzt werden kann.

Bei der konstruktiven Gestaltung des offenen Systems sollten ausreichende Lagerspaltlängen zwischen Basisteil 41, Deckel 42 und der sich drehenden Hülse 60 vorgesehen werden, die ein Ansaugen von Falschluff durch den Labyrinthdichtungseffekt verhindern.

Weiterhin erlaubt der offene Aufbau die Ausführung von einfachen hydrodynamischen Lagern Basisteil-Hülse und Deckel-Hülse.

Die Hülse 60 des Mikromotors 2 stützt sich über die Lagerung, bestehend aus Basisteil 41 und Deckel 42, ab. Konventionelle Systeme stützen sich meist über das umgebende Gehäuse ab. Es besteht bei den letztgenannten ein geschlossener Kraftfluß. Beim vorgeschlagenen Motor 2 besteht eine feste Verbindung zwischen dem sogenannten Basisteil 41 und dem Deckel 42 über die Achse 50, die beide Teile fest und starr zueinander verbindet.

Die Verdrehsicherung des Basisteils 41 und des Deckels 42 sowie der sie verbindenden Achse 50 erfolgt mittels Achsabflachung und/oder Klebstoffsicherung. Andere Verbindungstechniken Schweißen, Löten, Schrupfverbindung durch Erhitzung der Hülse und Abkühlung von Deckel und Basisteil sind auch möglich.

Durch einfache Drehrichtungsumkehr des Antriebs wird die Pumprichtung umgekehrt. Beim Motor gilt entsprechendes: Durch Wechseln der Druck- und Saugseite wird die Drehrichtung des Motors umgekehrt.

Die spezielle Konstruktion nach Fig. 1a der Mikropumpe und nach Fig. 2a des Mikromotors läßt sowohl den Betrieb als Motor als auch den Betrieb als Pumpe zu, wenn das System bei Pumpfunktion extern (Welle bei Fig. 1a und Hülse bei Fig. 2a) angetrieben wird.

Die Hülse 60 des Mikromotors kann direkt als Werkzeugträger benutzt werden. Beispiel dafür kann ein Fräswerkzeug sein. Dieses Werkzeug ist innen hohl und hat eine integrierte Spülung, die zur Kühlung oder zur Späneabfuhr genutzt werden kann.

Die Systeme können mit einem Lichtwellenleiter zur Drehzahlerkennung bzw. -regelung erweitert werden. Zu diesem Zweck werden die rotierenden Zähne 20a,20b an einer Stelle abgetastet, so daß sowohl Drehgeschwindigkeit als auch Drehwinkel inkrementell erfaßt werden können.

Der Mikromotor 2 ist insbesondere für medizinische Anwendungen vorgesehen. Dabei kann er als Träger von Schneidwerkzeugen, Fräswerkzeugen, Sensoren (insbesondere Ultraschallsensoren, Spiegeln u.a.), Stellantrieben für Endoskope und andere zu bewegende medizinische Instrumente eingesetzt werden. Der Mikromotor weist bei der Anwendung in medizinischen Systemen Vorteile bezüglich seines körperverschlinglichen Antriebsmediums auf; es wird auf elektrische Komponenten verzichtet, die bei Ihrem Einsatz elektromagnetische Felder erzeugen und damit negative

Auswirkungen beispielsweise auf Nervenleitung u.a. haben; hydraulische Komponenten haben höchste Leistungsdichten und führen damit auf kleinste Baugrößen.

Der fluidische Mikromotor und die Mikropumpe sind aufgrund ihres Aufbaus leicht zu reinigen sowie ggf. zu sterilisieren und sind damit für den Einsatz in der Medizin gut geeignet.

5 Bei Anwendungen, bei denen es nicht auf höchste Dichtigkeiten ankommt, können die Komponenten mit einem relativ großen Spiel gefertigt werden, was den Einsatz von kostengünstigen Produktionstechnologien wie bspw. Spritzguß zuläßt. Diese Systeme können dann als Einmalartikel Verwendung finden.

Das Antriebsmedium (Fluid) kann bei der Anwendung als Kühlung, Schmierung oder Spülung verwendet werden.

10 Die Öffnungen auf der Einlaß- und Auslaßseite können in verschiedenen Formen gemäß Figur 8 ausgeführt sein. So ist die Form einer durchgehenden Niere 41n möglich (A in Figur 8), die in Basisteil 41 und Deckel 42 eingebracht ist. Diese Form kann alternativ angenähert werden durch Bohrungen 41d,41e,41f..41h (B in Figur 8), was eine höhere Stabilität dieser Bauteile zur Folge hat, da die Stege zwischen den Bohrungen 41d bis 41h die Festigkeit wesentlich erhöhen. Die Durchmesser der umfänglich aufgereihten Bohrungen 41d bis 41h nehmen stetig zu.

15 Eine weitere Alternative ist die Ausführung einer einzigen durchgehenden Bohrung 41b in Kombination mit einer nierenförmigen Vertiefung 41k (C in Figur 8), die keine sehr große festigkeitsmäßige Schwächung bedeutet, aber andererseits einen ausreichend großen Durchfluß sicherstellt. Insbesondere bei medizinischen Anwendungen, in denen Blut gepumpt wird, werden die Blutkörperchen geschont, da die Gefahr des Abscherens wesentlich verringert ist.

Die in Figur 8 auf der Einlaßseite des Basisträgers 41 gezeigten Formen sind gleichermaßen für die Auslaßseite (Deckel 42) gültig.

20 Vorgeschlagen wird eine Mikropumpe (1) zur weitgehend kontinuierlichen Förderung eines Massenstroms, die eine Hülsenachse (101) und eine versetzte Drehachse (100) aufweist, bei der in einer Hülse (60) ein Innenrotor (20) mit einem Außenrotor (30) in kämmendem Eingriff stehen, wobei daß zumindest eine auslaßseitige Drucköffnung (42n) eines ersten stirnseitigen Einsetzteiles (42), das in die im Durchmesser etwas größere Hülse (60) eingesetzt ist, in axialer Richtung (100) ausgerichtet ist. In gleicher Bauweise ist ein Mikromotor (2) vorgeschlagen, bei dem der Zufuhrschlauch in seiner Durchmesserdimension etwa der Größe des Hülsenmantels 60,61 entspricht. Pumpe und Motor sind extrem miniaturisiert, gleichwohl erlauben Sie eine kontinuierliche Strömung bei hohem Förderdruck und hohe Förderleistung.

Patentansprüche

- 30
1. Mikropumpe (1) zur weitgehend kontinuierlichen Förderung eines Massenstroms, welche Pumpe eine Hülsenachse (101) und eine versetzte Drehachse (100) aufweist, bei der
 - 35 (a) in einer Hülse (60) ein Innenrotor (20) mit einem Außenrotor (30) in kämmendem Eingriff steht;

dadurch gekennzeichnet, daß

 - 40 (b) zumindest eine auslaßseitige Drucköffnung (42n) eines ersten stirnseitigen Einsetzteiles (42), das in die im Durchmesser etwas größere Hülse (60) eingesetzt ist, in axialer Richtung (100,101) ausgerichtet ist.
 2. Mikropumpe nach Anspruch 1, bei der die Einlaß-Saugöffnung (41n) eines zweiten stirnseitigen Einsetzteiles (41) am anderen Ende der Hülse (60) (auch) in axialer Richtung (100,101) ausgerichtet ist.
 3. Mikropumpe nach einem der erwähnten Ansprüche, bei der auf der Innenseite der stirnseitigen Einsetzteile (41,42) je eine nierenförmige Nut (41k,42k) vorgesehen ist, die in einen Großteil der Hälfte der durch Kämmung sich zyklisch im Volumen verändernden Förderkammern (30a,20a) zwischen Innenrotor und Außenrotor (20,30) münden.
 4. Mikropumpe nach einem der erwähnten Ansprüche, bei der die Einsetzteile (41,42) weitgehend dicht mit ihren inneren Stirnflächen an den äußeren Stirnflächen des Innenrotors (20) und Außenrotors (30) angrenzen bzw. anliegen.
 5. Mikropumpe nach einem der erwähnten Ansprüche, bei der die Einlaßöffnung (41n) und die Auslaßöffnung (42n) axial gegenüber liegen, aber radial um etwa 180° gegeneinander versetzt bzw. verdreht sind.
 - 55 6. Mikropumpe nach einem der erwähnten Ansprüche, bei der die Drehachse (50) in Achsrichtung (100) einseitig länger ist, um eine Ankopplung für eine mechanische Drehkraft (A) zu bilden.
 7. Mikropumpe nach einem der erwähnten Ansprüche 1 bis 5, bei der eines seiner von außen direkt oder durch elek-

EP 0 769 621 A1

tromagnetische Felder indirekt zugänglichen Teile, insbesondere der Außenrotor (30) oder die Hülse (60) elektro-mechanisch (63a,63b) bzw. mechanisch (63) drehantreibbar sind.

5 8. Mikropumpe nach einem der erwähnten Ansprüche, bei der geringe Förderverluste am Innenumfang (61) des Mantels (60) als Drehlager verwendet werden, entstehend durch geringfügigen Unterschied im Durchmesser oder Fertigungstoleranzen.

10 9. **Motor** zum Antreiben einer Pumpe nach einem der erwähnten Ansprüche oder zum Drehen eines Werkzeugs, wie Mikrofräser, bei dem

(a) ein Innenrotor (20) in kämmendem Eingriff (20a,30a) mit einem Außenrad (30) steht, die beide stirnseitig von Einsetzteilen (41,42) gefaßt in einer längeren Hülse (60) angeordnet sind, wobei die Achse (100) des Innenrotors (20) und die Achse der Hülse (101) parallel versetzt sind;

15 (b) ein Zufuhrschlauch (SH) an der Hülse (60) oder einem (41) der Einsetzteile (41,42) fest anbringbar ist, um ein Antriebsfluid (V) durch eine axiale Einlaßöffnung (41n) eines der Einsetzteile (41) zu den kämmenden Rädern (20,30) zu führen.

20 10. Motor oder Pumpe nach einem der vorigen Ansprüche, die in einer Größenordnung gefertigt sind, die unterhalb von 10mm Durchmesser, insbesondere unterhalb von 3mm Durchmesser liegt, bei einer axialen Länge von unter 10mm, wobei die Pumpe oder der Motor weitgehend durch Drahterosion, ggf. unter vom Fertigungsumfang her stark begrenzter Senkerosion für die nicht zylindrischen Formen, wie Nierenuten (41k,42k) gefertigt sind.

25 11. **Verfahren** zum uniaxialen Ineinanderfügen und Montieren von - in Fügerichtung weitestgehend zylindrischen - Funktionsteilen (20,30,50,41,42,60) einer Pumpe oder eines Motors kleinster Baugröße (Mikropumpe, Mikromotor), insb. im Bereich unter 10 mm Durchmesser, bei dem ein erstes und ein zweites Einsetzteil (41,42) stirnseitig in eine Hülse (60) eingeschoben werden, um zwischen ihnen einen Innenrotor (20) und einen Außenrotor (30) mit gegeneinander versetzten Achsen (101,100) in axialer Richtung zu halten.

30 12. Motor nach Anspruch 10 oder 9, bei dem auch die Auslaßöffnung (42n) eine axiale Richtung, parallel zu den Achsen (100,101) von Hülse und Innenrotor (20) aufweist.

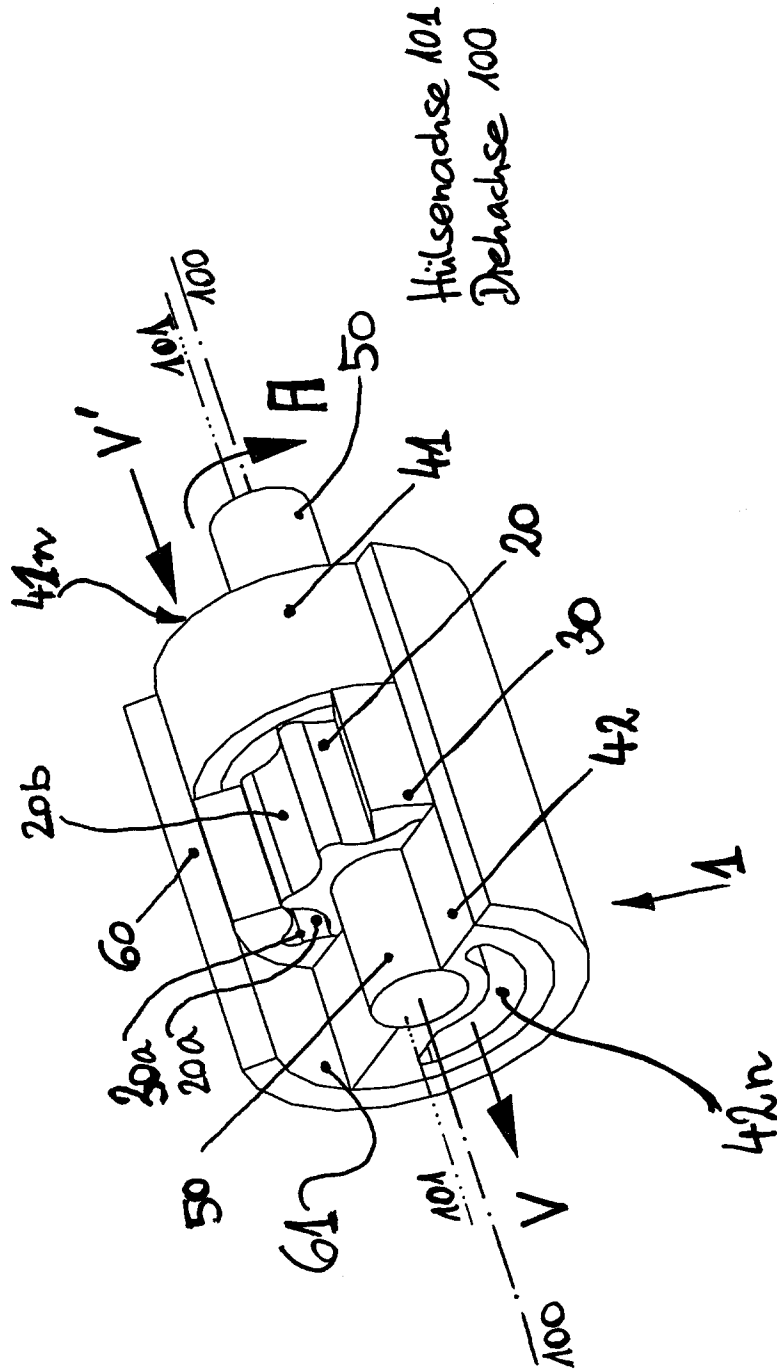
35

40

45

50

55



Figur 1

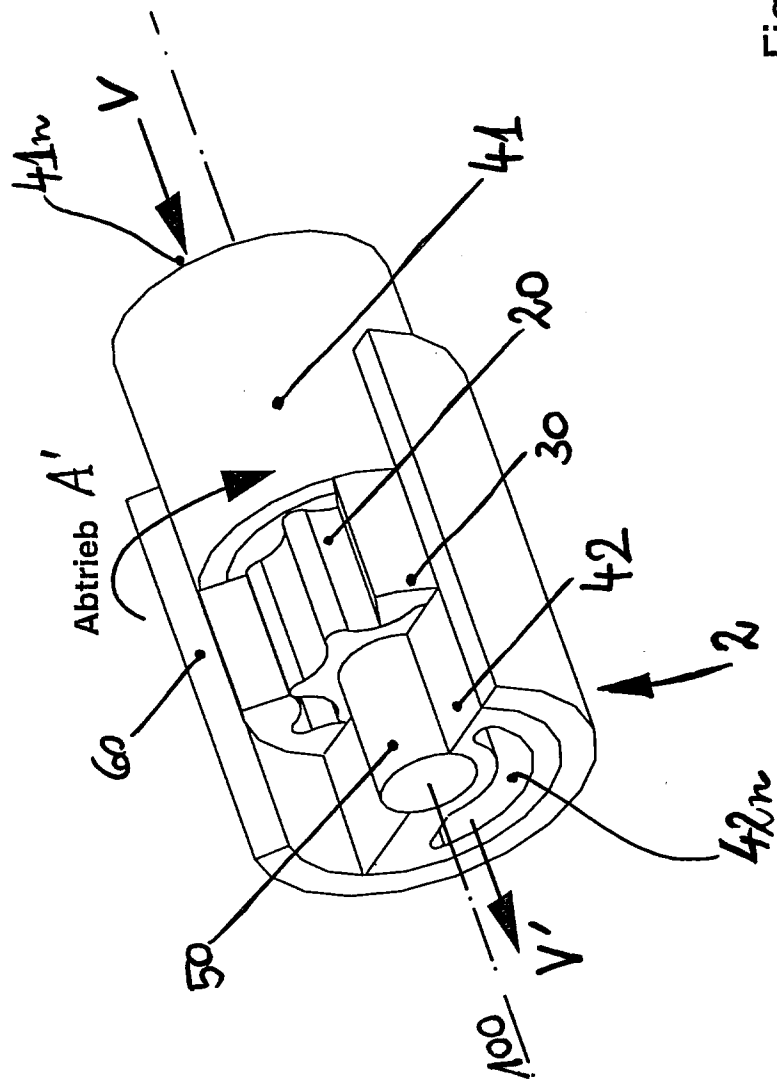
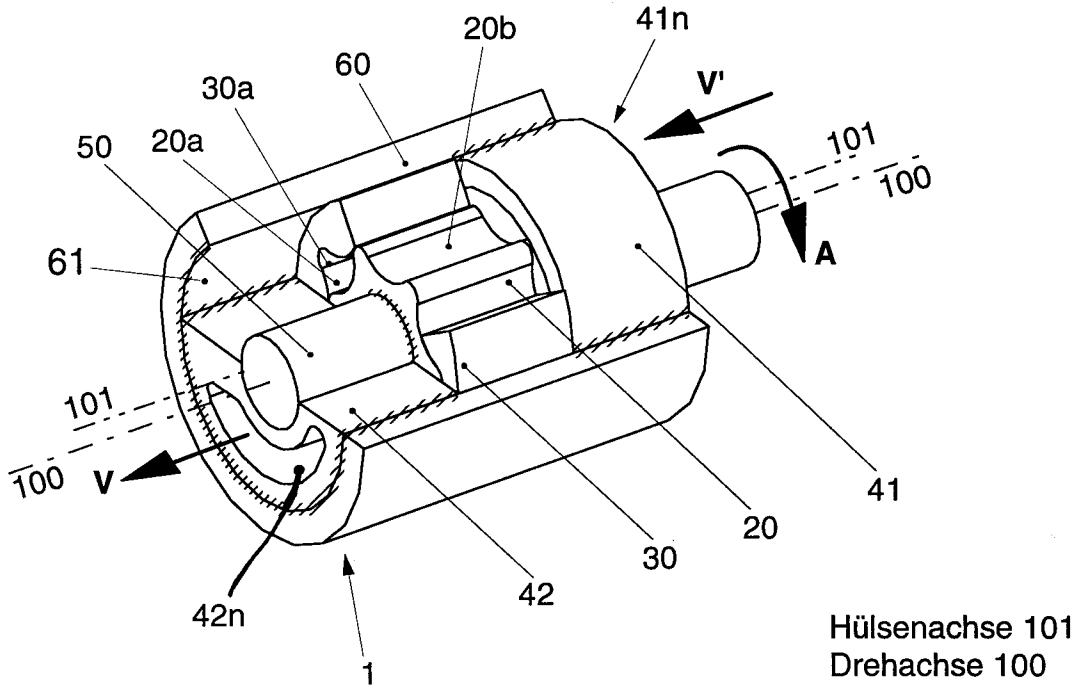
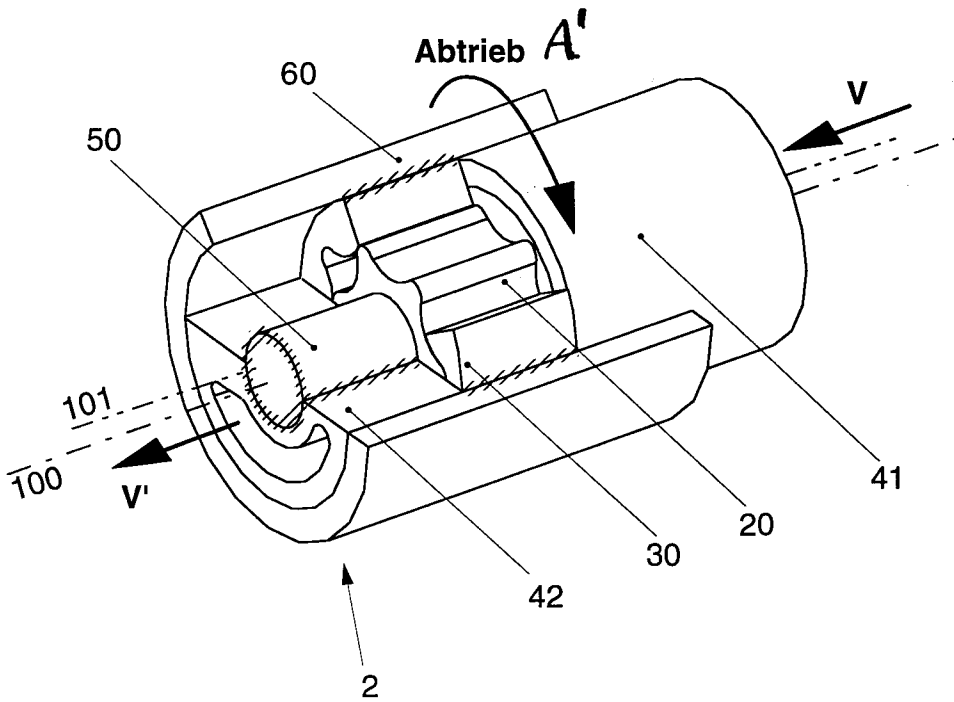


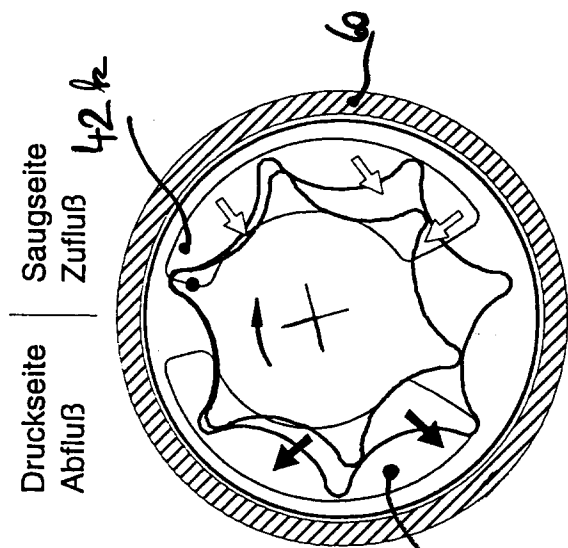
Figure 2



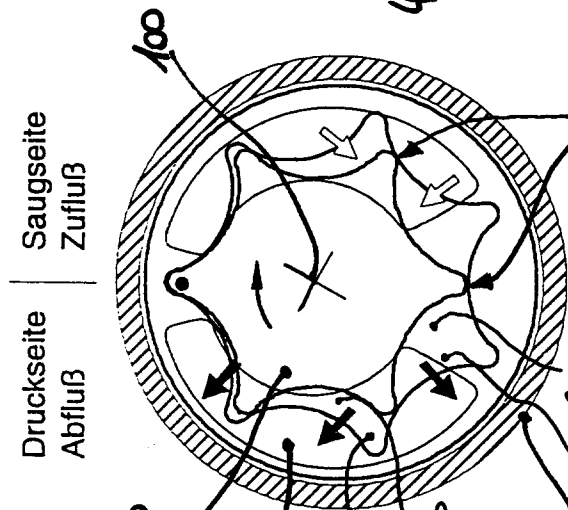
Figur 1a



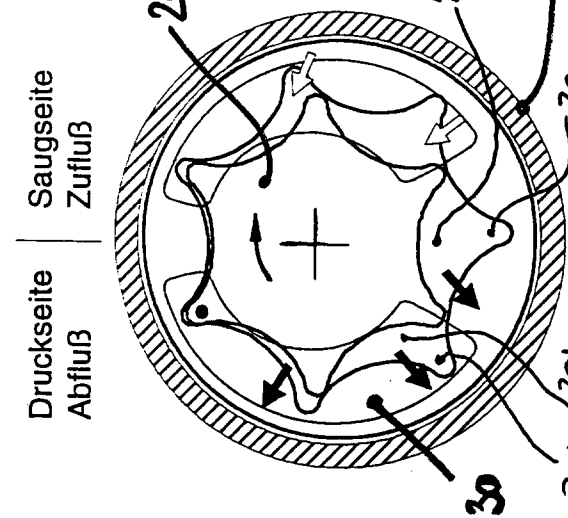
Figur 2a



Figur 3c

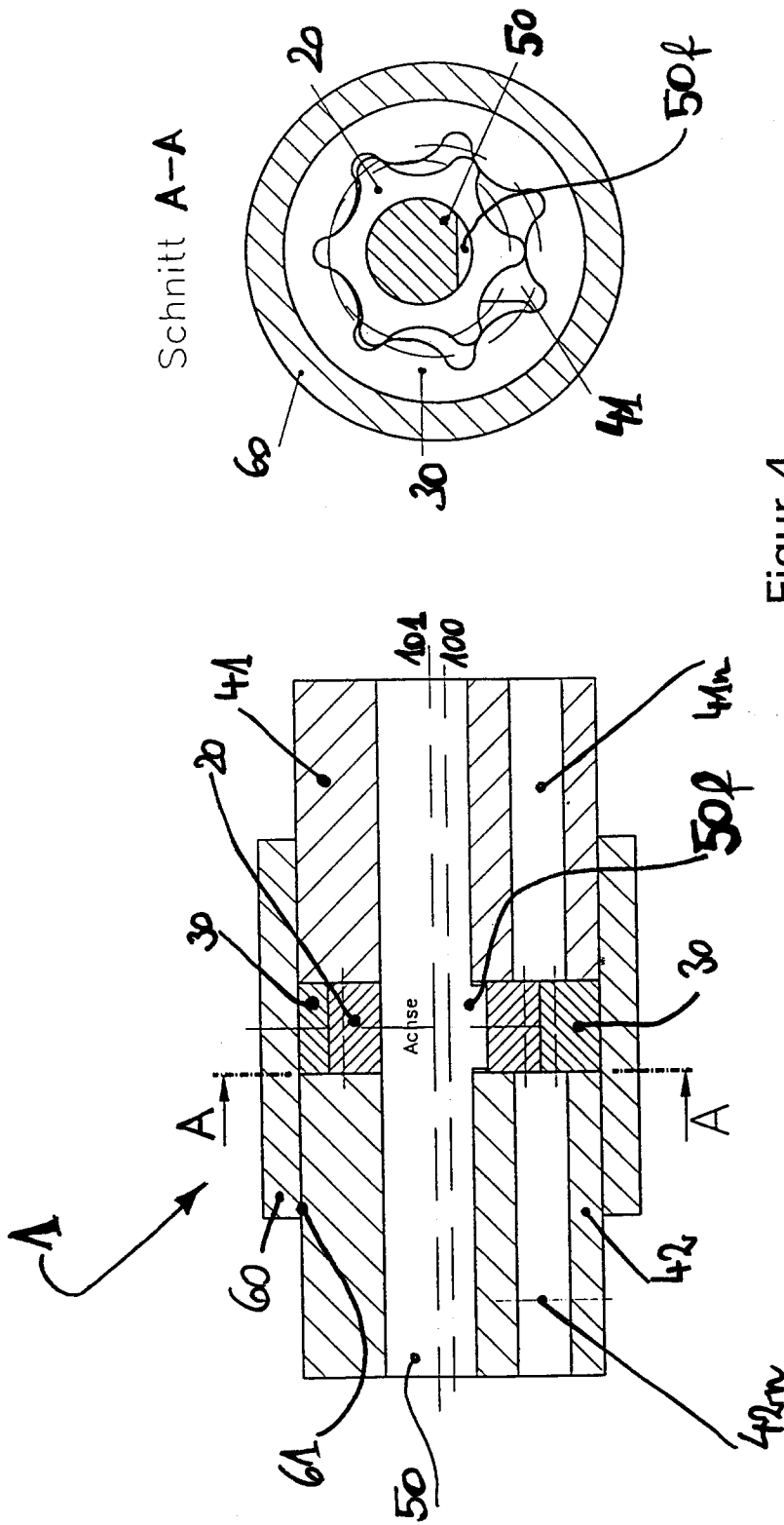


Figur 3b



Figur 3a

Dichtlinien



Figur 4

41m, 42m in
Schnittebene gestrichelt.

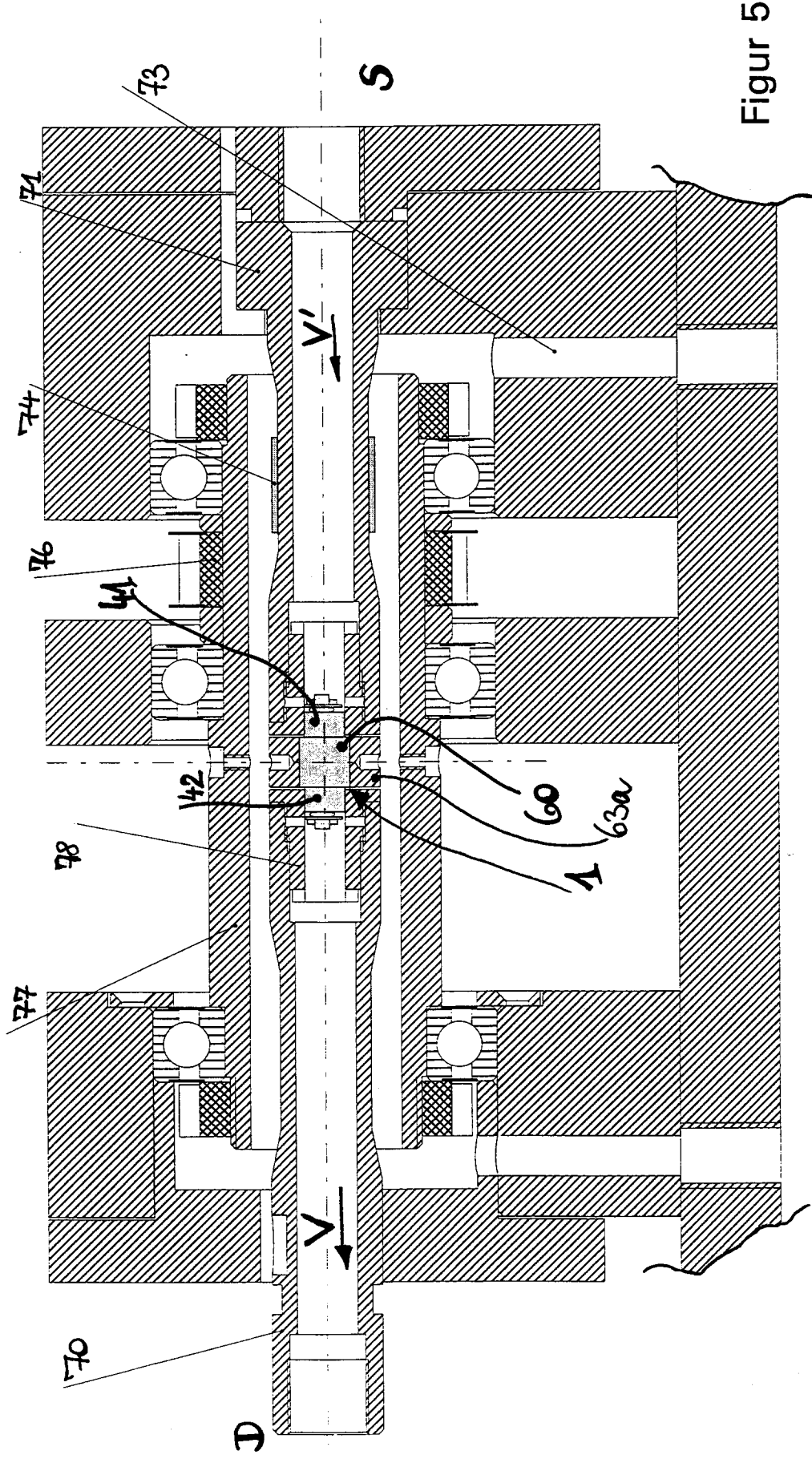
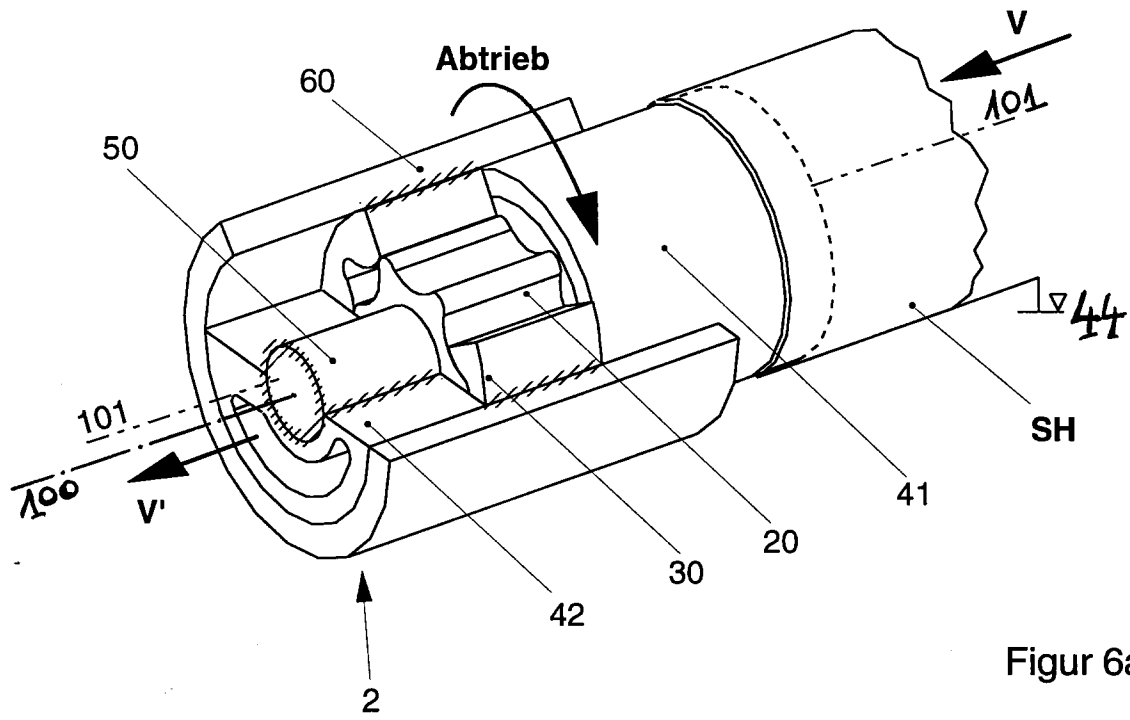
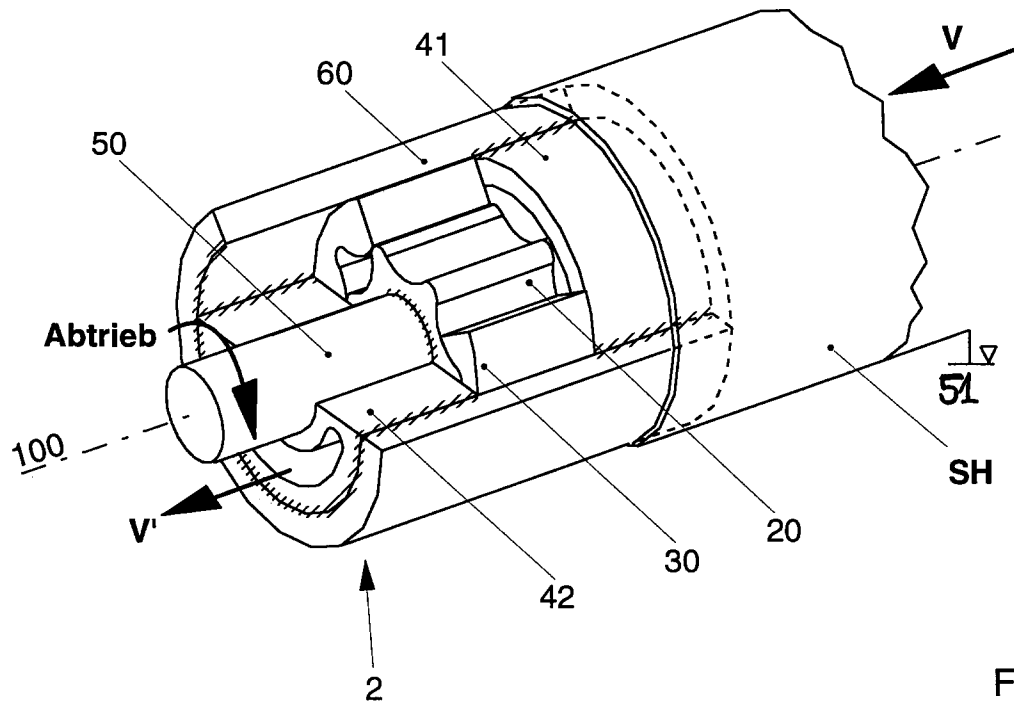


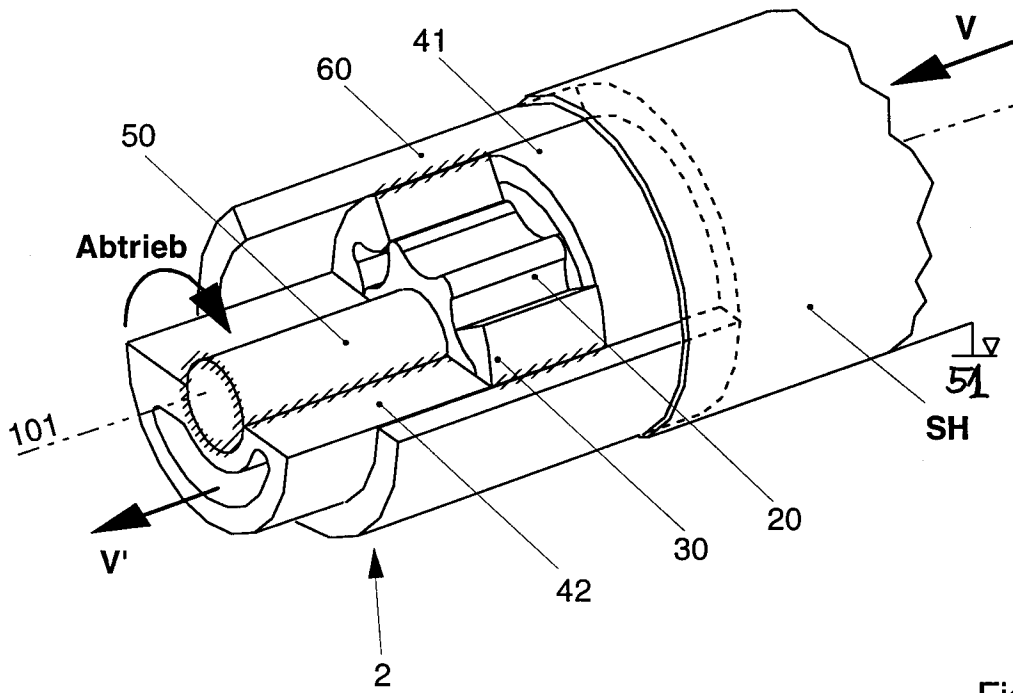
Figure 5



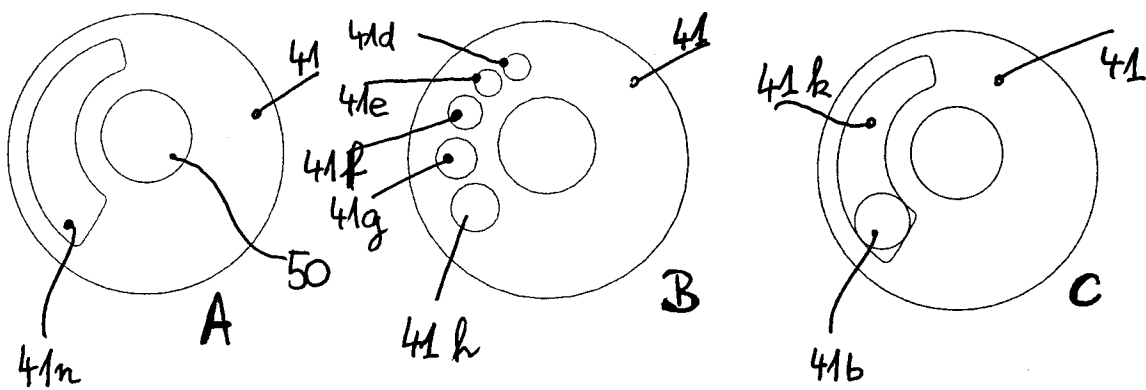
Figur 6a



Figur 6b

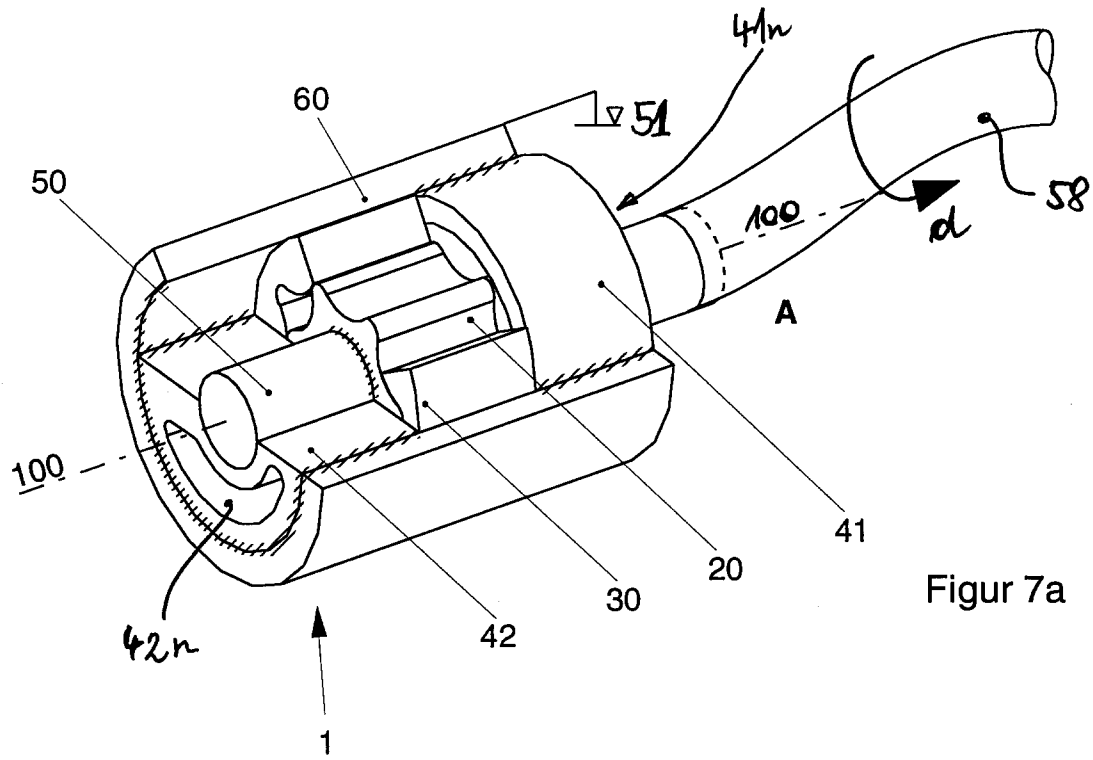


Figur 6c

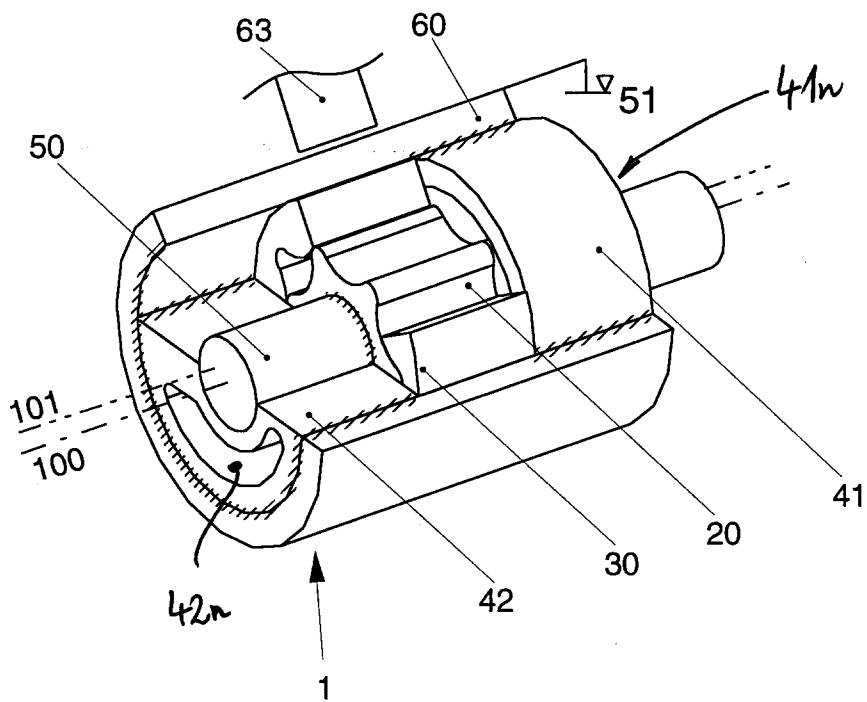


Figur 8

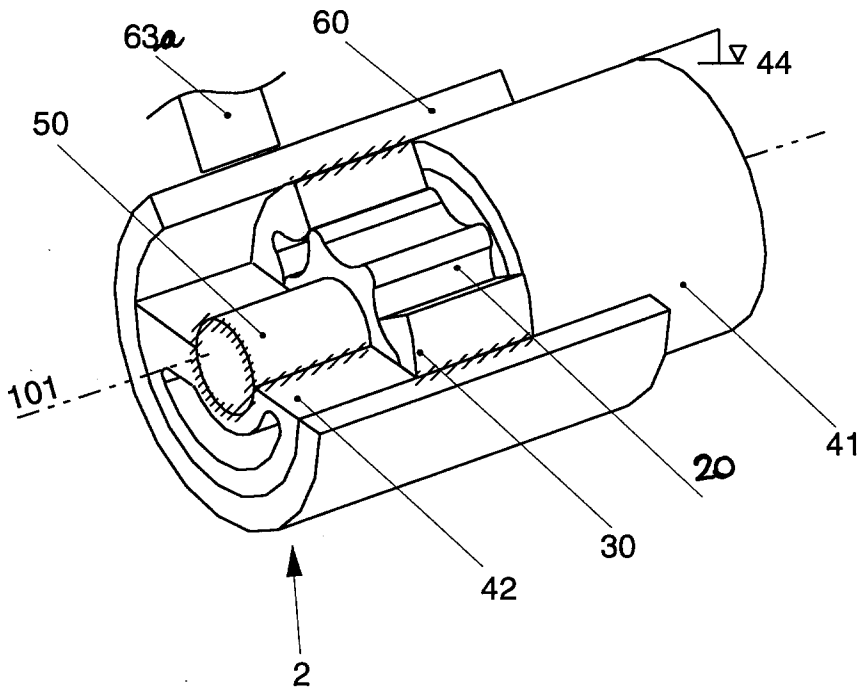
ebenso für
Antrieb 42



Figur 7a



Figur 7b



Figur 7c



Figur 7d



Europäisches
Patentamt

EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

Nummer der Anmeldung
EP 96 10 8658

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (Int.Cl.6)
A	DE-A-43 03 328 (VDO ADOLF SCHINDLING AG) * das ganze Dokument * ---	1-3,5, 11,12	F04C2/10 F04C13/00
A	DE-B-11 38 639 (PATIN) * das ganze Dokument * ---	1,2,5,9	
A	PATENT ABSTRACTS OF JAPAN vol. 15, no. 39 (M-1075), 30.Januar 1991 & JP-A-02 277983 (NIKKISO CO. LTD.), 14.November 1990, * Zusammenfassung * ---	1,7	
A	PATENT ABSTRACTS OF JAPAN vol. 14, no. 174 (M-0959), 5.April 1990 & JP-A-02 027181 (TOKYO TATSUNO CO. LTD.), 29.Januar 1990, * Zusammenfassung * ---	1,2,7	
A	EP-A-0 501 236 (FRESENIUS AG) * das ganze Dokument * ---	1,7	
A	GB-A-2 269 858 (CONCENTRIC PUMPS LTD.) -----		
			RECHERCHIERTE SACHGEBIETE (Int.Cl.6)
			F04C F03C F01C
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt			
Recherchenort DEN HAAG		Abschlußdatum der Recherche 29.August 1996	Prüfer Dimitroulas, P
KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTE		T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze E : älteres Patentdokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist D : in der Anmeldung angeführtes Dokument L : aus andern Gründen angeführtes Dokument & : Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument	
X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie A : technologischer Hintergrund O : mündliche Offenbarung P : Zwischenliteratur			

EPO FORM 1503 03.82 (P/MCO3)