



(10) **DE 10 2012 102 272 A1** 2013.09.19

(12)

Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2012 102 272.0**

(22) Anmeldetag: **19.03.2012**

(43) Offenlegungstag: **19.09.2013**

(51) Int Cl.: **F04B 13/00 (2012.01)**

(71) Anmelder:

B. Braun Melsungen AG, 34212, Melsungen, DE

(74) Vertreter:

**WINTER, BRANDL, FÜRNISS, HÜBNER, RÖSS,
KAISER, POLTE, Partnerschaft, 80336, München,
DE**

(72) Erfinder:

EBERHARD, Dietmar, 79341, Kenzingen, DE

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht
gezogene Druckschriften:

US 2011 / 0 021 990 A1

US 2011 / 0 206 545 A1

US 4 854 836 A

Rechercheantrag gemäß § 43 Abs. 1 Satz 1 PatG ist gestellt.

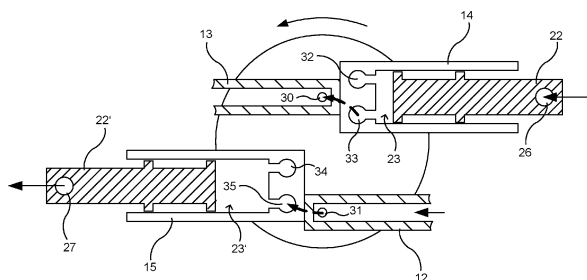
Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **Kolbenpumpe; Vorrichtung zur Zuführung und Dosierung eines Fluids für medizinische Zwecke mittels Kolbenpumpe**

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft eine Kolbenpumpe zur Förderung eines Fluids, umfassend wenigstens zwei Zylinder (14; 15) mit jeweils einem Kolben (22; 22'), der mittels eines Antriebs (90) innerhalb des zugehörigen Zylinders (14; 15) entlang der Längsachse des Zylinders (14; 15) bewegbar ist, wobei die Zylinder (14; 15) auf einem gemeinsamen Pumpenflansch (10) angebracht sind. In jedem Zylinder (14; 15) bildet sich eine Kammer (23; 23') mit veränderlichem Volumen aus, wenn der zugehörige Kolben (22; 22') im Zylinder (11; 11') bewegt wird. Die Erfindung zeichnet sich dadurch aus, dass sich der Pumpenflansch (10) entlang der Bewegungsrichtung der Kolben (22; 22') erstreckt, und auf dem Pumpenflansch (10) wenigstens ein Einlassstutzen (12) und ein Auslassstutzen (13) angebracht sind, deren Längsachsen entlang dem Pumpenflansch (10) verlaufen. Ferner ist auf der den Zylindern (14; 15) abgewandten Seite des Pumpenflansches (10) eine zentrale Ventilscheibe (20) angebracht, die an dem Pumpenflansch (10) anliegt und sich bei Förderbetrieb der Kolbenpumpe stetig dreht, wobei die Drehachse der Ventilscheibe (20) quer zum Pumpenflansch (10) verläuft. Im Bereich der Einlass- und Auslassstutzen (12; 13) sind darüber hinaus jeweils Durchlässe (30; 31) und im Bereich der Zylinder (14; 15) jeweils Zylinderöffnungen (32; 33; 34; 35) in den Pumpenflansch (10) eingebracht. Dabei weist die Ventilscheibe (20) flanschseitig wenigstens zwei Vertiefungen (24; 25) auf, von denen eine erste Vertiefung (25) bei Drehung der Ventilscheibe (20) in eine erste Winkelposition mit einer Zylinderöffnung (32) eines ersten Zylinders (14) und einem Durchlass (30) des Auslassstutzens (13) in Deckung ist, während die zweite Vertiefung (24) in dieser ersten Winkelposition mit dem Durchlass (31) des Einlassstutzens (12) und einer Zylinderöffnung (34) in dem zweiten Zylinder (15) in Deckung ist. Die erste Vertiefung (25) ist dann bei Drehung der Ventilscheibe (20) in eine zweite

Winkelposition mit dem Durchlass (30) im Auslassstutzen (13) und einer Zylinderöffnung (35) im zweiten Zylinder (15) in Deckung, während die zweite Vertiefung (24) in dieser zweiten Winkelposition mit dem Durchlass (31) im Einlassstutzen (12) und einer Zylinderöffnung (33) im ersten Zylinder (14) in Deckung ist.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft eine Kolbenpumpe zur Förderung eines Fluids, umfassend wenigstens zwei Zylinder mit jeweils einem Kolben, der mittels eines Antriebs innerhalb des zugehörigen Zylinders entlang der Längsachse des Zylinders bewegbar ist, wobei die Zylinder auf einem gemeinsamen Pumpenflansch angebracht sind. In jedem Zylinder bildet sich eine Kammer mit veränderlichem Volumen aus, wenn der zugehörige Kolben im Zylinder bewegt wird.

[0002] Die Erfindung betrifft ferner eine Vorrichtung zur Zuführung und Dosierung eines Fluids für medizinische Zwecke, wobei die Vorrichtung eine solche Kolbenpumpe umfasst.

[0003] Kolbenpumpen eignen sich insbesondere für den Einsatz in der medizinischen Infusionstechnik. Dort kommen derzeit vorwiegend Schlauch- und Spritzenpumpen zum Einsatz. Schlauchpumpen, die nach dem Peristaltikprinzip arbeiten, werden vor allem dann eingesetzt, wenn größere Flüssigkeitsmengen verabreicht werden sollen. Eine Bereitstellung dieser Flüssigkeitsmengen erfolgt beispielsweise durch Infusionsbeutel. Bei Spritzenpumpen ist das Fördervolumen durch den Spritzenkörper begrenzt und umfasst in der Regel nicht mehr als 50 ml, wobei einige Modelle auch einen Flüssigkeitsvorrat von bis zu 100 ml ermöglichen.

[0004] Schlauchpumpen nach dem Peristaltikprinzip sind sehr verbreitet und werden auch ambulatorisch z.B. für die künstliche Ernährung eingesetzt. Aufgrund ihres Pumpprinzips ist ihre Fördergenauigkeit jedoch schlechter als die der Spritzenpumpen. Ferner ist das sichere Verschließen der Ein- und Auslassstutzen von entscheidender Bedeutung, wobei herkömmliche Infusions-Sets, deren Fluidförderfunktion über ein Peristaltik-Segment ermöglicht wird, zur Unterbindung eines schwerkraftinduzierten Fluidflusses meist eine sogenannte "Free Flow Klemme" besitzen, die den Schlauch einfach abdrückt.

[0005] Bei diesen Einsatzgebieten ist darüber hinaus eine zuverlässige Okklusionserkennung unverzichtbar, da eine nicht erkannte Unterförderung ein hohes medizinisches Risiko darstellen kann. Die Erkennung einer Okklusion erfolgt dabei meist durch eine indirekte Messung des Innendrucks in einem Schlauch, der zur Zuführung einer Flüssigkeit zu einem Patienten dient. Besteht eine Okklusion, erhöht sich beispielsweise stromab der Pumpe der Innendruck im Schlauch, was indirekt gemessen werden kann. Hierzu wird der runde Schlauchquerschnitt oftmals durch eine Vorspannkraft elliptisch verformt und der zu bestimmende Innendruck des Schlauchs erhöht oder vermindert diese Vorspannkraft, die dann mittels eines Kraftsensors ermittelt werden kann. Die DE 38 38 689 C1 offenbart exemplarisch ein derarti-

ges Verfahren zur Druckmessung und Okklusionserkennung.

[0006] Beim Einlegen eines Schlauchsets in eine Pumpe muss nach heutigem Stand der Technik daher oftmals das für eine Okklusionssensorik zuständige Schlauchsegment zusätzlich per Hand in spezielle Halterungen eingelegt werden, was nicht nur im Bereich der häuslichen Pflege problematisch sein kann. Nachteilig bei dieser Methode ist ferner, dass die Verformung des Schlauchs in der Regel zu einem über Stunden anhaltenden Kriechvorgang führt. Dieses Kriechen baut Spannungen im Schlauchquerschnitt ab, was zu einer stetigen Änderung der gemessenen Kraft führt. Die durch das Kriechen verursachte und unerwünschte Kraftänderung ist in einer ähnlichen Größenordnung wie der gewünschte Messeffekt durch die Variation des Schlauchinnendrucks und erschwert somit die sichere Erkennung einer Okklusion. Spezielle Elastomere wie beispielsweise Silikone weisen ein deutlich vermindertes Kriechverhalten auf und sind daher als Schlauchsegment für die Okklusionssensorik prädestiniert. Eine Verbindung von Silikon- mit Nichtsilikonmaterialien ist allerdings sehr aufwändig, da prozesssichere Klebungen nicht möglich sind.

[0007] Periodisch arbeitende Kolbenpumpen weisen wie Spritzenpumpen eine hohe Fördergenauigkeit auf und können Fluide wie Peristaltikpumpen aus einem austauschbaren Vorratsbehälter ansaugen und weiterfördern. Eine derartige Pumpe ist beispielsweise in der US 7,887,308 B2 beschrieben. Diese offenbart verschiedene Kolbenpumpen mit einer hin- und her rotierenden Ventilscheibe, um die Pumpfunktion zu gewährleisten. Ihre Funktion ist allerdings auf eine alleinige Pumpfunktion beschränkt. Da die Ein- und Auslassverbindungen an der sich hin- und her bewegenden Ventilscheibe angebracht sind, bewegen sich die Verbindungsschläuche ferner mit der Pumpbewegung, wodurch viel Bauraum beansprucht wird.

[0008] Darüber lässt sich bei den aus der US 7,887,308 B2 bekannten Pumpen eine notwendige Okklusionssensorik nicht kompakt in den Pumpenkörper integrieren. Bedingt durch drei mechanische Kopplungen für den Antrieb (2 × Kolben und 1 × Ventilscheibe) ist die Antriebsschnittstelle der Pumpe nach US 7,887,308 B2 ferner mechanisch hochgradig überbestimmt, wodurch das Einlegen erschwert wird. Aufwändige und präzise Führungen der Pumpe während des Einlegens bzw. der Entnahme sind für eine sichere und einfache Handhabung zwingend notwendig.

[0009] Eine Free Flow-Klemmenfunktion oder weitere Sensorikkomponenten sind bei den Pumpenausführungen der US 7,887,308 B2 ebenfalls nicht integriert. Bei einem nicht in den Pumpenkörper eingelegten Infusions-Set kann daher durch eine druck-

induzierte Bewegung der Kolben eine Förderung von einer Zylinderfüllung erfolgen. Im Gegensatz zum gewohnten Befüllen eines Infusions-Sets durch Schwerkraft vor der Therapie (Priming), erlaubt die in US 7,887,308 B2 beschriebene Kolbenpumpe nur eine Befüllung des Infusions-Sets durch Inbetriebnahme der Kolbenpumpe selbst. Werden Infusions-Sets beispielsweise in einer zentralen Klinikeinheit befüllt und sollen anschließend in andere Pumpenantriebe in der Nähe der Patienten eingelegt werden, muss das Befüllen mit einer definierten Kolben- und Ventilscheibenstellung abgeschlossen werden, da sonst ein Einlegen in den anderen Pumpenantrieb nicht möglich ist. Da das Ende einer Befüllung kaum mit dieser Initialposition von Kolben und Ventilscheibe übereinstimmen wird, ist eine Überförderung vonnöten, die zu einem Austritt von Fluiden am patientenseitigen Ende der Infusions-Sets führt.

[0010] Aufgabe der Erfindung ist es daher, eine Kolbenpumpe und damit auch eine Vorrichtung zur Zuführung und Dosierung eines Fluids für medizinische Zwecke bereitzustellen, welche sowohl für die Pumpenfunktion als auch für zusätzliche Komponenten wie eine Okklusions- und Ultraschallsensorik eine kompakte Bauweise und einfache Handhabung ermöglicht. Ferner soll eine sichere Absperrfunktion realisierbar sein.

[0011] Erfindungsgemäß wird diese Aufgabe durch eine Kolbenpumpe gemäß dem unabhängigen Anspruch 1 gelöst. Vorteilhafte Weiterbildungen dieser Kolbenpumpe ergeben sich aus den Unteransprüchen 2–14. Die Aufgabe wird ferner durch eine Vorrichtung zur Zuführung und Dosierung eines Fluids für medizinische Zwecke gemäß Anspruch 15 gelöst.

[0012] Die erfindungsgemäße Kolbenpumpe dient zur Förderung eines Fluids und umfasst wenigstens zwei Zylinder mit jeweils einem Kolben, der mittels eines Antriebs innerhalb des zugehörigen Zylinders entlang der Längsachse des Zylinders bewegbar ist. Dabei sind die Zylinder auf einem gemeinsamen Pumpenflansch angebracht, und in jedem Zylinder bildet sich eine Kammer mit veränderlichem Volumen, wenn der zugehörige Kolben im Zylinder bewegt wird.

[0013] Erfindungsgemäß erstreckt sich der Pumpenflansch entlang der Bewegungsrichtung der Kolben, und auf dem Pumpenflansch sind wenigstens ein Einlassstutzen und ein Auslassstutzen angebracht, deren Längsachsen ebenfalls entlang dem Pumpenflansch verlaufen. In einem bevorzugten Ausführungsbeispiel der Erfindung erstreckt sich der Pumpenflansch parallel zur Bewegungsrichtung der Kolben, und die Ein- und Auslassstutzen verlaufen ebenfalls parallel zum Pumpenflansch. Allerdings sind auch Abweichungen von der Parallelität von der Erfindung umfasst, so dass sich der Pumpenflansch auch

lediglich in Richtung der Bewegungsrichtung des Kolbens erstrecken kann, während die Ein- und Auslassstutzen ebenfalls in Richtung des Pumpenflansches verlaufen. Die Abweichung von der Parallelität kann beispielsweise in der Größenordnung von 1–20° liegen, ist jedoch nicht auf diese Werte beschränkt.

[0014] Auf der den Zylindern abgewandten Seite des Pumpenflansches ist erfindungsgemäß ferner eine zentrale Ventilscheibe angebracht, die an dem Pumpenflansch anliegt und sich bei Förderbetrieb der Kolbenpumpe stetig dreht. Dabei verläuft die Drehachse der Ventilscheibe quer und vorzugsweise senkrecht zum Pumpenflansch. Im Bereich der Einlass- und Auslassstutzen sind jeweils Durchlässe und im Bereich der Zylinder jeweils Zylinderöffnungen in den Pumpenflansch eingebracht, wobei die Ventilscheibe flanschseitig wenigstens zwei Vertiefungen aufweist, von denen eine erste Vertiefung bei Drehung der Ventilscheibe in eine erste Winkelposition mit einer Zylinderöffnung eines ersten Zylinders und einem Durchlass des Auslassstutzens in Deckung ist, während die zweite Vertiefung in dieser ersten Winkelposition mit dem Durchlass des Einlassstutzens und einer Zylinderöffnung in dem zweiten Zylinder in Deckung ist. Die erste Vertiefung ist ferner bei Drehung der Ventilscheibe in eine zweite Winkelposition mit dem Durchlass im Auslassstutzen und einer Zylinderöffnung im zweiten Zylinder in Deckung, während die zweite Vertiefung in dieser zweiten Winkelposition mit dem Durchlass im Einlassstutzen und einer Zylinderöffnung im ersten Zylinder in Deckung ist.

[0015] Durch diese Anordnung von Zylindern, Stutzen und einer Ventilscheibe an einem gemeinsamen Flansch lässt sich für die erfindungsgemäße Kolbenpumpe eine sehr kompakte Bauweise erreichen, ohne dass unbewegliche oder bewegliche Bauteile zu viel Bauraum benötigen. Dies ist insbesondere dann der Fall, wenn die Längsachsen der Zylinder und/oder die Längsachsen der Einlass- und Auslassstutzen in etwa in die gleiche Richtung oder sogar parallel zueinander verlaufen. Ferner sind die Bewegungsrichtungen der Kolben vorzugsweise gleich.

[0016] Im Gegensatz beispielsweise zu der aus der US 7,887,308 B2 bekannten Pumpe liegt ferner die Ebene der Ventilscheibe im Wesentlichen parallel zur Hauptmontageebene der Pumpe. Da die Ventilscheibe beim Einlegen mechanisch an den Antrieb angekoppelt werden muss, ergeben sich bessere mechanische Gestaltungsmöglichkeiten, die auf einer verbesserten ergonomischen Handhabung beruhen. Beispielsweise entfällt ein komplexer Doppel-Exzenterantrieb zur Funktionssteuerung der Pumpe, wie er nach der US 7,887,308 B2 vorgesehen ist. Auch bewegte Schlauchsegmente können vermieden werden, was eine deutlich einfachere Assemblierung ermöglicht.

[0017] Im Vergleich zu Peristaltikpumpen wird darüber hinaus durch das Kolbenpumpenprinzip eine deutlich höhere Genauigkeit erreicht. Insbesondere bei der kurzzeitigen Flusskonstanz, die aus den sogenannten "Trompetenkurven" ersichtlich ist, ist das Kolbenpumpenprinzip dem Peristaltikpumpenprinzip deutlich überlegen. Die Toleranzanforderungen werden durch eine Ventilscheibe, die nur auf einer Seite eine Dichtfunktion hat, ebenfalls deutlich entschärft.

[0018] In einem Ausführungsbeispiel der Erfindung sind die Vertiefungen der Ventilscheibe bei Drehung der Ventilscheibe in wenigstens eine dritte Winkelposition mit keiner Zylinderöffnung in Deckung. Vor der Entnahme des Infusions-Sets kann die Ventilscheibe daher durch eine entsprechende motorische Drehung in eine Position gedreht werden, in der analog zu Peristaltik-Infusions-Sets ein kompletter Free Flow-Schutz möglich ist. Vorzugsweise liegt diese wenigstens eine dritte Winkelposition zwischen den beiden zuvor genannten Winkelpositionen, in der die beiden Zylinder ansaugen bzw. ausstoßen.

[0019] Vorzugsweise bewirkt der Antrieb sowohl die Bewegung der Kolben, als auch die Drehung der Ventilscheibe. Dabei ist der Antrieb in einem Ausführungsbeispiel der Erfindung ein Exzenterantrieb mit einer Exzenter Scheibe und einem die Exzenter Scheibe umgebenden Rahmen, wobei der Drehpunkt V der Ventilscheibe von dem Drehpunkt E der Exzenter Scheibe abweicht. Ferner bewirkt eine rotatorische Antriebseinheit bei Förderbetrieb der Kolbenpumpe die Drehung der Ventilscheibe, wobei die Antriebseinheit so an die Exzenter Scheibe gekoppelt ist, dass sich die Exzenter Scheibe mit der Ventilscheibe dreht und an zwei gegenüber liegenden Rahmenflanken an den Rahmen anläuft, wodurch sich der Rahmen in Richtung der beiden Rahmenflanken hin- und her bewegt. Die Kolben sind jeweils so an den Rahmen gekoppelt, dass die Hin- und Herbewegung des Rahmens auf die Kolben übertragbar ist. Auf diese Weise kann sowohl die Bewegung der Kolben, als auch die Drehung der Ventilscheibe kompakt durch einen gemeinsamen Antrieb realisiert werden.

[0020] Vorzugsweise ist die Exzenter Scheibe dabei lösbar an die Antriebseinheit gekoppelt. Hierfür kann die Exzenter Scheibe beispielsweise ringförmig ausgebildet sein und die Antriebseinheit umgeben, wobei die Antriebseinheit an ihrem Außenumfang eine Nase aufweist, während die Exzenter Scheibe an ihrem Innenumfang einen Zapfen aufweist, der bei Förderbetrieb der Kolbenpumpe an der Nase anliegt. Wird die Ventilscheibe dann durch die Antriebseinheit rückwärts gedreht, löst sich die Nase vom Zapfen und die aktuelle Stellung der Kolben und der Ventilscheibe kann fixiert werden. So kann die Art des Antriebs vorteilhaft für eine Free Flow-Klemmfunktion genutzt werden.

[0021] Optional kann in den Einlassstutzen, den Auslassstutzen und/oder den Pumpenflansch jeweils wenigstens eine Okklusionssensorik integriert sein, die nicht zerstörungsfrei demontierbar ist, wobei der Einlassstutzen, der Auslassstutzen und/oder der Pumpenflansch als Gehäuse der Okklusionssensorik dienen können.

[0022] Beispielsweise kann dazu in einem so gebildeten Gehäuse wenigstens eine Aussparung vorgesehen sein, welche dicht durch eine Sensorkomponente abgedeckt wird, die aus einem druckempfindlichen Material besteht. Dabei ist das Material des Gehäuses härter als das der Sensorkomponente, und die Kolbenpumpe weist einen Kraftsensor auf, mit dem druckinduzierte Veränderungen der Sensorkomponente im Bereich der jeweiligen Aussparung messbar sind.

[0023] Die Erfindung macht sich somit das Funktionsprinzip einer Druckmembran zunutze, setzt dieses jedoch nicht in einem separaten Bauteil ein, sondern integriert eine entsprechende Sensorkomponente in Gehäuse aus einem harten Material, durch den ein Fluid ohnehin gefördert wird. Dabei basiert die zu integrierende mechanische Sensorkomponente der Okklusionssensorik auf dem Prinzip der Druckmessung im Fluid und wird durch ein elastisches Material realisiert, das sich physikalisch analog einer Druckmembran verhält. Ein Stutzen und/oder der Pumpenflansch selbst bilden dabei eine druckempfindliche Hartkomponente, die sich bei den auftretenden Druckänderungen nicht verformt. Aufgrund der auftretenden Verformungen der Sensorkomponente als Weichkomponente kann dagegen auf den Innendruck im Stutzen geschlossen werden.

[0024] Die Okklusionssensorik kann platzsparend direkt in ein solches Gehäuse integriert werden, was eine sehr kompakte Bauweise ermöglicht. Bei einem Stutzen kann es sich um einen Einlass- und/oder Auslassstutzen handeln, der das Fluid zu einer Pumpe bzw. von dieser zu einem Patienten führt. Die Sensorik kann auf diese Weise Okklusionen vor und/oder hinter einer Pumpe erkennen. Wird der zugehörige Stutzen entsprechend so positioniert, dass er kompakt mit einer Pumpe in einem Gehäuse untergebracht werden kann, wird durch die Okklusionssensorik an diesem Stutzen kaum weiterer Bauraum benötigt.

[0025] Die Sensorkomponente ist dabei vorzugsweise ein integraler und nicht demontierbarer Bestandteil eines jeweiligen Gehäuses, so dass sie auch nicht bei Inbetriebnahme der Vorrichtung installiert oder sogar ausgerichtet werden muss. Dies erleichtert die Handhabung der Vorrichtung und vermeidet Einrichtungsfehler und somit auch Messfehler.

[0026] Vorzugsweise hat der Kraftsensor im Bereich einer Aussparung im Gehäuse Kontakt mit der Oberfläche der Sensorkomponente, wobei der Kraftsensor beispielsweise einen Stempel aufweist, der im Bereich der Aussparung in direktem Kontakt mit der Oberfläche der Sensorkomponente steht. So kann eine Veränderung der Ausdehnung der Sensorkomponente in diesem Bereich gemessen werden.

[0027] Ferner besteht die Sensorkomponente zweckmäßigerweise aus einem Elastomer, wobei es sich insbesondere um Silikon oder ein thermoelastisches Elastomer handeln kann. So können die physikalischen Eigenschaften dieser speziellen Elastomere vorteilhaft genutzt werden, was insbesondere ein geringes Kriechverhalten beinhaltet. Eine stoffschlüssige Verbindung von Silikon- und Nichtsilikonmaterialien ist dabei jedoch nicht erforderlich, da für eine dichte Verbindung zwischen Stutzen und Sensorkomponente geeignete Verfahren wie beispielsweise Spritzgussverfahren eingesetzt werden können. So können das jeweilige Gehäuse und die Sensorkomponente in einem Zweikomponentenverfahren hergestellt werden. Alternativ kann die Verbindung zwischen Stutzen und Sensorkomponente auch durch andere Verbindungstechniken hergestellt werden, wobei beispielsweise Steck-, Klick-, Schraub- oder auch Klebeverbindungen in Frage kommen.

[0028] In einem Ausführungsbeispiel der Okklusionssensorik ist die Sensorkomponente ein Schlauch, der einen Stutzen formschlüssig umgibt, so dass sie eine Aussparung im Stutzen dicht von außen abdeckt. In einem anderen Ausführungsbeispiel ist dieser Schlauch formschlüssig innerhalb eines Stutzens angebracht, so dass die Sensorkomponente eine entsprechende Aussparung dicht von innen abdeckt. Dabei haben der Stutzen und die Sensorkomponente zweckmäßigerweise einen ähnlichen oder gleichen Querschnitt. Beispielsweise kann ein Schlauch mit rundem Querschnitt formschlüssig in einen runden Stutzen eingebracht werden bzw. diesen umschließen.

[0029] Allerdings kann es auch vorteilhaft sein, wenn die Sensorkomponente einen elliptischen Querschnitt hat, wobei eine flache Seite der Sensorkomponente im Bereich der Aussparung angeordnet ist. Dies kann sowohl für innen als auch für außen liegende Sensorkomponenten der Fall sein, wobei der Querschnitt des Stutzens entsprechend angepasst werden kann. Durch diese Form der Weichkomponente hat die Sensorkomponente bereits die für die Innendruckmessung notwendige elliptische Verformung, so dass unerwünschtes Kriechverhalten bei thermoplastischen Elastomeren bereits weitestgehend unterbunden werden kann.

[0030] Der elliptische Querschnitt kann beispielsweise dadurch erreicht werden, dass ein Schlauch mit

ursprünglich rundem Querschnitt entsprechend verformt wird, bevor er an einem Ein- oder Auslassstutzen montiert wird. Die Verformung wird dann nicht durch die Montage bewirkt, sondern um unerwünschtes Kriechverhalten zu unterbinden, erfolgt eine Vorverformung des Schlauches auf den gewünschten elliptischen Querschnitt.

[0031] In einem anderen Ausführungsbeispiel der Okklusionssensorik ist die Sensorkomponente eine speziell geformte Messmembran mit einem Querschnitt, der wenigstens zwei gegenüber liegende Membranseiten aufweist, die jeweils nach innen eingeknickt sind, während eine Membranoberseite, welche die beiden Membranseiten miteinander verbindet, gerade ausgeformt und im Bereich der Aussparung angeordnet ist. Der Kraftsensor liegt somit an einer geraden Fläche der Messmembran an, die nicht mehr durch Eigenspannung verändert wird, so dass sich eine lineare Kraftkennlinie ergibt.

[0032] Weiterhin kann optional in einen Einlassstutzen und/oder in einem Auslassstutzen jeweils eine Ultraschallsensorik zur Erkennung von Luftblasen im jeweiligen Stutzen integriert sein, die vorzugsweise ebenfalls nicht zerstörungsfrei demontierbar ist. In einem Ausführungsbeispiel der Erfindung ist die Ultraschallsensorik so ausgeführt, dass in den Einlass- und/oder Auslassstutzen formschlüssig ein Schlauch eingesteckt ist, durch den Fluid dem Einlassstutzen zugeführt bzw. durch den Fluid aus dem Auslassstutzen abgeführt wird. Dabei sind im Bereich des Schlauches an zwei Seiten des betreffenden Einlass- und/oder Auslassstutzens Flächen zur Ein- und Auskopplung von Ultraschall vorgesehen. Diese Flächen zur Ein- und Auskopplung von Ultraschall können plan ausgeführt sein, sie können jedoch auch anders geformte Oberfläche aufweisen, die an die Form der Ultraschallsensoren angepasst sind.

[0033] Der Einlass- und/oder Auslassstutzen ist vorzugsweise so ausgeformt, dass diese Flächen in einer Ebene liegen. Ferner kann es zweckmäßig sein, dass der Einlass- und/oder Auslassstutzen eine Aussparung aufweist, um eine mögliche Kurzschlussstrecke des Ultraschallwegs an dem zu untersuchenden Schlauchstück vorbei zu verhindern. In einem Ausführungsbeispiel der Erfindung liegt diese Aussparung gegenüber den Flächen zur Ein- und Auskopplung von Ultraschall, die Aussparung kann jedoch beliebig angeordnet sein. Auch mehrere Aussparungen für diesen Zweck sind möglich.

[0034] Mögliche Einsatzgebiete einer so ausgestalteten Pumpe sind u.a. medizinische Einmalartikel von Infusions- oder Dialysesystemen oder Geräte mit Einmalartikeln zur individuellen Dosierung von Medikamenten z.B. im Apothekenbereich. Hier ist das sichere Verschließen der Ein- und Auslassstutzen von entscheidender Bedeutung. Die beschriebene Anord-

nung kann insbesondere in ein medizinisches Infusions-Set integriert werden und kann dort das für die Förderung nötige Peristaltiksegment ersetzen. Die Erfindung ist jedoch nicht auf die Verwendung in Infusions-Sets beschränkt, sondern umfasst allgemein Vorrichtungen zur Zuführung und Dosierung eines Fluids für medizinische Zwecke, wobei die jeweilige Vorrichtung die erfindungsgemäße Kolbenpumpe umfasst.

[0035] In die Kolbenpumpe können dann neben der reinen Pumpenfunktion mechanische Vorrichtungen integriert werden, die den mechanischen Teil der geforderten Fluidsensorik bilden und eine einfache mechanische Schnittstelle zu den externen elektronischen Sensorkomponenten darstellen. Bei Ausformung mit einer Sensorkomponente in einem Stutzen kann sie somit auch das für die Okklusionssensorik wichtige Druckmesssegment ersetzen. Durch die optionale Schnittstelle zu einem Ultraschallsensor, der potentielle Luftblasen erkennen kann, wird eine weitere Voraussetzung für ein kompaktes Kassettensystem für die Pump- und Sensoreinheit geschaffen.

[0036] Die mechanischen Sensorkomponenten müssen dabei nicht als eigenständige Komponenten durch aufwändige Montage oder Assemblierungstechniken in das Pumpenmodul eingesetzt werden, sondern können integrale und nicht demontierbare Bestandteile der Pumpe bilden. Hierzu wurden intelligente Anordnungen und ein Mechanikdesign gefunden, das kostengünstige Herstellungstechniken und insbesondere Mehrkomponenten-Spritzgusstechniken berücksichtigt. Die Pumpe selbst kann als periodisch arbeitende Kolbenpumpe realisiert werden, um die Vorteile der hohen Fördergenauigkeit sowie der Fördermöglichkeit aus einem Vorratsbeutel zu vereinen.

[0037] Die beschriebene Anordnung ist jedoch nicht nur auf die Förderung von Flüssigkeiten beschränkt. Bei guter Abdichtung der Ventilscheibe ist durch das Kolbenpumpenprinzip auch die Förderung von Gasen nicht ausgeschlossen.

[0038] Weitere Vorteile, Besonderheiten und zweckmäßige Weiterbildungen der Erfindung ergeben sich aus den Unteransprüchen und der nachfolgenden Darstellung bevorzugter Ausführungsbeispiele anhand der Abbildungen.

[0039] Von den Abbildungen zeigt:

[0040] [Fig. 1a](#) eine schematische Darstellung des Funktionsprinzips eines Ausführungsbeispiels einer Kolbenpumpe in einer Aufsicht;

[0041] [Fig. 1b](#) eine Kolbenpumpe gemäß [Fig. 1](#) in einem schematischen Querschnitt;

[0042] [Fig. 2](#) eine schematische Darstellung der Kolbenpumpe mit rotierender Ventilscheibe;

[0043] [Fig. 3a](#) das Zusammenspiel zwischen Kolbenstellung und Ventilscheibenstellung bei 0°;

[0044] [Fig. 3b](#) das Zusammenspiel zwischen Kolbenstellung und Ventilscheibenstellung bei 30°;

[0045] [Fig. 3c](#) das Zusammenspiel zwischen Kolbenstellung und Ventilscheibenstellung bei 180°;

[0046] [Fig. 3d](#) das Zusammenspiel zwischen Kolbenstellung und Ventilscheibenstellung bei 210°;

[0047] [Fig. 4](#) eine schematische Darstellung eines Ausführungsbeispiels eines Exzenterantriebs für eine erfindungsgemäße Kolbenpumpe;

[0048] [Fig. 5](#) das Verschließen der Ventile durch einen Exzenterantrieb gemäß [Fig. 4](#);

[0049] [Fig. 6a](#) eine Aufsicht auf einen Pumpenflansch mit Sensorkomponente;

[0050] [Fig. 6b](#) einen Querschnitt durch einen Pumpenflansch gemäß [Fig. 6a](#);

[0051] [Fig. 7](#) einen Längsschnitt durch einen Stutzen mit außen liegender Sensorkomponente;

[0052] [Fig. 8](#) einen Querschnitt durch einen Stutzen gemäß [Fig. 7](#);

[0053] [Fig. 9](#) einen Längsschnitt durch einen Stutzen mit einem ersten Ausführungsbeispiel einer innen liegenden Sensorkomponente;

[0054] [Fig. 10](#) einen ersten Querschnitt durch einen Stutzen gemäß [Fig. 9](#);

[0055] [Fig. 11](#) einen zweiten Querschnitt durch einen Stutzen gemäß [Fig. 9](#);

[0056] [Fig. 12](#) einen Querschnitt durch einen Stutzen mit einem zweiten Ausführungsbeispiel einer innen liegenden Sensorkomponente;

[0057] [Fig. 13](#) einen Längsschnitt durch einen Stutzen mit innen liegender Sensorkomponente und Ultraschallsensorik;

[0058] [Fig. 14](#) einen Querschnitt durch einen Stutzen mit Ultraschallsensorik gemäß [Fig. 13](#).

[0059] [Fig. 1a](#) zeigt eine schematische Darstellung eines Ausführungsbeispiels einer Kolbenpumpe in einer Aufsicht, was ergänzt wird durch einen entsprechenden Querschnitt in [Fig. 1b](#). Dabei sind auf einem ebenen Pumpenflansch [10](#) ein oder mehrere Zy-

linder **14**, **15** mit je einem hin und her beweglichen Kolben **22**, **22'** befestigt. Weitere auf dem Flansch **10** befestigte Komponenten umfassen einen Einlassstutzen **12** und einen Auslassstutzen **13**. Das zu fördernde Fluid strömt dann beispielsweise aus einem Vorratsbehälter und Schlauchsystem in den Einlassstutzen **12** ein, während es aus dem Auslassstutzen **13** herausströmt und über ein weiteres Schlauchsystem einem Patienten zugeführt wird.

[0060] Ferner ist auf dem Pumpenflansch **10**, der auch als Montageflansch bezeichnet werden kann, mindestens ein Sensor **40**, **41**, **80**, **81** vorgesehen, welcher der Erkennung einer Okklusion dient. Der Sensor für die Okklusionserkennung kann dabei entweder auf dem Flansch **10** selbst und/oder in die zu- oder abführenden Pumpenstutzen **12**, **13** integriert werden. Die auf dem Flansch **10** mit Zuführungs- oder Auslasskanälen verbundenen Sensoren sind in dem Ausführungsbeispiel der [Fig. 1a](#) mit **80** und **81** gekennzeichnet, wohingegen die direkt in die Einlass- oder Auslassstutzen **12**, **13** integrierten Sensoren mit **40** und **41** gekennzeichnet sind.

[0061] Die Ventilfunktion wird durch eine zentral angeordnete rotierende Ventilscheibe **20** realisiert, die sich unterhalb des Flansches **10** befindet und beispielsweise über eine Flanschhalterung **11** am Flansch **10** gelagert sein kann. Diese Ventilscheibe **20** ist über diverse Öffnungen im Flansch **10** mit den Zylindern **14**, **15** bzw. den Pumpenstutzen **12**, **13** verbunden. Die Ventilscheibe **20** rotiert dabei im Förderbetrieb der Pumpe stetig um ihren Drehpunkt in eine Richtung, die in [Fig. 1a](#) durch einen gebogenen Pfeil dargestellt ist, wobei der Antrieb unterhalb der Ventilscheibe **20** in [Fig. 1b](#) schematisch durch die Bezugsziffer **90** gekennzeichnet ist.

[0062] Kennzeichnend für diese Art der Pumpe ist, dass die Kolbenbewegung mechanisch aus der Drehbewegung abgeleitet wird. Innerhalb eines bestimmten Winkelzeitraums stehen die Kolben **22**, **22'** dabei jedoch still, um eine druckstoßfreie Ventilumschaltung zu ermöglichen. Bei dieser Umschaltung wechselt die Kolbenfunktion vom Saugbetrieb in den Förderbetrieb und umgekehrt. Eine Änderung der Rotationsrichtung der Ventilscheibe **20** kann ebenfalls zu einem Wechsel der Kolbenfunktion führen. Andererseits kann die rückwärtige Rotation auch für andere mechanische Zwecke genutzt werden.

[0063] Das Zusammenspiel zwischen Ventilscheibenstellung und Kolbenfunktion ist in den [Fig. 2](#) und [Fig. 3a](#) bis [Fig. 3c](#) dargestellt. Die Verbindung zwischen Ventilscheibe **20** und Zylindern **14**, **15** erfolgt über mehrere Öffnungen, die beispielhaft durch die Öffnungen **32**, **33** und **34**, **35** und dargestellt sind und in einem Zylinder jeweils einen Eingang und einen Ausgang bilden. In jedem Stutzen **12**, **13** sind ebenfalls jeweils Durchlässe **30** und **31** vorgesehen, wel-

che die Stutzen mit der Ventilscheibe **20** und bei entsprechender Stellung der Ventilscheibe **20** auch mit den Zylindern **14**, **15** verbinden.

[0064] Die Kolben **22**, **22'** stehen über einen äußeren Verbindungspunkt **26**, **27** in Verbindung zu dem Antrieb **90** und werden so abwechselnd horizontal nach links und rechts bewegt. Falls mehrere Kolben **22**, **22'** zum Einsatz kommen, ist die Bewegungsrichtung beider Kolben **22**, **22'** vorzugsweise gleich.

[0065] Im Falle der in [Fig. 2](#) dargestellten Kolbenbewegung saugt der Zylinder **15** über die Einlassöffnung **35** Fluid aus dem Einlassstutzen **12** an. Das Fluid gelangt dabei vom Einlassstutzen **12** über die Verbindungsöffnung **31** zur Ventilscheibe **20** und erreicht von dort über die Einlassöffnung **35** den Zylinder **15**. Innerhalb der Ventilscheibe **20** sind dazu flanschseitig Vertiefungen entsprechend so ausgeführt, dass sie diese Verbindung herstellen oder unterbinden können, wobei dieser Verbindungsweg in [Fig. 2](#) mit einem gestrichelten Pfeil dargestellt ist.

[0066] Im gleichen Zeitraum fördert Zylinder **14** Fluid in Richtung des Auslassstutzens **13**. Dabei nimmt das Fluid vom Zylinder **14** den Weg über die Auslassöffnung **33** in die Ventilscheibe **20**. Innerhalb dieser gelangt sie über einen Kanal innerhalb der Ventilscheibe **20** durch die Verbindungsöffnung **30** in den Auslassstutzen **13**. Auch dieser Verbindungsweg ist in [Fig. 2](#) durch einen gestrichelten Pfeil dargestellt. Nach einer halben Umdrehung der Ventilscheibe **20** übernimmt Zylinder **15** die Förderung der im vorangegangenen Zeitraum angesaugten Flüssigkeit über die Auslassöffnung **34** und die Öffnung **30** in den Auslassstutzen **13**. Im gleichen Zeitraum saugt Zylinder **14** über dessen Einlassöffnung **32** Fluid aus dem Einlassstutzen **12** an. Hierfür muss die Ventilscheibe **20** entsprechend ausgeführt sein, um in verschiedenen Ventilscheibenstellungen unterschiedliche Verbindungswege zwischen Stutzen und Zylindern herzustellen.

[0067] Die prinzipielle Funktion der Ventilscheibe **20** wird dabei beispielsweise durch vertiefte Kanäle **24** und **25** realisiert, die auf der Flanschseite der Ventilscheibe **20** ausgebildet sind ([Fig. 3a](#) bis [Fig. 3d](#)). Die Vertiefungen **24**, **25** können dabei durch kreisförmige, gebogene oder gerade vertiefte Kanäle gebildet sein. Die Dichtfunktion zwischen Ventilscheibe **20** und Flansch **10** kann unterschiedlich realisiert werden, wobei bei einer entsprechenden Abdichtung neben Flüssigkeiten auch Gase gefördert werden könnten. Durch Rotation der Ventilscheibe **20** gelangen die Kanäle **24**, **25** dann unter die Zylindereinlass- oder -auslassöffnungen **32**, **33**, **34** und **35** und stellen eine Verbindung zu den Durchlässen **30**, **31** des Einlassstutzens **12** bzw. des Auslassstutzens **13** her.

[0068] Befindet sich die Ventilscheibe **20** wie in [Fig. 3a](#) in ihrer Initialposition von 0° , ist der Kanal **25** weder mit einer Öffnung **30**, **31** in einem Stutzen **12**, **13**, noch mit den Öffnungen **32**, **33**, **34**, **35** zu den Zylindern **14**, **15** verbunden, wodurch der Fluidstrom durch den Auslassstutzen **13** vollständig unterbunden ist. Der zweite Kanal **24** ist zwar über die Öffnung **31** mit dem Einlassstutzen **12** verbunden, eine Verbindung zu den Zylinderöffnungen **32**, **33**, **34**, **35** ist jedoch nicht vorhanden. Dadurch ist der Fluideinlass durch den Einlassstutzen **12** ebenfalls vollständig unterbunden.

[0069] Ab einer bestimmten Winkelstellung der Ventilscheibe **20**, die durch geometrische Randbedingungen gegeben ist, ist der Fluideinlass **12** zum dann saugenden Kolben **22'** hin geöffnet. Gleiches gilt für den Fluidauslass **13**, der mit dem ausstoßenden Kolben **22** verbunden ist. Dies ist für eine Winkelposition mit 30° in [Fig. 3b](#) dargestellt. In einer realen Ausführung kann diese Winkelposition jedoch deutlich kleiner sein und der relativ große Wert von 30° wurde lediglich aus Gründen einer übersichtlichen Darstellung gewählt. Im Detail verläuft der Einlassfluidweg in dieser Stellung vom Einlassstutzen **12** über die Öffnung **31** zum Kanal **24** der Ventilscheibe **20**. Dieser Kanal **24** ist über die Öffnung **34** mit dem saugenden Kolben **22'** verbunden. Der ausstoßende Kolben **22** fördert das Fluid über seine Öffnung **32** in den Kanal **25** und von dort über die Öffnung **30** in den Auslassstutzen **13**.

[0070] Unterbrochen wird diese Förderrichtung wieder ab einer weiteren bestimmten Winkelposition und die Auslassöffnung **30** in den Auslassstutzen **13** ist, wie für die Winkelposition 180° in [Fig. 3c](#) gezeigt, wieder vom Kanal **25** getrennt. Kanal **24** ist ebenfalls von den Zylinderöffnungen **32**, **33**, **34**, **35** getrennt und es ergibt sich die gleiche Verschluss-Situation wie in der Winkelstellung 0° .

[0071] Eine weitere Drehung der Ventilscheibe führt zu einer Situation, wie sie für eine Winkelposition von 210° in [Fig. 3d](#) dargestellt ist. Zylinder **15** ist nun über die Zylinderöffnung **35** mit dem Kanal **25** und von dort über die Öffnung **30** mit dem Auslassstutzen **13** verbunden, so dass Zylinder **15** vom saugenden zum ausstoßenden Zylinder geworden ist. Zylinder **14** hingegen wechselt seine Funktion von ausstoßenden zum ansaugenden Zylinder über einen Fluidweg, der vom Einlassstutzen **12** über den Durchlass **31** und die Öffnung **33** zum Zylinder **14** führt.

[0072] Eine weitere Drehung der Ventilscheibe **20** verschließt ab einer bestimmten Position wieder den Einlassstutzen **12** und den Auslassstutzen **13**, wie es beispielhaft bereits für die Winkelposition von Stellung 0° in [Fig. 3a](#) dargestellt war.

[0073] Das aus dem Ventilscheibenantrieb abgeleitete Kolbenantriebskonzept kann über unterschiedliche mechanische Konzepte realisiert werden. Dabei muss das Antriebskonzept neben der eigentlichen Kolbenbewegung einen sicheren Stillstand der Kolben **22**, **22'** innerhalb eines bestimmten Winkelbereichs der Ventilscheibe **20** sicherstellen, die der Funktionsumschaltung der Zylinder **14**, **15** von Saug- auf Förderbetrieb und umgekehrt dient. Dies kann beispielsweise durch einen Exzenterantrieb **90** erreicht werden, wie er schematisch in den [Fig. 4](#) und [Fig. 5](#) dargestellt ist.

[0074] Unterhalb der Ventilscheibe **20** befindet sich bei diesem Exzenterantrieb **90** eine rotatorische Antriebseinheit **92**, die direkt mit der Ventilscheibe **20** gekoppelt ist und diese um ihren mittleren Drehpunkt **V** dreht. Umgeben ist der rotatorische Antrieb **92** von einer ringförmigen Exzenterzscheibe **91** mit einem Drehpunkt **E**, der von dem Drehpunkt **V** der Ventilscheibe **20** abweicht. Entscheidend für eine zu realisierende Free Flow-Klemmenfunktion ist, dass die Exzenterzscheibe **91** nicht starr mit dem rotatorischen Antrieb **92** gekoppelt ist. Die Kopplung der Drehbewegungen wird vielmehr über eine Nase **93** bewerkstelligt, die an dem Außenumfang des rotatorischen Antriebs **92** befestigt ist. Die Kopplung der beiden Rotationen erfolgt dann in Vorwärtsdrehrichtung über einen Zapfen **94**, der am Innenumfang der Exzenterzscheibe **91** angebracht ist. Dreht sich der Antrieb **92** und damit die Ventilscheibe **20**, wie es in [Fig. 4](#) für eine Vorwärtsdrehrichtung durch gebogene Pfeile dargestellt ist, wird die Exzenterzscheibe **91** über die Nase **93**, die an dem Zapfen **94** anliegt, mitgenommen.

[0075] Die Exzenterzscheibe **91** ist von einem horizontal verschiebbaren Rahmen **100** umgeben, der während ihrer Drehung an dessen Flanken **101**, **102** anläuft. Über die Lager **103** ist der Rahmen **100** mit zwei horizontalen Führungsstangen **110**, **120** verbunden, so dass die Rotation der Exzenterzscheibe **91** zu einer horizontalen Hin- und Herbewegung des Rahmens **100** führt. Dargestellt in [Fig. 4](#) ist dabei der rechte Umkehrpunkt des Rahmens **100**. Über die Verbindungspunkte **26**, **27** wird dann Kontakt zu den Kolben **22**, **22'** hergestellt, wobei Kolben **22** in der gezeichneten Rahmenstellung maximal ausgefahren ist, da er mit dem Verbindungspunkt **26** verbunden ist. Kolben **22'** ist mit dem Verbindungspunkt **27** verbunden und vollständig eingefahren.

[0076] Aus [Fig. 4](#) Fehler! Verweisquelle konnte nicht gefunden werden. erkennt man ferner, dass der Abstand zwischen den beiden Rahmenflanken **101** und **102** größer ist als der Durchmesser der Exzenterzscheibe **91**. Dieser Unterschied ist durch das Spaltmaß **130** gegeben. Während der Zeit, die die Exzenterzscheibe **91** benötigt, um von der Rahmenkante **101** abzulaufen und gegen die gegenüber liegende Rahmenkante **102** anzulaufen, ruhen die Kolben.

Die Ventilfunktion der Ventilscheibe **20** muss innerhalb dieses Winkelbereichs vollständig umgeschaltet haben. Die Größe des Spaltmaßes **130** muss daher exakt auf die Ventilscheibengeometrie abgestimmt sein.

[0077] Wird nach Abschaltung der Förderfunktion ein zusätzlicher Verschluss der Ein- und Auslassstutzen **12**, **13** gefordert, ist dies durch eine Rückwärtsbewegung der Ventilscheibe **20** möglich. Diese Situation ist in [Fig. 5](#) dargestellt. Durch eine Rückwärtsbewegung der rotatorischen Antriebseinheit **92** löst sich die Nase **93** vom Zapfen **94** der Exzentrerscheibe **91**. Die Exzentrerscheibe **91**, der Rahmen **100** und dadurch die Kolben **22**, **22'** bleiben in ihrer augenblicklichen Position stehen. Durch die starre Koppelung zwischen dem rotatorischen Antrieb **92** und der Ventilscheibe **20** ist es möglich, die in den [Fig. 3a](#) und [Fig. 3c](#) mit 0° bzw. 180° gekennzeichneten Ventilscheibenpositionen anzufahren, die ein komplettes Verschließen der Stutzen **12**, **13** bewirken.

[0078] Eine optional in die erfindungsgemäße Pumpe integrierbare Okklusionssensorik basiert vorzugsweise auf dem Prinzip der Druckmessung im Fluid und benutzt als mechanische Sensorschnittstelle eine Membran aus einem flexiblen Material. Diese Membran kann spritzgusstechnisch in einem Zweikomponentenverfahren hergestellt werden, wobei die Hartkomponente für das Gehäuse verwendet wird und die Weichkomponente zur Realisierung der eigentlichen Messmembran. Dabei kann ein Gehäuse als Hartkomponente wahlweise durch den Pumpenflansch ein und/oder einen Ein- und Auslassstutzen realisiert werden.

[0079] Mögliche Ausführungsformen einer solchen Okklusionssensorik sind den [Fig. 6a](#) bis [Fig. 12](#) zu entnehmen. [Fig. 6a](#) und [Fig. 6b](#) zeigen dabei eine Ausführungsform, bei welcher eine Okklusionssensorik direkt auf dem Flansch **10** angebracht ist, während die Okklusionssensorik bei den Ausführungsformen der [Fig. 7](#) bis [Fig. 12](#) in einen Stutzen **12**, **13** integriert sind. Beide Ausführungsformen können auch kombiniert werden.

[0080] Bei einem Lösungsvorschlag mit Okklusionssensorik direkt auf dem Flansch **10** sind beispielsweise zwei Sensorkomponenten **80**, **81** in Form von Membranen auf der Oberseite des Flansches **10** aufgebracht. Dazu ist im Flansch **10** jeweils eine Aussparung **50** vorgesehen, welche durch eine jeweilige Sensorkomponente dicht abgedeckt wird. Um eine größere Fläche und damit eine erhöhte Druckempfindlichkeit bereitstellen zu können, ist die jeweilige Membran vorzugsweise deutlich breiter als die Breite der auf der Ventilscheibe **20** untergebrachten Vertiefungen **24**, **25**.

[0081] In der [Fig. 6b](#) ist die Hauptströmung durch einen horizontalen Pfeil nach rechts dargestellt. Möglicherweise kann das Volumen unterhalb der Membranen **80**, **81** durch diese Hauptströmung jedoch nicht vollständig entlüftet wird. Die Funktion der Okklusionssensorik ist jedoch auch für diesen Fall vollständig gegeben. Durch eine zusätzliche Flüssigkeitsmenge, die benötigt wird, die Luft zu komprimieren, verzögert sich die Ansprechzeit bei einem nicht vollständig entlüfteten Volumen unterhalb der Membranen **80**, **81** etwas. Wird die Membranunterseite mit einem einfach oder doppelt spiralförmigen Labyrinth **82** versehen, wird bei entsprechender Ausgestaltung der Kapillareffekt eine zusätzliche Anfangsströmung induzieren, die eine weitest gehende Entlüftung bewirken kann. Diese Anfangsströmung ist in [Fig. 6b](#) durch mehrere gebogene Pfeile im Uhrzeigersinn dargestellt.

[0082] Die von den Membranen der Sensorkomponenten **80**, **81** ausgehende Kraft wird auf einen externen Kraftsensor gegeben, um eine Okklusion zu erkennen. Da eine Okklusion in der Pumpenzuleitung **12** beim Ansaugen der Pumpe einen Unterdruck zur Folge hat, müssen dort eingesetzte Membranen durch ihr Design bereits eine Wölbung aufweisen, die sich durch den Unterdruck verringert.

[0083] Eine alternative Ausführung der Okklusionssensorik an den Ein- und Auslassstutzen **12** und **13** ist in den [Fig. 7](#) bis [Fig. 12](#) gezeigt, wobei in den Figuren beispielhaft der betreffende Bereich in einem Einlassstutzen **12** mit einer Sensorkomponente **40** dargestellt ist.

[0084] Der in [Fig. 7](#) dargestellte Längsschnitt durch einen Stutzen **12** zeigt eine außen liegende Sensorkomponente **40**, welche den Stutzen **12** im Bereich einer Aussparung **50** formschlüssig umgibt. Hierbei wird eine dichte Verbindung zwischen dem Stutzen **12** und der schlauchförmigen Sensorkomponente **40** erreicht. Die Sensorkomponente **40** kann dabei an ihrer Innenseite so ausgeformt sein, dass sie sich teilweise in die Aussparung **50** einfügt, wie es in [Fig. 7](#) dargestellt ist. Die Okklusionssensorik kann dabei vorteilhafterweise in einem spritzgusstechnischen Zweikomponentenprozess gefertigt werden, wobei die Sensorkomponente **40** als zweiter Prozessschritt nach der Herstellung eines rohrförmigen Stutzens **12** durch eine Hartkomponente aufgebracht wird. Als Material für die Hartkomponente kann ein Hartkunststoff gewählt werden, während die Sensorkomponente aus einem elastischen und druckempfindlichen Material wie einem Elastomer gefertigt wird.

[0085] Die Aussparung **50** kann einen beliebigen Querschnitt haben, wobei sich runde Querschnitte für eine gleichmäßige Kraftverteilung als vorteilhaft erwiesen haben. Ferner sollte die Größe der Aussparung **50** geeignet gewählt werden. In [Fig. 8](#) ist

beispielsweise ein Querschnitt durch die Mitte des Längsschnitts aus [Fig. 7](#) gezeigt, bei dem die Aussparung **50** sehr tief gewählt wurde und annähernd bis zur Mittellinie des Stutzens **12** reicht.

[0086] Durch die Aussparung **50** kann dann ein Kraftsensor **60** reichen, um in diesem Bereich Kontakt mit der Außenseite der Sensorkomponente **40** herzustellen und die Verformung der Membran **20** mechanisch abzugreifen. Dies kann beispielsweise über einen Stempel **60** erfolgen, der an der Sensorkomponente **40** anliegt. Erhöht sich der Innendruck im Stutzen **12** aufgrund einer Okklusion, wölbt sich die Sensorkomponente **40** weiter nach außen, was von dem Stempel **60** detektiert werden kann. Reduziert sich der Druck im Stutzen **12** aufgrund einer Okklusion, verringert sich die Wölbung der Sensorkomponente **41**, was ebenfalls durch den Stempel **60** detektiert werden kann.

[0087] [Fig. 9](#) zeigt ein zweites Ausführungsbeispiel der Erfindung, bei dem eine schlauchförmige Sensorkomponente **40** innerhalb eines Stutzens **12** angebracht ist und somit von innen eine Aussparung **50** dicht abdeckt. Diese Okklusionssensorik kann ebenfalls in einem spritzgusstechnischen Zweikomponentenprozess in Form eines durchgehenden Innenschlauchs als Weichkomponente hergestellt werden, während der zugehörige Einlass- oder Auslassstutzen als darüber liegendes Stützrohr bzw. Stützskelett als Hartkomponente integral und nicht zerlegbar gefertigt wird. Dabei kann die Innenfläche des Stutzens **12** auch so ausgebildet sein, dass sie den Schlauch **40** in seiner Position hält und an einem axialen Verrutschen hindert (nicht dargestellt).

[0088] [Fig. 10](#) zeigt einen ersten Querschnitt durch einen solchen Stutzen entlang der Linie A-A, wodurch ersichtlich wird, dass die Sensorkomponente **40** einen elliptischen Querschnitt hat. Die Innenwandung des Stutzens **12** ist entsprechend ausgeformt, um die Sensorkomponente **40** formschlüssig aufnehmen zu können. Ein zweiter Querschnitt entlang der Linie B-B ist in [Fig. 11](#) dargestellt und zeigt auch den Stempel **60**, der durch die Aussparung **50** hindurch die Außenfläche der Sensorkomponente kontaktiert.

[0089] Um Eigenspannungen der Sensorkomponente **40** weitestgehend zu verhindern, kann diese auch als speziell geformte Messmembran ausgebildet sein, wie sie beispielsweise in [Fig. 12](#) dargestellt ist. Hierbei weist die Messmembran **40** zwei gegenüber liegende Membranseiten **43** und **44** auf, die nach innen eingeknickt sind. Die Membranoberseite **42**, welche die beiden Membranseiten **43**, **44** verbindet, ist gerade ausgeführt und steht in Kontakt mit dem Stempel **60**. Die Membranoberseite **42** verändert sich so nicht mehr durch die Eigenspannung, was eine lineare Kraftkennlinie $\text{Kraft} = \text{Innendruck} \times \text{Membranfläche}$ ergibt.

[0090] Die Innenfläche des Stutzens **12** kann dann entsprechend ausgeführt sein, so dass die Messmembran **40** formschlüssig an diesem anliegt und sich bei einer Druckerhöhung nicht in unerwünschte Richtungen z.B. zur Seite hin ausdehnt. Diese spezielle Ausformung des Stutzens **12** kann auch nur im Bereich der Okklusionssensorik gegeben sein, wodurch sich aufwändige Formen innerhalb des gesamten Stutzens vermeiden lassen.

[0091] Der Querschnitt der Sensorkomponente **40** ist somit individuell gestaltet und enthält wenigstens eine der folgenden funktionalen Komponenten:

- Eine gerade oder einer Geraden ähnliche Linie, welche die Geometrie der für die Messzwecke benötigte Membran bestimmt
- Eine gerade oder gebogene Linie gegenüber der Membran, die eine Stützfunktion der Weichkomponente gegenüber der rohr- oder skelettförmigen Hartkomponente wahrnimmt.
- Eine Geometrie zur Realisierung einer federnden Funktion an den beiden Seiten der Weichkomponente, damit eine Vorspannung aufgebaut werden kann, die zur Messung von Drücken unterhalb des atmosphärischen Umgebungsdrucks notwendig ist. Darüber hinaus ist die federnde Funktion notwendig, damit sich die Membran bei einem steigenden Innendruck von ihrer gegenüberliegenden Stützfläche entfernen kann.

[0092] Die Hartkomponente, die den Stempel **60** umgibt, weist vorzugsweise ferner eine ebene Fläche auf, die etwas unterhalb der Stempeloberkante liegt. Diese Fläche dient als Anschlagsfläche, wenn der Stempel gegen eine andere Fläche gedrückt wird. Der Stempel kann dann nur um den Betrag seines Überstandes eingedrückt werden, wodurch eine konstante Vorspannung für die Drucksensorik erzeugt wird.

[0093] Bei den in den [Fig. 7](#) bis [Fig. 12](#) dargestellten Ausführungsbeispielen befindet sich die Aussparung **50** und somit der Stempel **60** im Stutzen **12** stets oben, es können jedoch auch andere Anordnungen gewählt werden.

[0094] In [Fig. 13](#) Fehler! Verweisquelle konnte nicht gefunden werden. ist zusammen mit einer innen liegenden Sensorkomponente **40** eine optionale Ultraschallsensorik für die erfindungsgemäße Kolbenpumpe gezeigt, die das zusätzliche manuelle Einführen eines Schlauchs in spezielle Halterungen überflüssig macht. Mittels dieser Ultraschallsensorik können Luftblasen im Infusionsschlauchsystem erkannt werden, wobei auch diese Ultraschallsensorik im Einlass- und/oder Auslassstutzen **12**, **13** angebracht werden kann. In [Fig. 13](#) ist die Ultraschallsensorik beispielhaft im Einlassstutzen **12** dargestellt. Hierzu ist dieser Stutzen **12** an seinem Ende innen entsprechend aufgeweitet, so dass dort ein flexibler Schlauch

70 eingeführt und beispielsweise durch Kleben fixiert werden kann. Die Ein- und Auskopplung des Ultraschalls erfolgt an zwei gegenüberliegenden Flächen **71, 72**, die vorzugsweise plan ausgeführt sein können, wie es in **Fig. 14** im Querschnitt entlang der Linie A-A gezeigt ist. Die beiden Flächen **71, 72** liegen dabei in einer Ebene. Gegenüber den planen Flächen **71, 72** befindet sich eine Aussparung **73** im Einlassstutzen **12**. Es sind jedoch auch andere formschlüssige Verbindungen wie z.B. über einen Konus denkbar.

[0095] Wie die Okklusionssensorik bilden die mechanischen Komponenten für die Luftblasenerkennung vorzugsweise ebenfalls einen integralen Bestandteil der rohrförmigen Stutzen und können nicht zerstörungsfrei demontiert werden. Vergleichbare Anpassungen der Pumpvorrichtung zur Unterstützung der Sensorik sind ebenfalls möglich, um beispielsweise alternative optische Luftblasenerkennungsmethoden oder die Bildung von definierten Schnittstellen für eine Temperaturmessung zu ermöglichen.

[0096] Die Ein- und Auskoppelflächen für den Ultraschall sowie die Anschlagfläche für die Okklusionssensorik bilden vorzugsweise eine Ebene, wodurch die Schnittstelle zu den zugehörigen elektronischen Sensoren ebenfalls eine Ebene bildet, die sich z.B. in einem medizinischen Gerät befinden kann. Durch diese Maßnahme lassen sich Anforderungen an eine gute und einfache Reinigungsmöglichkeit gut umsetzen.

80, 81

82

90

91

92

93

94

100

101, 102

103

110, 120

130

V

E

Sensorkomponente an
Pumpenflansch, Mess-
membran
Labyrinth
Antrieb, Exzenterantrieb
Exzenterzscheibe
Antriebseinheit
Nase
Zapfen
Rahmen
Rahmenflanke
Lager
Führungsstange
Spalt
Drehpunkt Ventilscheibe
Drehpunkt Exzenter-
scheibe

Bezugszeichenliste

10	Flansch, Pumpenflansch
11	Flanschhalterung
12	Stutzen, Einlassstutzen
13	Stutzen, Auslassstutzen
14, 15	Zylinder
20	Ventilscheibe
22, 22'	Kolben
23, 23'	Kammer
24, 25	Vertiefung, Kanal
26, 27	Verbindungspunkt Antrieb- Kolben
30, 31	Durchlass
32, 33, 34, 35	Zylinderöffnung
40, 41	Sensorkomponente an Stutzen, Messmembran
42	Membranoberseite
43, 44	Membranseite
50	Aussparung für Okklusi- onssensorik
60	Kraftsensor, Stempel
70	Schlauchstück
71, 72	Ein- und Auskopplungsflä- che
73	Aussparung für Ultra- schallsensorik

ZITATE ENTHALTEN IN DER BESCHREIBUNG

Diese Liste der vom Anmelder aufgeführten Dokumente wurde automatisiert erzeugt und ist ausschließlich zur besseren Information des Lesers aufgenommen. Die Liste ist nicht Bestandteil der deutschen Patent- bzw. Gebrauchsmusteranmeldung. Das DPMA übernimmt keinerlei Haftung für etwaige Fehler oder Auslassungen.

Zitierte Patentliteratur

- DE 3838689 C1 [\[0005\]](#)
- US 7887308 B2 [\[0007\]](#), [\[0008\]](#), [\[0009\]](#), [\[0016\]](#)

Patentansprüche

1. Kolbenpumpe zur Förderung eines Fluids, umfassend wenigstens zwei Zylinder (14; 15) mit jeweils einem Kolben (22; 22'), der mittels eines Antriebs (90) innerhalb des zugehörigen Zylinders (14; 15) entlang der Längsachse des Zylinders (14; 15) bewegbar ist, wobei die Zylinder (14; 15) auf einem gemeinsamen Pumpenflansch (10) angebracht sind, und sich in jedem Zylinder (14; 15) eine Kammer (23; 23') mit veränderlichem Volumen bildet, wenn der zugehörige Kolben (22; 22') im Zylinder (11; 11') bewegt wird, **dadurch gekennzeichnet**, dass sich der Pumpenflansch (10) entlang der Bewegungsrichtung der Kolben (22; 22') erstreckt und auf dem Pumpenflansch (10) wenigstens ein Einlassstutzen (12) und ein Auslassstutzen (13) angebracht sind, deren Längsachsen entlang dem Pumpenflansch (10) verlaufen, dass auf der den Zylindern (14; 15) abgewandten Seite des Pumpenflansches (10) eine zentrale Ventilscheibe (20) angebracht ist, die an dem Pumpenflansch (10) anliegt und sich bei Förderbetrieb der Kolbenpumpe stetig dreht, wobei die Drehachse der Ventilscheibe (20) quer zum Pumpenflansch (10) verläuft, dass im Bereich der Einlass- und Auslassstutzen (12; 13) jeweils Durchlässe (30; 31) und im Bereich der Zylinder (14; 15) jeweils Zylinderöffnungen (32; 33; 34; 35) in den Pumpenflansch (10) eingebracht sind, wobei die Ventilscheibe (20) flanschseitig wenigstens zwei Vertiefungen (24; 25) aufweist, von denen eine erste Vertiefung (25) bei Drehung der Ventilscheibe (20) in eine erste Winkelposition mit einer Zylinderöffnung (32) eines ersten Zylinders (14) und einem Durchlass (30) des Auslassstutzens (13) in Deckung ist, während die zweite Vertiefung (24) in dieser ersten Winkelposition mit dem Durchlass (31) des Einlassstutzens (12) und einer Zylinderöffnung (34) in dem zweiten Zylinder (15) in Deckung ist, und dass die erste Vertiefung (25) bei Drehung der Ventilscheibe (20) in eine zweite Winkelposition mit dem Durchlass (30) im Auslassstutzen (13) und einer Zylinderöffnung (35) im zweiten Zylinder (15) in Deckung ist, während die zweite Vertiefung (24) in dieser zweiten Winkelposition mit dem Durchlass (31) im Einlassstutzen (12) und einer Zylinderöffnung (33) im ersten Zylinder (14) in Deckung ist.

2. Kolbenpumpe nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Vertiefungen (24; 25) der Ventilscheibe (20) bei Drehung der Ventilscheibe (20) in wenigstens eine dritte Winkelposition mit keiner Zylinderöffnung (32; 33; 34; 35) in Deckung sind.

3. Kolbenpumpe nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass die wenigstens eine dritte Winkelposition zwischen den beiden Winkelpositionen des Anspruchs 1 liegt.

4. Kolbenpumpe nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Längsachsen der Zylinder (14; 15) und/oder die Längsachsen der Einlass- und Auslassstutzen (12, 13) in die gleiche Richtung verlaufen.

5. Kolbenpumpe nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass der Antrieb (90) sowohl die Bewegung der Kolben (22; 22') als auch die Drehung der Ventilscheibe (20) bewirkt.

6. Kolbenpumpe nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass der Antrieb (90) ein Exzenterantrieb mit einer Exzenter-scheibe (91) und einem die Exzenter-scheibe (91) umgebenden Rahmen (100) ist, wobei der Drehpunkt (V) der Ventilscheibe (20) von dem Drehpunkt (E) der Exzenter-scheibe (91) abweicht, und dass eine rotatorische Antriebseinheit (92) bei Förderbetrieb der Kolbenpumpe die Drehung der Ventilscheibe (20) bewirkt, wobei die Antriebseinheit (92) so an die Exzenter-scheibe (91) gekoppelt ist, dass sich die Exzenter-scheibe (91) mit der Ventilscheibe (20) dreht und an zwei gegenüber liegenden Rahmenflanken (101; 102) an den Rahmen (100) anläuft, wodurch sich der Rahmen (100) in Richtung der beiden Rahmenflanken (101; 102) hin- und her bewegt, und dass die Kolben (22, 22') jeweils so an den Rahmen (100) gekoppelt sind, dass die Hin- und Herbewegung des Rahmens (100) auf die Kolben (22; 22') übertragbar ist.

7. Kolbenpumpe nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, dass die Exzenter-scheibe (91) lösbar an die Antriebseinheit (92) gekoppelt ist.

8. Kolbenpumpe nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass die Exzenter-scheibe (91) ringförmig ausgebildet ist und die rotatorische Antriebseinheit (92) umgibt, wobei die Antriebseinheit (92) an ihrem Außenumfang eine Nase (93) aufweist, während die Exzenter-scheibe (91) an ihrem Innenumfang einen Zapfen (94) aufweist, der bei Förderbetrieb der Kolbenpumpe an der Nase (93) anliegt.

9. Kolbenpumpe nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, dass in den Einlassstutzen (12), den Auslassstutzen (13) und/oder den Pumpenflansch (10) jeweils wenigstens eine Okklusionssensorik integriert ist, die nicht zerstörungsfrei demontierbar ist, wobei der Einlassstutzen (12), der Auslassstutzen (13) und/oder der Pumpenflansch (10) als Gehäuse der Okklusionssensorik dienen.

10. Kolbenpumpe nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, dass in dem Gehäuse wenigstens eine Aussparung (50) vorgesehen ist, die dicht durch eine Sensorkomponente (40; 41) abgedeckt ist, die aus einem druckempfindlichen Material besteht, wobei das

Material des Gehäuses härter ist als das der Sensorkomponente (**40**; **41**), und dass die Kolbenpumpe einen Kraftsensor (**60**) aufweist, mit dem druckinduzierte Veränderungen der Sensorkomponente (**40**; **41**) im Bereich der jeweiligen Aussparung (**50**) messbar sind.

11. Kolbenpumpe nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, dass die Verbindung zwischen der Sensorkomponente (**40**) und einem Gehäuse eine Spritzgussverbindung ist, die durch ein Zweikomponentenverfahren hergestellt wurde.

12. Kolbenpumpe nach einem oder beiden der Ansprüche 10 und 11, dadurch gekennzeichnet, dass die Sensorkomponente (**40**; **41**) schlauchförmig ist und so an einem Einlass- und/oder Auslassstutzen (**12**; **13**) angebracht ist, dass sie die jeweilige Aussparung (**50**) von innen oder von außen dicht abdeckt.

13. Kolbenpumpe nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 12, dadurch gekennzeichnet, dass in einen Einlassstutzen (**12**) und/oder in einen Auslassstutzen (**13**) jeweils eine Ultraschallsensorik zur Erkennung von Luftblasen im jeweiligen Stutzen (**12**; **13**) integriert ist, die nicht zerstörungsfrei demontierbar ist.

14. Kolbenpumpe nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, dass in den Einlass- und/oder Auslassstutzen (**12**; **13**) ein Schlauch (**70**) formschlüssig eingesteckt ist, durch den Fluid dem Einlassstutzen (**12**) zugeführt oder durch den Fluid aus dem Auslassstutzen (**13**) abgeführt wird, wobei im Bereich des Schlauches (**70**) an zwei Seiten des betreffenden Einlass- und/oder Auslassstutzens (**12**; **13**) Flächen (**71**; **72**) zur Ein- und Auskopplung von Ultraschall vorgesehen sind.

15. Vorrichtung zur Zuführung und Dosierung eines Fluids für medizinische Zwecke, dadurch gekennzeichnet, dass sie eine Kolbenpumpe nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 14 umfasst.

Es folgen 10 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

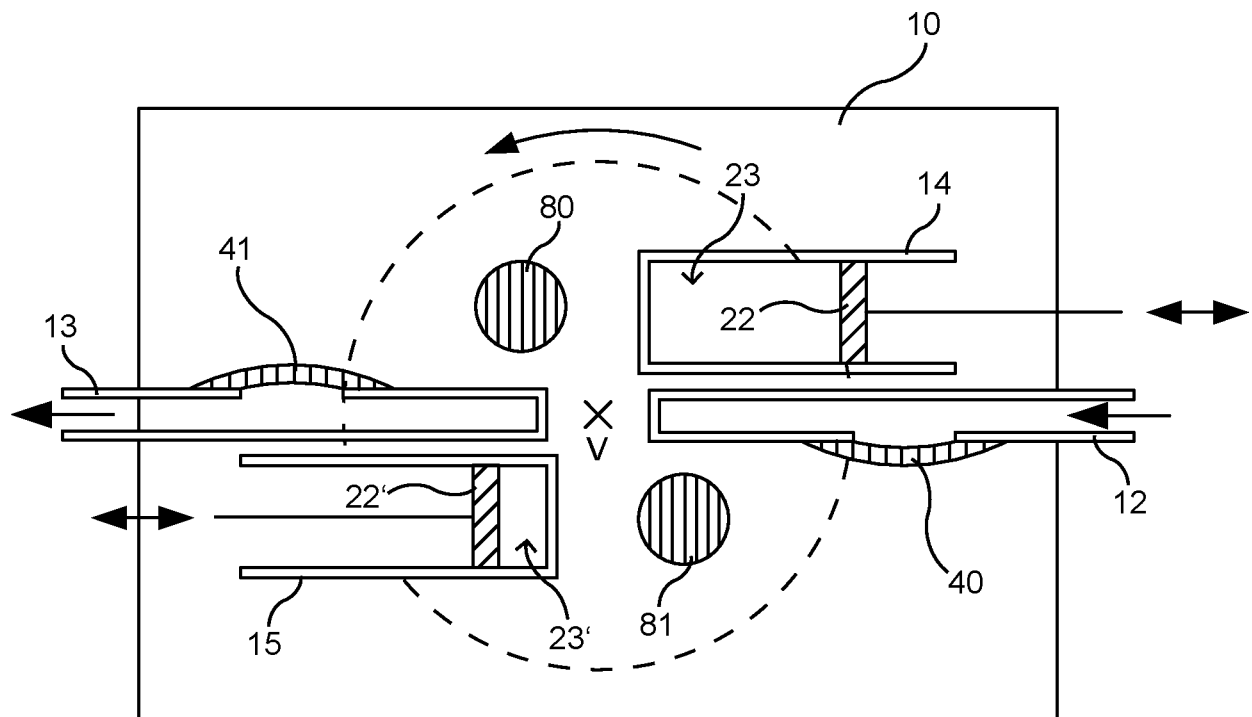


Fig. 1a

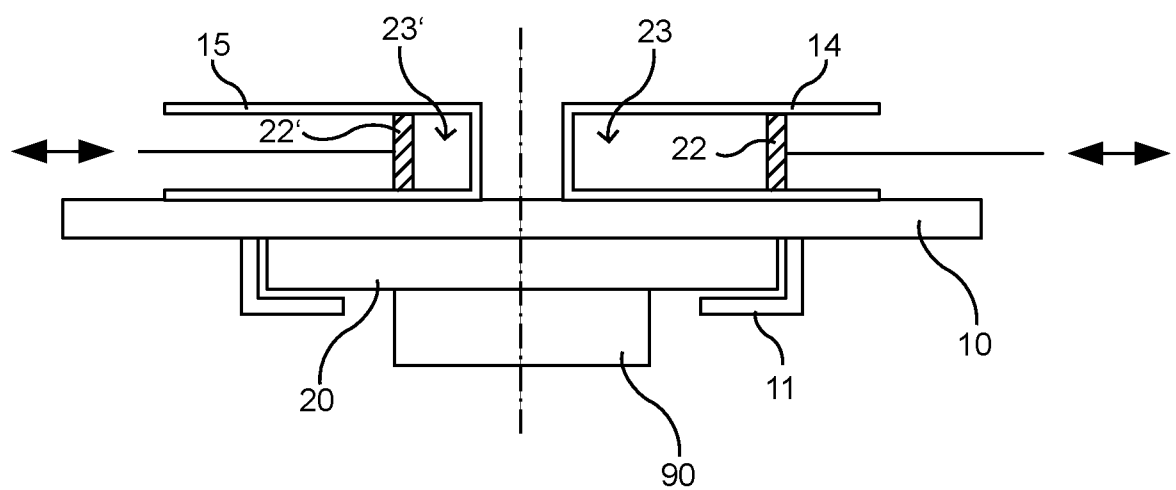


Fig. 1b

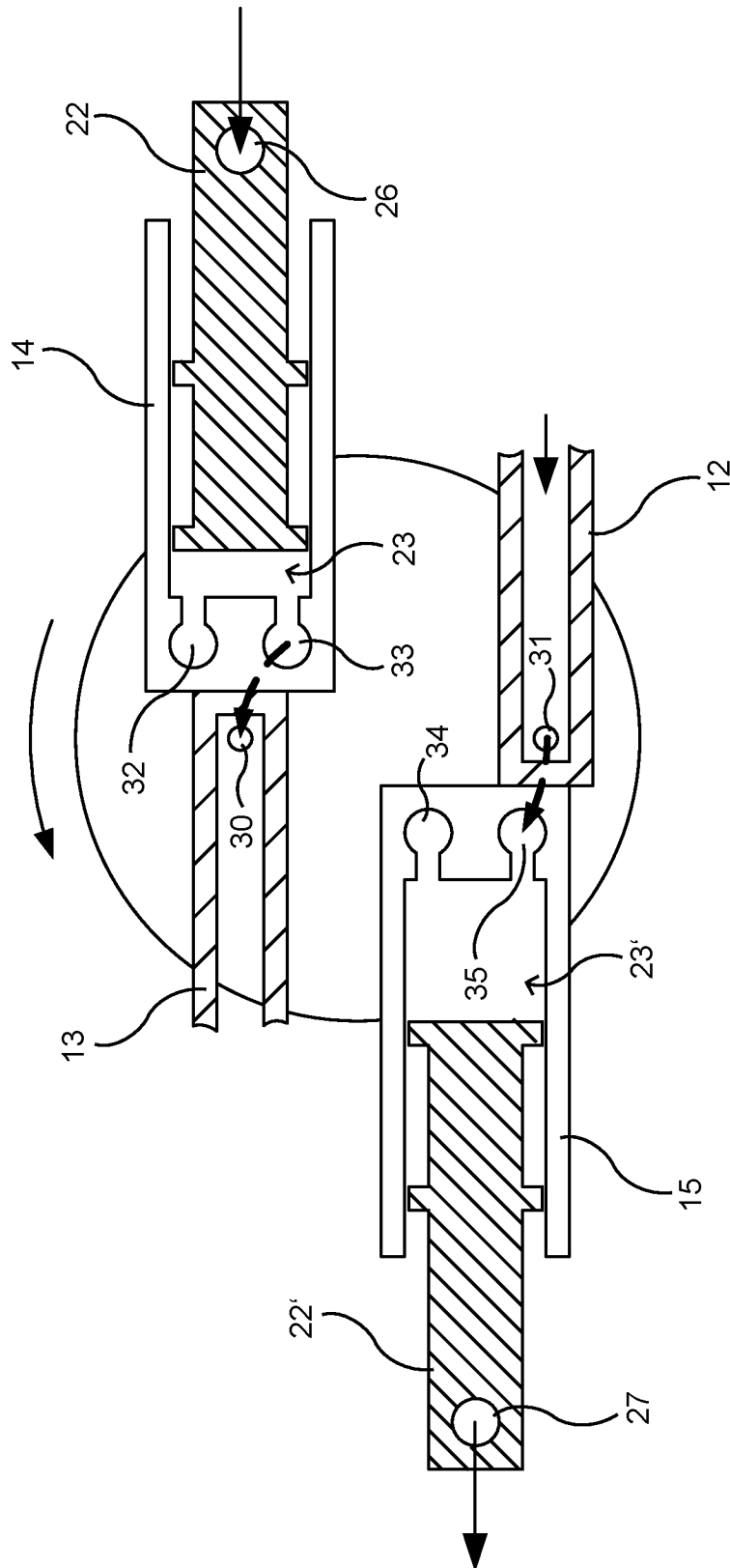


Fig. 2

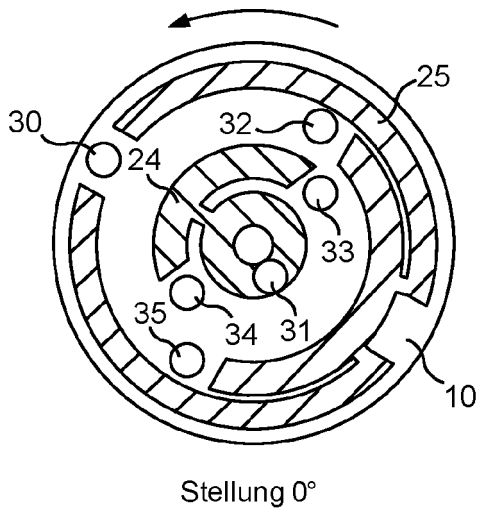


Fig. 3a

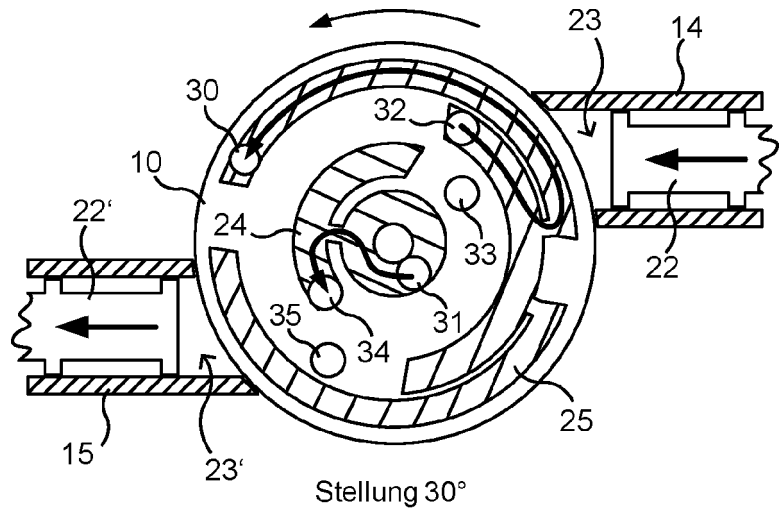


Fig. 3b

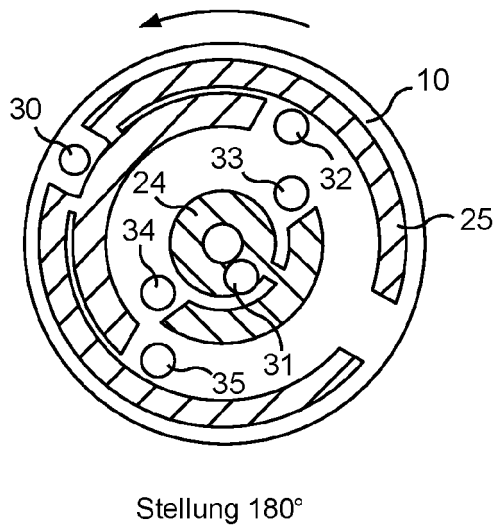


Fig. 3c

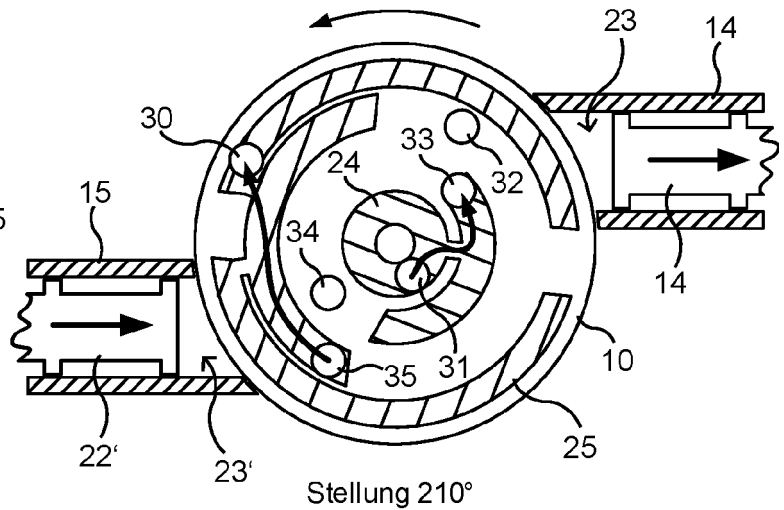


Fig. 3d

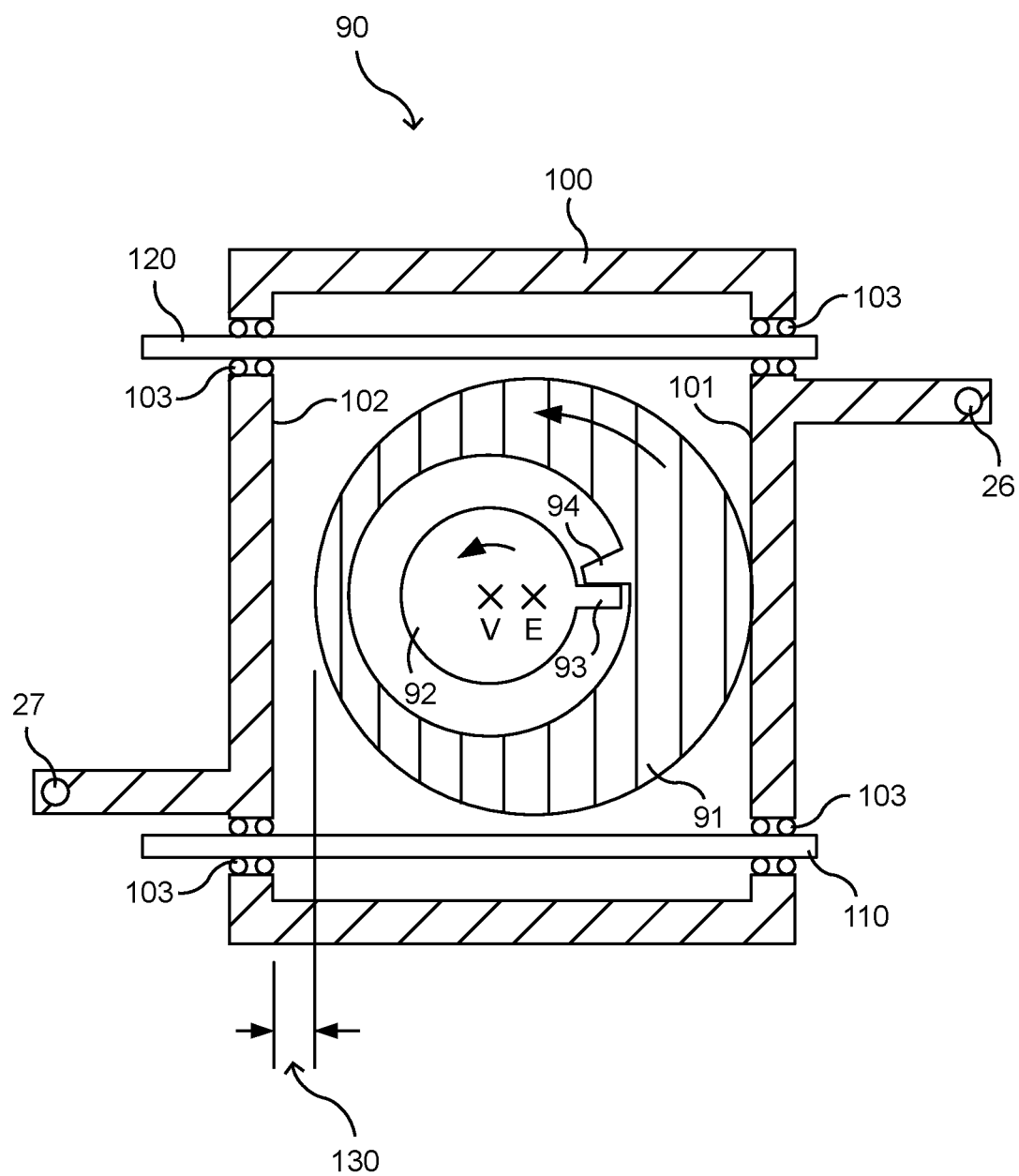


Fig. 4

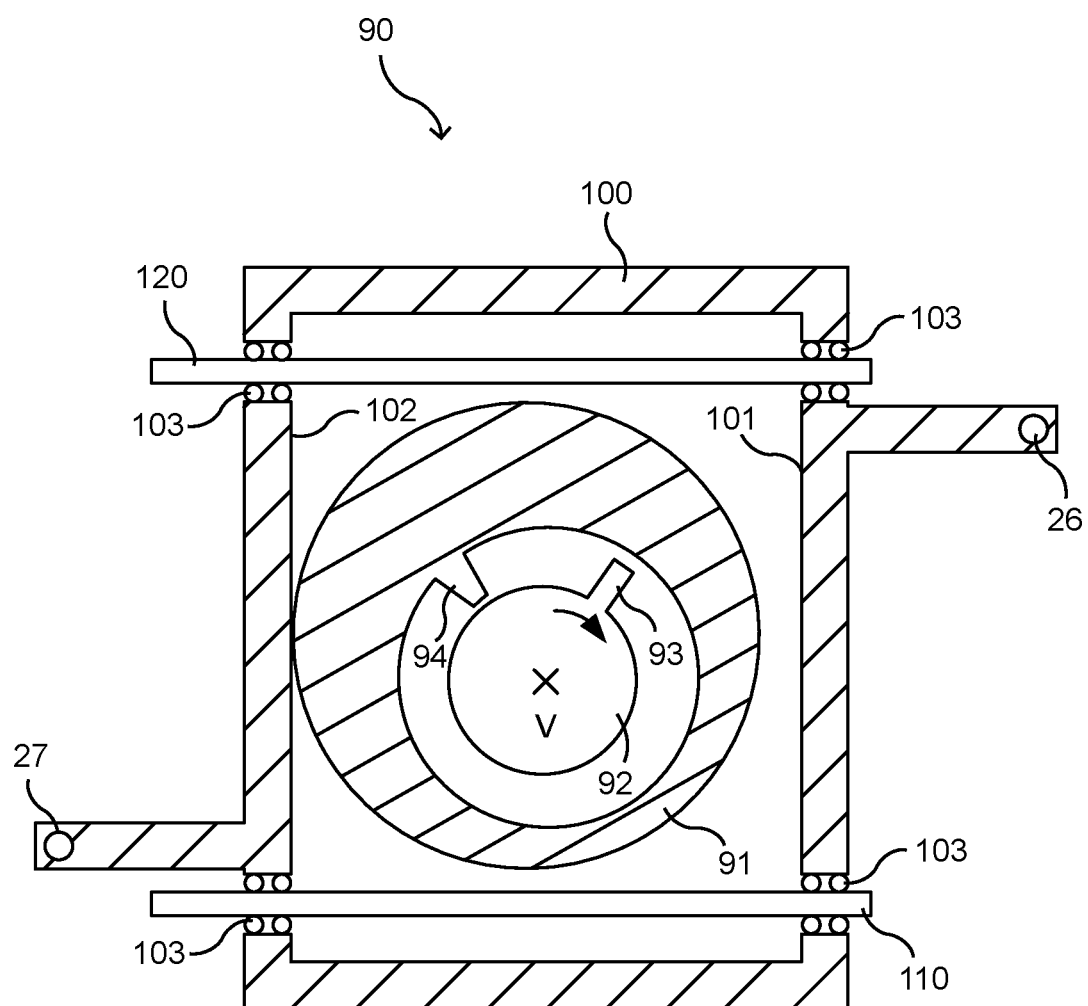


Fig. 5

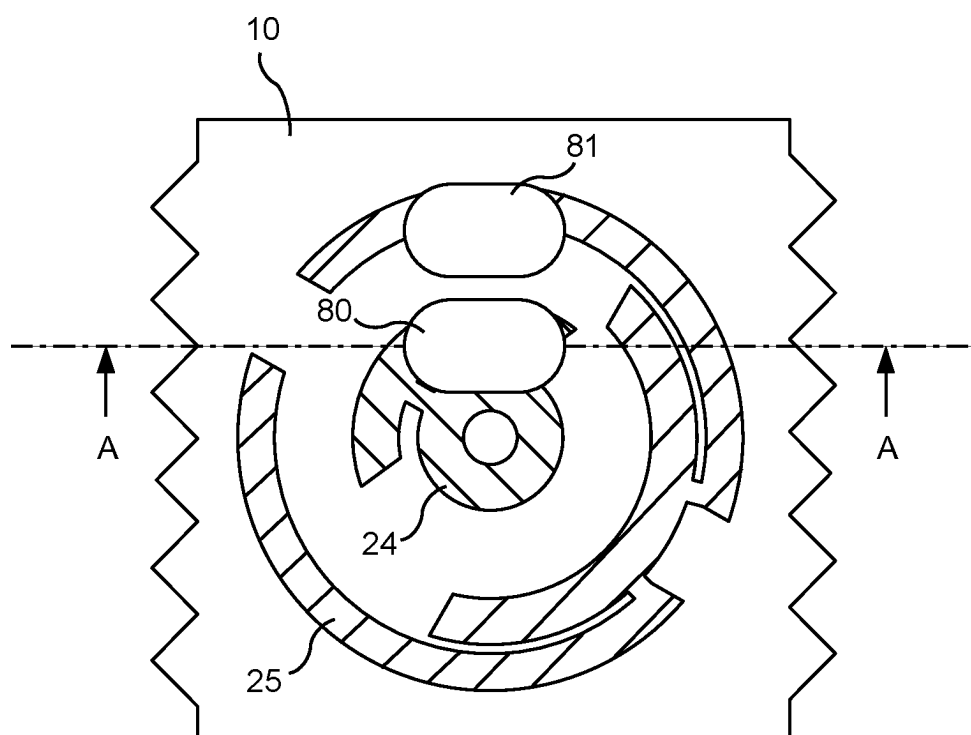


Fig. 6a

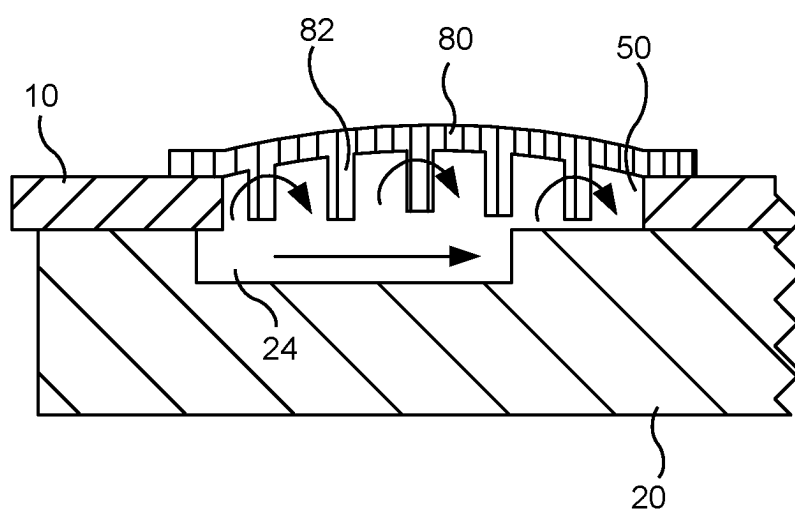


Fig. 6b

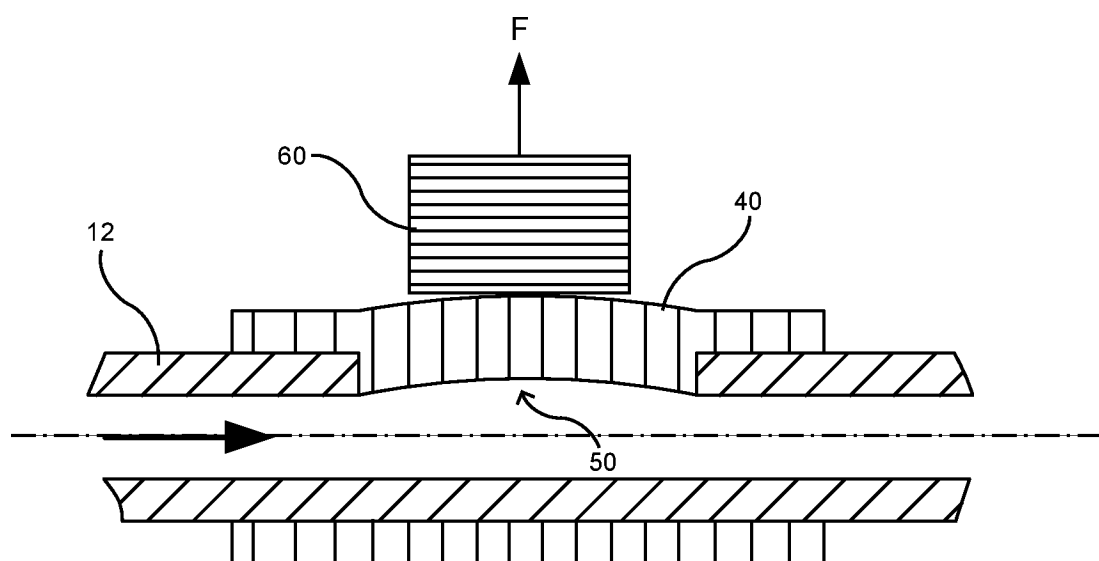


Fig. 7

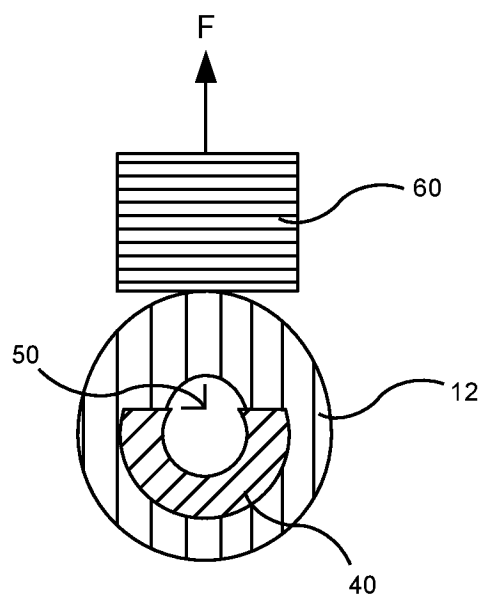


Fig. 8

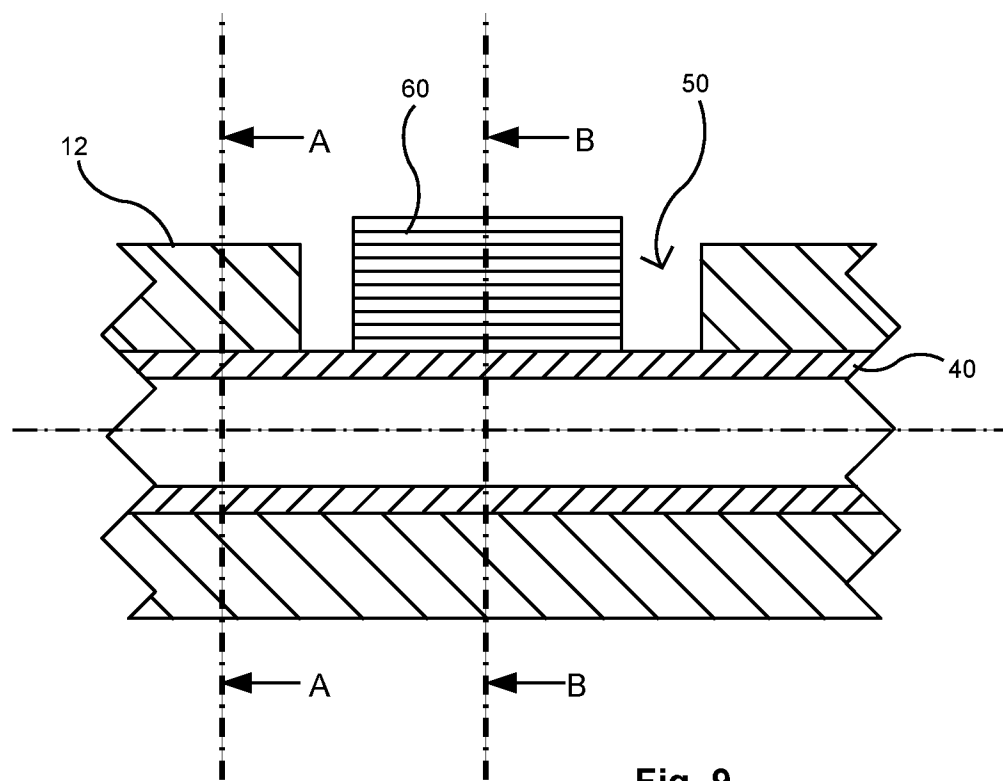


Fig. 9

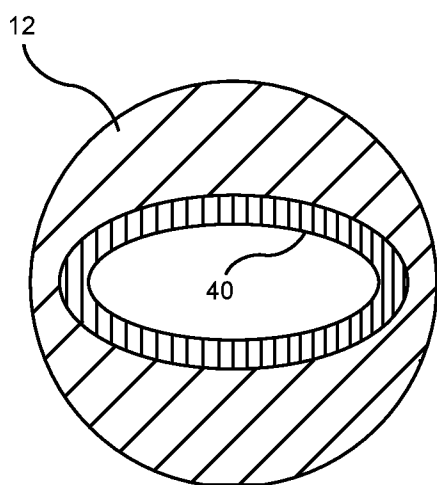


Fig. 10

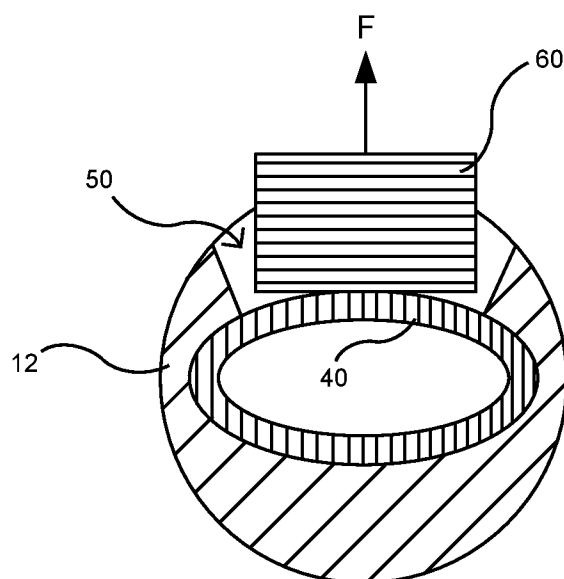


Fig. 11

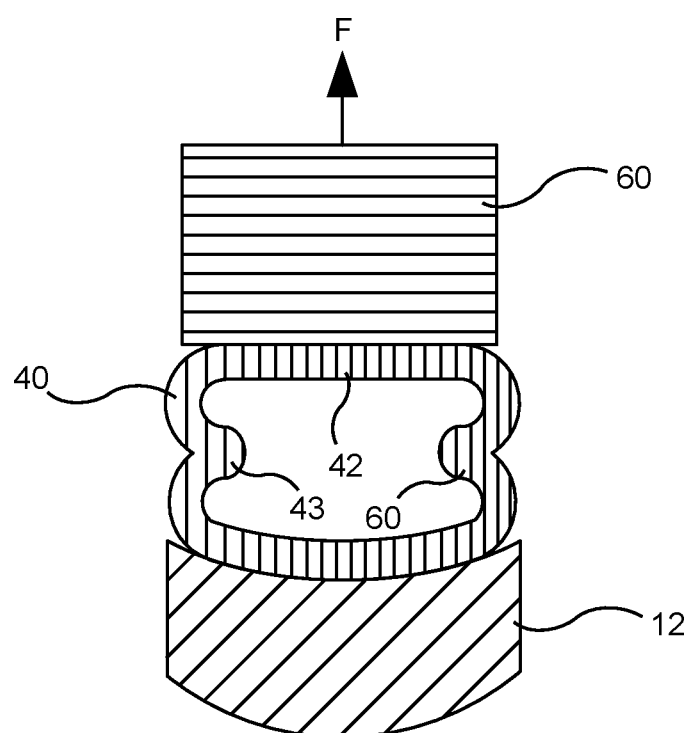


Fig. 12

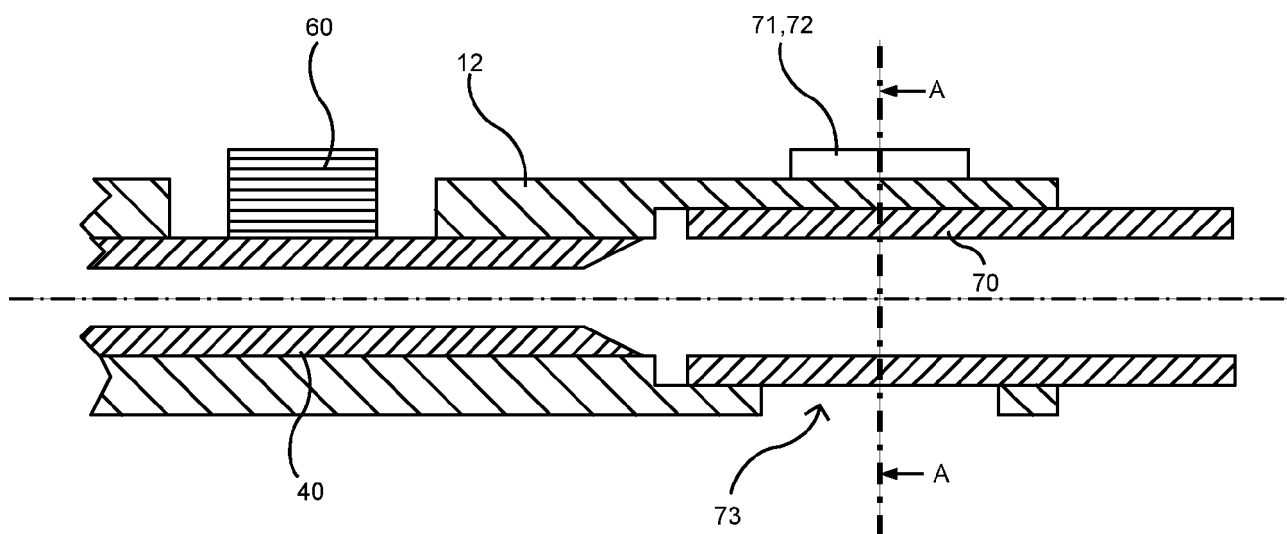


Fig. 13

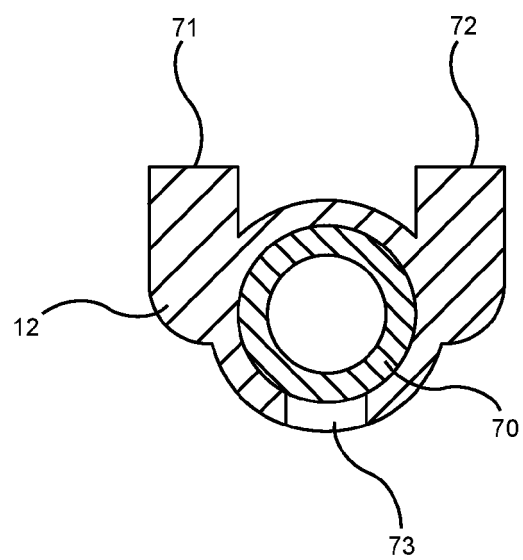


Fig. 14