(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro

(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
14. August 2008 (14.08.2008)

PCT

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2008/096316 A2

(51) Internationale Patentklassifikation:
A61M 16/20 (2006.01) *F16K 5/02* (2006.01)
F16K 3/03 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/IB2008/050415

(22) Internationales Anmeldedatum:
5. Februar 2008 (05.02.2008)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
0184/2007 5. Februar 2007 (05.02.2007) CH

(71) Anmelder *(für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von US)*: **IMTMEDICAL AG** [CH/CH]; Gewerbestrasse 8, CH-9470 Buchs (CH).

(72) Erfinder; und

(75) Erfinder/Anmelder *(nur für US)*: **FRIBERG, Harri** [CH/CH]; Gewerbestrasse 8, CH-9470 Buchs (CH). **DÄSCHER, Jakob** [CH/CH]; Gewerbestrasse 8, CH-9470 Buchs (CH). **WIRTH, Michael** [CH/CH]; Gewerbestrasse 8, CH-9470 Buchs (CH). **KRAMER, Felix** [CH/CH]; Gewerbestrasse 8, CH-9470 Buchs (CH).

(74) Anwalt: **ROSENICH, Paul**; Patentbüro Paul Rose BGZ, CH-9497 Triesenberg (LI).

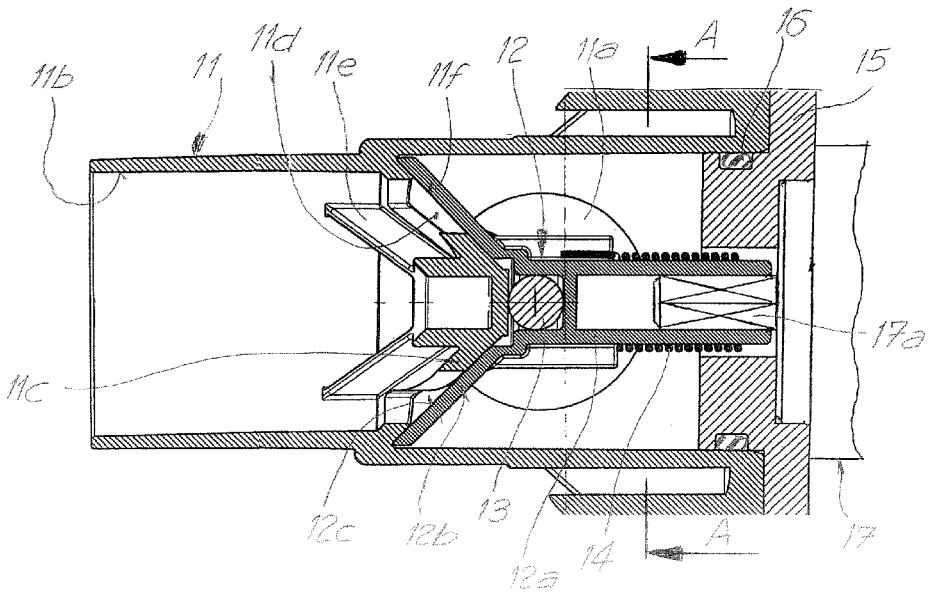
(81) Bestimmungsstaaten *(soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare nationale Schutzrechtsart)*: AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) Bestimmungsstaaten *(soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare regionale Schutzrechtsart)*: ARIPO (BW,

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: CONTROL VALVE FOR RESPIRATORY DEVICES

(54) Bezeichnung: STEUERVENTIL FÜR BEATMUNGSGERÄTE



(57) Abstract: The invention relates to a respiratory device for keeping a patient breathing artificially or support his or her breathing naturally. Said respiratory device comprises an air inlet, an air source, and at least one proportionally adjustable control valve. The control valve is provided with a housing (11) and a rotary valve (12) which is arranged in the housing so as to be twistable about the longitudinal axis thereof and which allows through-holes (11d) of the housing (11) to be entirely or partially closed by twisting the rotary valve (12). The rotary valve (12) and a corresponding support surface (11f) of the housing (11) have a conical shape, the support surface (11f) cooperating with the rotary valve (12). The through-holes (11d) are disposed in the area of the support surface (11f).

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 2008/096316 A2

GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Veröffentlicht:

— *ohne internationalen Recherchenbericht und erneut zu veröffentlichen nach Erhalt des Berichts*

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft ein Beatmungsgerät zur künstlichen Beatmung, bzw. Unterstüt- zung der natürlichen Beatmung eines Patienten, mit einem Lufteingang, einer Luft- quelle und wenigstens einem proportional regulierbaren Steuerventil. Das Steuerventil weist ein Gehäuse (11) und einen darin um seine Längsachse verdrehbar angeordne-ten Drehschieber (12) auf, mit dem Durchtrittsöffnungen (11d) des Gehäuses (11) durch Verdrehen des Drehschiebers (12) ganz oder teilweise verschliessbar sind. Der Drehschieber (12) und eine mit dem Drehschieber (12) zusammenwirkende korres- pondierende Stützfläche (11f) des Gehäuses (11) sind kegelförmig ausgebildet. Die Durchtrittsöffnungen (11d) sind im Bereich der Stützfläche (11f) angeordnet.

Steuerventil für Beatmungsgeräte

Die Erfindung betrifft ein Ventil für die Durchfluss-Steuerung und –Regulierung eines Beatmungsgerätes, wobei das Ventil ein Gehäuse und einen darin um seine Längsachse verdrehbar angeordneten Drehschieber aufweist und wobei durch Verdrehen des Drehschiebers wenigstens eine Durchtrittsöffnung ganz oder teilweise verschliessbar ist und der Drehschieber eine mit einer korrespondierend ausgebildeten Stützfläche des Gehäuses zusammenwirkende, kegelförmige Dichtfläche aufweist und die Durchtrittsöffnung im Bereich der Dichtfläche angeordnet ist.

Beatmungsgeräte werden sowohl im stationären (z.B. Klinik- oder Heimbereich) als auch im mobilen Bereich (z.B. Rettungsdienst) eingesetzt. Dabei ist es sehr wichtig, dass diese Geräte zuverlässig und störungsfrei arbeiten. Um Störungen der Umgebung beim Betreiben von solchen Geräten zu vermeiden, müssen diese Geräte im Betrieb auch möglichst leise sein.

Aus der US 6,615,831 ist ein Beatmungsgerät mit 3/2-Weg-Ventil bekannt. Das Ventil weist einen mittels einer Magnetspule axial verschiebbaren Steuerschieber auf, der in seinen Endstellungen Durchtrittsöffnungen für die von einem Druckgenerator stammende Beatmungsluft öffnet, bzw. diese verschliesst und gleichzeitig separate Durchtrittsöffnungen öffnet, um einen minimalen Luftverbrauch für den Druckgenerator zu ermöglichen. Dieses Ventil ist jedoch sehr stark lageabhängig und, infolge des für die axiale Beweglichkeit des Steuerschiebers erforderlichen Radialspiels, im geschlossenen Zustand auch undicht.

Die EP 1 177 810 B1 zeigt ein Ventil mit einem um seine Längsachse verdrehbaren Drehschieber. Dieser weist an seinem Umfang wenigstens einen Längsschlitz auf, der mit entsprechenden Öffnungen des den Schieber umgebenden Gehäuseteils zur Deckung gebracht werden kann. An der freien Stirnseite des Drehschiebers ist ausserdem eine Steuerkurve angebracht, durch welche die Öffnungen auch nur teilweise freigelegt werden können. Dieses Ventil weist ebenfalls den Nachteil auf, dass es in geschlossenem Zustand nie völlig dicht ist. Um die Dynamik des Ventils zu gewähr-

leisten, muss der Drehschieber mit einem gewissen Radialspiel in das Gehäuseteil eingepasst werden. Durch den dabei entstehenden Ringspalt kann ein Teil der Atemluft entweichen und somit die gewünschte Dosierung negativ beeinflussen.

Aus der GB 288 403 ist ein Ventil, bzw. ein Schieber für Gase und andere Fluids bekannt. Dieses weist ein Gehäuse mit einem Kegelsitz und einen kegelstumpfförmigen, von aussen durch Verdrehen betätigbaren Ventilkörper auf. Beim Verdrehen des Ventilkörpers werden Durchtrittsöffnungen im Kegelsitz des Gehäuses mit Öffnungen am Ventilkörper zu Deckung gebracht und somit ein Durchströmen des Mediums durch das Ventil ermöglicht. Durch die grossflächige Auflage des Ventilkörpers im Kegelsitz entsteht jedoch ein relativ hoher Reibungswiderstand, der sich auf die Betätigung hindernd auswirkt und eine dynamische Steuerung des Ventils verhindert.

Der Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, ein Beatmungsgerät, bzw. ein Ventil für ein Beatmungsgerät zu schaffen, das betriebssicher ist, einen geringen Durchflusswiderstand aufweist, sich durch eine hohe Dynamik auszeichnet und in geschlossenem Zustand eine hohe Dichtheit des Ventils ermöglicht.

Gemäss der Erfindung wird dies dadurch erreicht, dass der Drehschieber in axialer Richtung über eine zentrale Punktauflage, vorzugsweise eine in der Längsmittelachse angeordnete Kugel auf dem Gehäuse abgestützt ist. Eine Punktauflage zwischen dem Drehschieber und dem Gehäuse ergibt geringe Reibungsverluste und ermöglicht dadurch mittels kleinen Stellkräften und –Momenten eine hohe Dynamik des Ventils. Durch die kegelförmige Dichtfläche wird der Drehschieber beim Verschliessen des Ventils durch den Überdruck der Beatmungs-, bzw. Ausatmungsluft gegen die Dichtfläche gepresst. Leckverluste werden dadurch praktisch vermieden. Abnützungen des Drehschiebers und der korrespondierenden Stützfläche infolge Verschleiss werden automatisch kompensiert.

Der Kegel der Dichtfläche ist vorteilhaft sich entgegen der Durchflussrichtung verjüngend ausgebildet. Beim Anströmen des Kegels durch die Beatmungs-, bzw. Ausat-

mungsluft entsteht dadurch eine gleichmässige Verteilung des Luftstroms im Ventil und somit ein relativ geringer Durchflusswiderstand.

Der Kegelwinkel der Dichtfläche beträgt zweckmässigerweise zwischen 60° und 120°, vorzugsweise etwa 90°. Durch diesen Winkelbereich wird eine relativ kurze und kompakte Bauweise des Ventils ermöglicht. Der genannte Winkelbereich ergibt auch günstige Strömungsverhältnisse und weitgehende Vermeidung von Turbulenzen.

Die Durchtrittsöffnungen sind zweckmässigerweise so ausgebildet, dass sich der Durchflussquerschnitt beim Verdrehen des Drehschiebers in Schliessrichtung progressiv verkleinert, und/oder dass mehrere Durchtrittsöffnungen vorgesehen sind.. Zum Ende des Schliessvorganges hin besteht nur noch ein kleiner Durchgangsquerschnitt, sodass beim völligen Schliessen des Ventils Druckschläge im System weitgehend vermieden werden. Bei mehreren Bohrungen können diese in der Grösse unterschiedlich sein, wobei die Grösse der Bohrungen gegen Ende des Schliessvorganges kleiner wird. Der gleiche Effekt kann dadurch erzielt werden, dass in radialer Richtung mehrere Bohrung nebeneinander angeordnet werden und die Anzahl der radial nebeneinander angeordneten Bohrungen gegen das Ende des Schliessvorganges abnimmt.

Die Durchtrittsöffnungen sind vorteilhaft in Schliessrichtung des Drehschiebers sich keilförmig verjüngend ausgebildet. Durch die Form des Keils kann bewirkt werden, dass sich der verbleibende Durchflussquerschnitt beim Schliessen des Ventils schneller oder langsamer verkleinert, bzw. vergrössert. Die Ränder der keilförmigen Durchtrittsöffnung sind vorzugsweise gebogen ausgebildet.

Um eine hohe Dynamik und eine gute Abdichtung des Ventils in geschlossenem Zustand zu erreichen, ist es zweckmässig, dass sich der Kegelradius der miteinander zusammenwirkenden Dichtflächen des Gehäuses und/oder des Drehschiebers) entgegen der Schliessrichtung des Ventils über Teile des Umfanges konstant vergrössert. Die aneinander liegenden Dichtflächen des Drehschiebers und des Gehäuses sind also keine genauen Kegelflächen, sondern weichen gemäss dieser besonderen

Ausgestaltung geringfügig von einer Kegelfläche ab. Im geschlossenen Zustand des Ventils stützen sich die Dichtflächen flächig aufeinander ab und ergeben eine sehr hohe Abdichtung. Beim Öffnen des Ventils entsteht ein Dichtspalt, der den Durchtrittsquerschnitt zusätzlich vergrössert und somit einen höheren Durchfluss durch das Ventil ermöglicht.

Eine weitere vorteilhafte Ausführung besteht darin, dass die Durchtrittsöffnungen des Gehäuses auf der dem Drehschieber gegenüberliegenden Seite von einem Wulst umgeben sind, wobei die Randhöhe des Wulstes gegen die Schliessstellung des Ventils hin zunehmend ist. Dabei entsteht bei geschlossenem Zustand des Ventils ebenfalls eine flächige Abdichtung. Beim Öffnen des Ventils hebt der Drehschieber vom Wulst ab und es entsteht ebenfalls ein zusätzlicher Dichtspalt.

Eine weitere zweckmässige Ausführung des Ventils besteht darin, dass es durch Verdrehen eines Drehschiebers eine ganz oder teilweise verschliessbare Öffnung aufweist, wobei der Drehschieber nach der Art einer Irisblende mit durch einen verdrehbaren Betätigungsring in den lichten Querschnitt der Durchtrittsöffnung einschwenkbaren Lamellen ausgebildet ist. Die Irisblende wird bisher hauptsächlich im Bereich der Optik bei Foto- und Video-Kameras für die Dosierung der Belichtung verwendet.

Ein wichtiges Ziel der Erfindung besteht auch darin, innerhalb des Ventils eine möglichst laminare Strömung zu erzielen. Die Lamellen der Irisblende sind daher vorteilhaft gegen einen zentral angeordneten Verdrängungskörper beweglich. Bei geöffnetem Ventil wird der Verdrängungskörper allseitig umströmt und bildet dabei in der Luftströmung sozusagen einen „Schwimmer“.

Um ein dichtes Verschliessen des Ventils durch die etwa radial daran auflaufenden Lamellen zu ermöglichen, kann der Verdrängungskörper selbst aus einem elastischen Material bestehen. Es ist jedoch zweckmässig, dass der Verdrängungskörper wenigstens ein elastisches Dichtelement aufweist.

Das Steuerventil wird vorteilhaft über ein Stellglied, vorzugsweise über einen Schrittmotor proportional angesteuert. Somit gibt es im Betrieb des Ventils nicht nur zwei Endstellungen des Ventils, nämlich „offen“ oder „zu“ , sondern es können je nach Bedarf beliebige Zwischenstellungen angesteuert werden.

Zwischen dem Drehschieber und dem Stellglied ist vorteilhaft eine lösbare, elastische Kupplung angeordnet. Diese Kupplung ermöglicht eine spielfreie Übertragung der Rotationsbewegung vom Stellglied auf den Drehschieber. Gleichzeitig kann ein allfälliger Achsversatz ausgeglichen werden.

Für eine automatische Rückstellung in seine Ausgangslage ist der Drehschieber zweckmässigerweise gegen die Rückstellkraft wenigstens einer Torsionsfeder verdrehbar. Im stromlosen Zustand des Drehantriebs besteht somit eine definierte Ausgangslage. Bei einem Stromausfall ist bzw. geht das Ventil somit vorzugsweise automatisch in voll geöffneter Stellung, sodass die natürliche Atmung des Patienten nicht behindert wird.

Das erfindungsgemässe Ventil wird vorteilhaft in einem automatischen Beatmungsgerät zur künstlichen Beatmung, bzw. Unterstützung der Beatmung eines Patienten, mit einem Lufteingang, einer Luftquelle wenigstens einem proportional regulierbaren Steuerventil sowie Sensoren zur Messung des Drucks und des Durchflusses zur Ansteuerung des Ventils verwendet.

Die Luftquelle in einem derartigen Beatmungsgerät ist zweckmässigerweise als ein über einen gesamten Atemzyklus mit konstanter Drehzahl rotierendes Gebläse ausgebildet. Ein solches Gebläse zeichnet sich durch eine hohe Laufruhe sowie einen geringen Geräuschpegel aus. Die Regulierung der Beatmung erfolgt dabei durch die Ansteuerung der Ventile.

Weitere Ausbildungen der Erfindung sind in den Figuren und in den abhängigen Patentansprüchen angegeben.

Die Bezugszeichenliste ist, so wie die Anspruchsfassung, Bestandteil der Offenbarung.

Die Figuren werden zusammenhängend und übergreifend beschrieben. Gleiche Bezugszeichen bedeuten gleiche Bauteile, Bezugszeichen mit unterschiedlichen Indizes geben funktionsgleiche oder ähnliche Bauteile an.

Anhand von Figuren wird die Erfindung symbolisch und beispielhaft näher erläutert.

Es zeigen dabei :

Fig. 1 ein erfindungsgemässes Beatmungsgerät, schematisch dargestellt,

Fig. 2 eine erste Ausführungsform des erfindungsgemässen Ventils mit kegelförmigem Ventilsitz, im Längsschnitt dargestellt,

Fig. 3 einen Querschnitt durch das in Fig. 2 dargestellte Ventil, entlang der Schnittlinie A-A, in geöffnetem Zustand,

Fig. 4 einen Querschnitt analog Fig. 3, in geschlossenem Zustand,

Fig. 5 eine weitere Ausführungsform des erfindungsgemässen, nach Art einer Irisblende ausgebildeten Ventils, in Stirnansicht,

Fig. 6 einen Schnitt durch das Ventil gemäss Fig. 5, entlang der Schnittlinie B-B,

Fig. 7 eine perspektivische Ansicht des in Fig. 5 und 6 dargestellten Ventils,

Fig. 8 einen Querschnitt entlang der Schnittlinie C – C in Fig. 10 durch eine weitere Ausführung eines erfindungsgemässen Ventils, im geöffneten Zustand,

Fig. 9 das Ventil gemäss Fig. 8, in geschlossenem Zustand und

Fig. 10 einen Längsschnitt durch das aus Fig. 8 und 9 ersichtliche Ventil.

Das in Fig. 1 schematisch dargestellte, zum Schutz mit einer Verschalung 10 versehene Beatmungsgerät weist einen Lufteingang 1 und eine Luftquelle 2 auf. Die Luftquelle 2 ist vorzugsweise als Gebläse oder Kompressor ausgebildet. Als Luftquelle 2 kann aber auch ein interner oder externer Druckspeicher oder eine externe Druckluftversorgung verwendet werden. Im oberen, der Einatmung eines Patienten dienenden Strangs ist ein regulierbares Einatmungs-Steuerventil 3a, ein Durchfluss-Sensor 4a für die Einatmung und ein Druck-Sensor 5a für die Einatmung angeordnet. Am Ende dieses Strangs führt ein Einatmungsschlauch 6 zum Patienten. Ein Ausatmungsschlauch 7 führt vom Patienten zurück in die Verschalung 10. In diesem unteren, die Ausatmung steuernden Strang ist ebenfalls ein Druck-Sensor 5b für die Ausatmung, ein Durchfluss-Sensor 4b für die Ausatmung und ein regulierbares Ausatmungs-Steuerventil 3b angeordnet. Die Messwerte der Durchfluss- und Druck-Sensoren werden laufend einer Steuerung 8 zugeführt, wo sie zur Regelung der Steuerventile 3a, 3b für die Einatmung, bzw. Ausatmung des Patienten dienen. Schliesslich gelangt die ausgeatmete Atemluft über einen Luftaustritt 9 ins Freie.

Das Beatmungsgerät kann direkt an einem externen Stromnetz oder durch eine interne oder externe Batterie betrieben werden.

Die aus den Fig. 3 bis 5 ersichtliche Ausführung eines erfindungsgemässen Steuerventils besteht aus einem Gehäuse 11 mit einem darin drehbar gelagerten Drehschieber 12. Das Gehäuse 11 weist einen seitlichen Eintrittstutzen 11a und einen in axialer Richtung an den Drehschieber 12 anschliessenden Austrittstutzen 11b auf. Zwischen dem Eintrittstutzen 11a und dem Austrittstutzen 11b befindet sich eine Zwischenwand 11c. Die Zwischenwand 11c ist kegelförmig ausgebildet und schliesst einen Kegelwinkel von ca. 90° ein. Die Zwischenwand 11c ist mit keilförmig ausgebildeten Durchtrittsöffnungen 11d versehen. Der Drehschieber 12 besteht aus einem rohrförmigen Schaft 12a und einem damit verbundenen Trichter 12b. Die Innenseite

des Trichters 12b bildet zusammen mit einer Stützfläche 11f an der Zwischenwand 11c des Gehäuses 11 eine Dichtfläche 12c, welche in dem in Fig. 4 dargestellten geschlossenen Zustand des Ventils die Durchtrittsöffnungen 11d verschliesst.

Wie aus Fig. 2 hervorgeht, ist der Drehschieber 12 in axialer Richtung über eine Kugel 13 auf dem Gehäuse 11 zentrisch abgestützt. Die Kugel 13 ergibt an beiden Teilen 11, 12 eine zentrale Punktauflage im Bereich der Längsmittelachse und ermöglicht somit eine sehr geringe Reibung.

Eine Torsionsfeder 14, welche den Schaft 12a des Drehschiebers 12 umgibt, dient dazu, den Drehschieber 12 im stromlosen Zustand des Ventils in einer definierten Ausgangslage zu halten. (z.B. „offen“ oder „zu“). Zudem unterstützt die Torsionsfeder 14 das Dichthalten des Drehschiebers 12, indem der Trichter 12b in axialer Richtung gegen die Zwischenwand 11c gedrückt wird. Ein Deckel 15 ist auf der dem Austrittstutzen 11b gegenüberliegenden Seite mit dem Gehäuse 11 verbunden. Ein vorzugsweise als O-Ring ausgebildeter Dichtring 16 dient zur Abdichtung des Deckels 15.

Am Deckel 15 ist ein als Stellantrieb dienender Schrittmotor 17 befestigt. Der Schrittmotor 17 dient dem Drehantrieb des Drehschiebers 12 mittels einer Antriebswelle 17a. Beim Schliessen des Ventils entsteht hinter dem Ventil ein Überdruck, welcher den Trichter 12b, bzw. die Dichtfläche 12c des Drehschiebers 12, axial gegen die Stützfläche 11f des Gehäuses 11 presst. Dadurch entstehen praktisch keine Leckverluste. Dies ermöglicht das Betreiben einer beispielsweise als Gebläse ausgebildeten Luftquelle mit konstanter Drehzahl über einen kompletten Atemzyklus, bestehend aus Einatmung und Ausatmung. Die gesamte Dynamik des Atemzyklusses kann demnach alleine mit den Steuerventilen erreicht werden. In Längsrichtung ausgerichtete Leitflügel 11e sollen eine Verwirbelung der Strömung im Ventil verhindern. Diese Leitflügel sind jedoch fakultativ und können somit auch entfallen.

Wie aus Fig. 3 ersichtlich ist, sind die Durchtrittsöffnungen 11d keilförmig mit gebogenen Rändern ausgebildet. Dies ermöglicht eine bestimmte, z.B. progressive Schliess-, bzw. –Öffnungs-Charakteristik des Ventils. Insbesondere können damit auch Druck-

spitzen abgebaut, bzw. verhindert werden. Zum Schliessen des Ventils wird der Drehschieber 12 durch die Kraft der Torsionsfeder 14 in die in Fig. 4 dargestellte geschlossene Position verdreht. Je nach Luftbedarf können die Durchtrittsöffnungen 11d durch einen geringeren Schwenkwinkel des Drehschiebers 12 auch nur teilweise geöffnet werden.

Die Durchtrittsöffnungen 11d sind von einem Wulst 11g umgeben. Die Randhöhe des Wulstes 11g ist vorzugsweise in Schliessrichtung zunehmend. Somit wird eine Auflaufschräge für den Drehschieber 12 gebildet. Dadurch wird in geschlossenem Zustand des Ventils eine besonders gute Abdichtung erreicht. Beim Öffnen des Ventils kann der Drehschieber 12 vom Wulst 11g abheben, sodass ein zusätzlicher Dichtspalt geöffnet und der Durchsatz des Ventils vergrössert wird.

Die aus den Fig. 5 bis 7 ersichtliche Ausführungsform des Steuerventils weist ein als Flansch ausgebildetes Gehäuse 20 auf. Im Gehäuse 20 ist ein Betätigungsring 21 verdrehbar gelagert. Ein zentral angeordneter Verdrängungskörper 22 ist über radiale Stege 23 mit dem Gehäuse 20 erbunden. Der Verdrängungskörper 22 besteht aus einem kegelförmigen Vorderteil 22a und einem kegelförmigen Hinterteil 22b, welche beispielsweise miteinander verschraubt sind. Am Gehäuse 20 sind Lamellen 25 schwenkbar befestigt, welche durch Verdrehen des Betätigungsringes 21 nach dem Prinzip einer aus der Optik bekannten Irisblende radial nach innen geschwenkt werden können. Der Verdrängungskörper 22 bildet dabei den radialen Anschlag der Lamellen 25. Um eine gute Abdichtung zu erreichen und eine Beschädigung der Lamellen 25 zu verhindern, ist der Verdrängungskörper 22 im Auflaufbereich der Lamellen 25 mit einem oder mehreren elastischen Dichtelementen 24 versehen. Diese Dichtelemente 24 können beispielsweise als O-Ringe ausgebildet werden. Dieses nach Art einer Irisblende ausgebildete Steuerventil ergibt durch die symmetrische Anordnung der Durchtrittsöffnung 26 sehr günstige Strömungsverhältnisse.

Das aus den Fig. 8 bis 10 ersichtliche Ventil entspricht funktionell im wesentlichen der aus den Fig. 2 bis 4 gezeigten Ausführung und besteht ebenfalls aus einem Gehäuse 31 und einem darin drehbar gelagerten Drehschieber 32. Seitlich am Gehäuse 31 ist

ein Eintrittsstutzen 31 angeformt. Ein Austrittsstutzen 31b ist koaxial zur Längsachse des Drehschiebers 32 angeordnet. Zwischen dem Eintrittsstutzen 31a und dem Austrittsstutzen 31b befindet sich eine kegelförmige Zwischenwand 31c. Die Zwischenwand 31c bildet eine Stützfläche 31f für den Drehschieber 32. Der Drehschieber 32 weist einen im wesentlichen zylindrischen Schaft 32a und einen damit verbundenen Trichter 32b auf. Im Bereich des Trichters 32b sind Dichtflächen 32c angeordnet, welche zusammen mit den Stützflächen 31f eine flächige Abdichtung bilden.

Der Drehschieber 32 ist über eine zentral angeordnete Kugel 33 punktförmig auf dem Gehäuse 31 abgestützt und ist somit gegen einen sehr geringen Widerstand verdrehbar. Eine Torsionsfeder 34 hält den Drehschieber 32 in der in Fig. 8 dargestellten Ausgangsstellung. Dabei sind Durchtrittsöffnungen 31d des Gehäuses 31 voll geöffnet und ermöglichen Durchströmen des Ventils. Im Unterschied zu der aus Fig. 2 bis 4 ersichtlichen Ausführung, welche auf beiden Seiten nur eine einzige, keilförmige Durchtrittsöffnung (11d) aufweist, sind bei dieser Ausführung die Durchtrittsöffnungen 31d als eine Vielzahl einzelner Bohrungen ausgebildet. Dabei sind die Bohrungen so angeordnet, dass sich der Durchflussquerschnitt ebenfalls in Schliessrichtung progressiv verkleinert.

Das rückwärtige Ende des Ventils wird durch einen Deckel 35 abgeschlossen. Zur Abdichtung zwischen dem Gehäuse 31 und und dem Deckel 35 ist ein Dichtring 36 vorgesehen. Eine mit dem Schaft 32a des Drehschiebers 32 zusammenwirkende Wellendichtung 39 verhindert Leckverluste der Beatmungsluft und gleichzeitig das Eindringen von Fremdstoffen.

Der Drehschieber 32 wird ebenfalls über einen beispielsweise als Schrittmotor 37 ausgebildet Stellantrieb angetrieben. Die Antriebswelle 37a des Schrittmotors 37 ist dabei über eine lösbare, elastische Kupplung 38 mit dem Drehschieber 32 verbunden. Die Flexibilität der Kupplung 38 ergibt wenigstens drei vorteilhafte Effekte:

1. die Rotation wird vom Schrittmotor 37 spielfrei auf den Drehschieber 32 übertragen.

2. ein allfälliger Achsversatz zwischen dem Schrittmotor 37 und dem Drehschieber wird ausgeglichen und
3. die Kupplung kann eine zusätzliche axiale Kraft aufbringen, die dazu führt, dass das drehschieberseitige Ende der Kupplung 38 stets satt in der Aufnahme der Drehschiebers 32 anliegt.

Im Unterschied zu der aus Fig. 2 bis 4 ersichtlichen Ausführung, bei der die Stützfläche 11f und die Dichtfläche 12c als exakter Kegel ausgebildet sind, weisen die Dichtfläche 32c und die Stützfläche 31f über den Umfang einen variablen Kegelradius r / R auf, der sich entgegen der Schliessrichtung kontinuierlich vergrössert. Der Steigungswinkel der Radiusänderung beträgt vorzugsweise ca. 3°. Dadurch kann erreicht werden, dass in geschlossenem Zustand des Ventils die Kugel 33 von der Punktauflage abgehoben und die Dichtflächen voll axial gegeneinander gepresst werden. Dadurch wird eine hohe Abdichtung des Ventils in geschlossenem Zustand erreicht.

Sowohl das Gehäuse 11, 31 als auch der Drehschieber 12, 32 bestehen vorzugsweise aus Kunststoff. Kunststoffe weisen ein relativ geringes spezifisches Gewicht auf und ergeben somit ein geringes Eigengewicht der beweglichen Teile, insbesondere des Drehschiebers12, 32. Dies wiederum ermöglich eine hohe Dynamik der Bewegung dieser Teile. Ein weitere Vorteil der Kunststoffe besteht darin, dass sie dauerhaft und sehr gut sterilisierbar sind.

Bezugszeichenliste

1 Lufteingang
2 Luftquelle
3a Einatmungs-Steuerventil
3b Ausatmungs-Steuerventil
4a Durchfluss-Sensor für Beatmung
4b Durchfluss-Sensor für Ausatmung
5a Druck-Sensor für Beatmung
5b Druck-Sensor für Ausatmung
6 Beatmungsschlauch
7 Ausatmungsschlauch
8 Steuerung
9 Luftaustritt
10 Verschalung

11 Gehäuse
11a Eintrittstutzen
11b Austrittstutzen
11c Zwischenwand
11d Durchtrittsöffnungen
11e Leitflügel
11f Stützfläche
11g Wulst
12 Drehschieber
12a Schaft
12b Trichter
12c Dichtfläche
13 Kugel
14 Torsionsfeder
15 Deckel
16 Dichtring
17 Schrittmotor

17a Antriebswelle

20 Gehäuse
21 Betätigungsring
22 Verdrängungskörper
22a Vorderteil
22b Hinterteil
23 Steg
24 Dichtelement
25 Lamelle
26 Durchtrittsöffnung

31 Gehäuse
31a Eintrittstutzen
31b Austrittstutzen
31c Zwischenwand
31d Durchtrittsöffnungen
31f Stützfläche
32 Drehschieber
32a Schaft
32b Trichter
32c Dichtfläche
33 Kugel
34 Torsionsfeder
35 Deckel
36 Dichtring
37 Schrittmotor
37a Antriebswelle
38 Kupplung
39 Wellendichtring

Patentansprüche

1. Ventil für die Durchfluss-Steuerung und –Regulierung eines Beatmungsgerätes (1), wobei das Ventil ein Gehäuse (11) und einen darin um seine Längsachse verdrehbar angeordneten Drehschieber (12) aufweist und wobei durch Verdrehen des Drehschiebers (12) wenigstens eine Durchtrittsöffnung (11d) ganz oder teilweise verschliessbar ist, wobei der Drehschieber (12) eine mit einer korrespondierend ausgebildeten Stützfläche (11f) des Gehäuses (11) zusammenwirkende, kegelförmige Dichtfläche (12c) aufweist und die Durchtrittsöffnung (11d) im Bereich der Dichtfläche (11f) angeordnet ist, **dadurch gekennzeichnet, dass** der Drehschieber (12) in axialer Richtung über eine zentrale Punktauflage, vorzugsweise eine in der Längsmittelachse angeordnete Kugel (13), auf dem Gehäuse (11) abgestützt ist.

2. Ventil nach Anspruch 1, dadurch **gekennzeichnet, dass** der Kegel der Dichtfläche (12c) sich entgegen einer Durchflussrichtung verjüngend ausgebildet ist.

3. Ventil nach Anspruch 1 oder 2, **dadurch gekennzeichnet, dass** der Kegelwinkel der Dichtfläche zwischen 60° und 120°, vorzugsweise etwa 90° beträgt.

4. Ventil nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Durchtrittsöffnung (11d) so ausgebildet ist, dass sich der Durchflussquerschnitt beim Verdrehen des Drehschiebers (12) in Schliessrichtung progressiv verkleinert, und/oder dass mehrere Durchtrittsöffnungen vorgesehen sind.

5. Ventil nach Anspruch 4, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Durchtrittsöffnung bzw. Durchtrittsöffnungen (11d) in Schliessrichtung des Drehschiebers (12) sich keilförmig verjüngend ausgebildet ist, bzw. sind.

6. Ventil nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** sich der Kegelradius (r/R) der miteinander zusammenwirkenden Dichtflächen des Gehäuses (31) und/oder des Drehschiebers (32) entgegen der Schliessrichtung des Ventils über Teile des Umfanges kontinuierlich vergrössert.

7. Ventil nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Durchtrittsöffnungen (11d) des Gehäuses (11) auf der dem Drehschieber (12) gegenüberliegenden Seite von einem Wulst (11g) umgeben sind, wobei die Randhöhe des Wulstes (11g) gegen die Schliessstellung des Ventils hin zunehmend ist.

8. Ventil für die Durchfluss-Steuerung und –Regulierung eines Beatmungsgerätes, **dadurch gekennzeichnet, dass** es durch Verdrehen eines Drehschiebers eine ganz oder teilweise verschliessbare Öffnung (26) aufweist, wobei der Drehschieber nach der Art einer Irisblende mit durch einen verdrehbaren Betätigungsring (21) in den lichten Querschnitt der Durchtrittsöffnung einschwenkbaren Lamellen (25) ausgebildet ist.

9. Ventil nach Anspruch 8, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Lamellen (25) der Irisblende gegen einen zentral angeordneten Verdrängungskörper (22) beweglich sind.

10. Ventil nach Anspruch 9, **dadurch gekennzeichnet, dass** der Verdrängungskörper (22) wenigstens ein elastisches Dichtelement (24) aufweist.

11. Ventil nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** das der Drehschieber (12) über ein Stellglied, vorzugsweise über einen Schrittmotor (17, 37) proportional angesteuert wird.

12. Ventil nach Anspruch 11, **dadurch gekennzeichnet, dass** zwischen dem Drehschieber (12) und dem Stellglied eine lösbare, elastische Kupplung (38) angeordnet ist.

13. Ventil nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** der Drehschieber (12, 32) gegen die Rückstellkraft wenigstens einer Torsionsfeder (14, 34)) verdrehbar ist.

14. Beatmungsgerät zur künstlichen Beatmung, bzw. Unterstützung der Beatmung eines Patienten, mit einem Lufteingang (1), einer Luftquelle (2), wenigstens einem proportional regulierbaren Steuerventil (3a, 3b) sowie Sensoren zur Messung des Drucks (5a, 5b) und des Durchflusses (4a, 4b) zur Ansteuerung des Steuerventils (3a, 3b), **dadurch gekennzeichnet, dass** das Steuerventil ein Ventil gemäss einem der Ansprüche 1 bis 13 ist.

15. Beatmungsgerät nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, dass die Luftquelle (2) als ein über einen gesamten Atemzyklus mit konstanter Drehzahl rotierendes Gebläse ausgebildet ist.

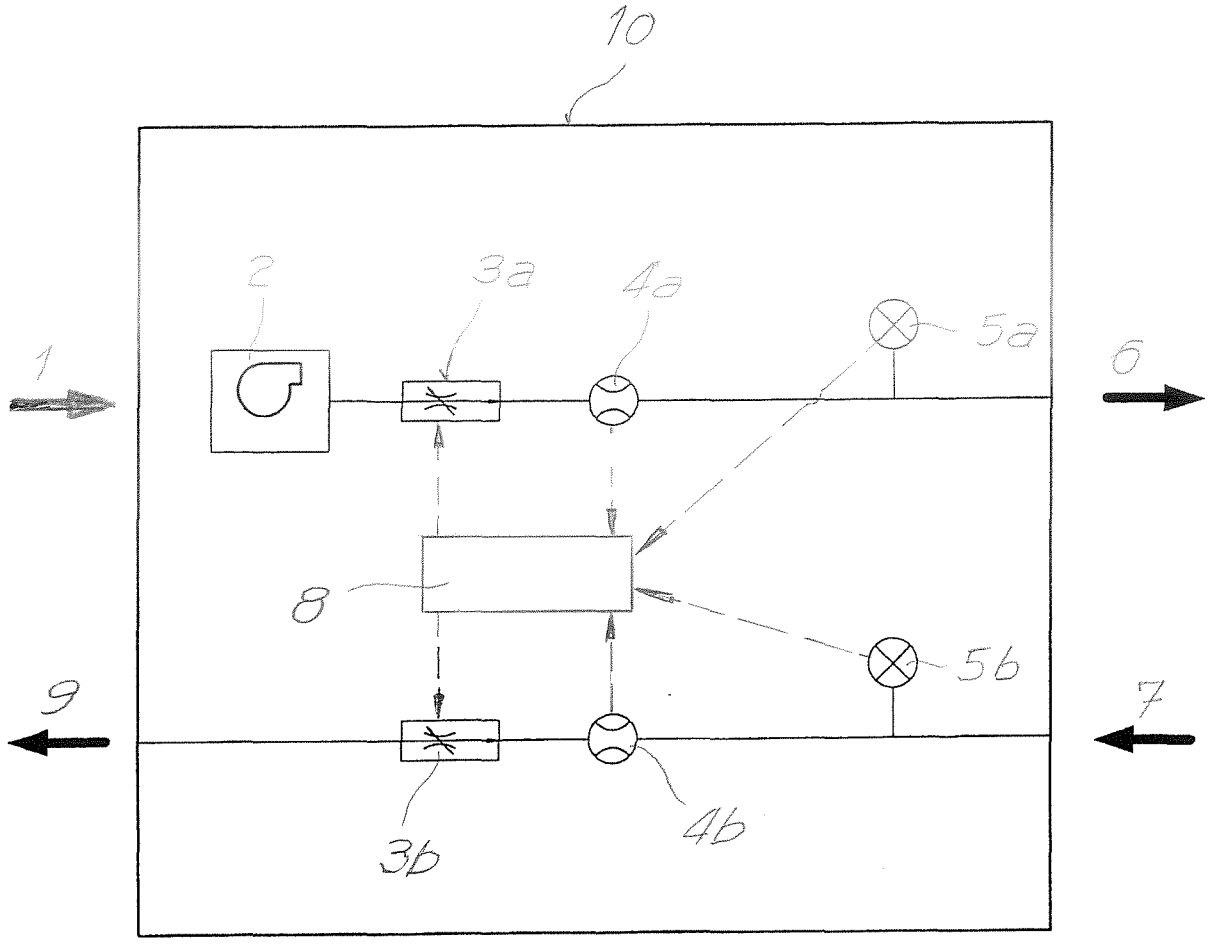


Fig. 1

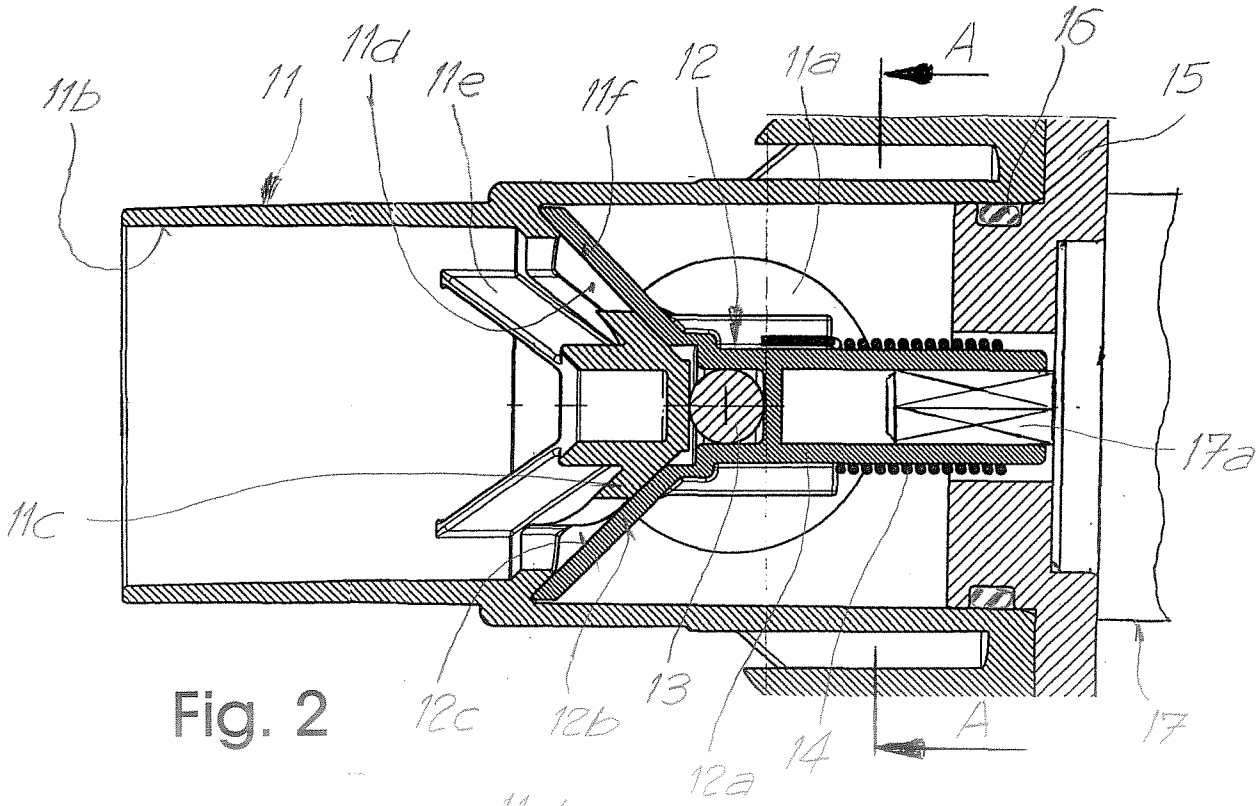


Fig. 2

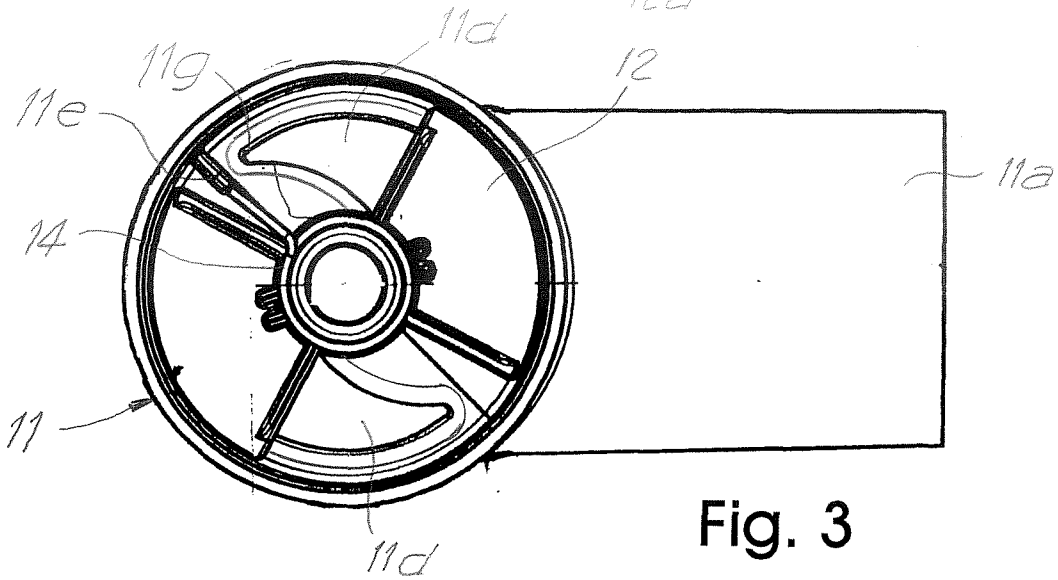


Fig. 3

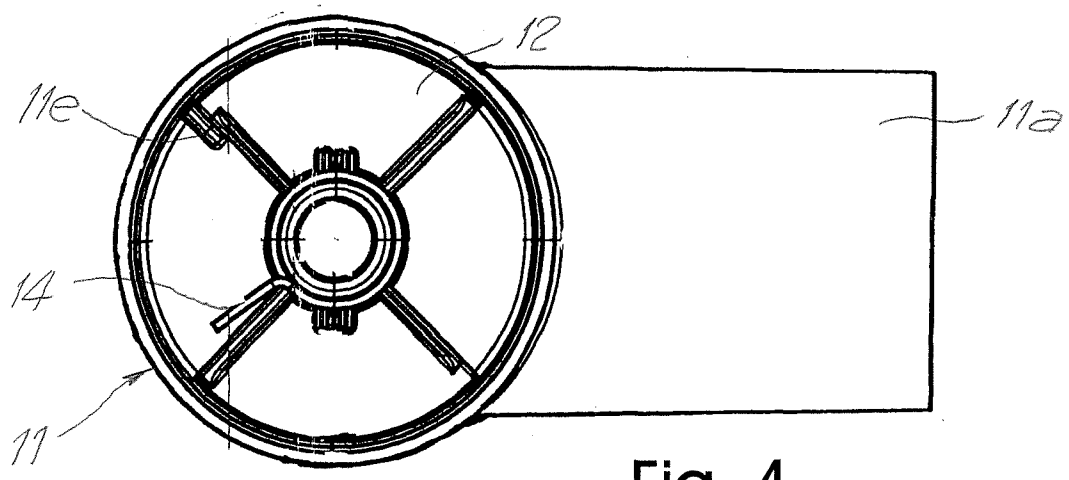


Fig. 4

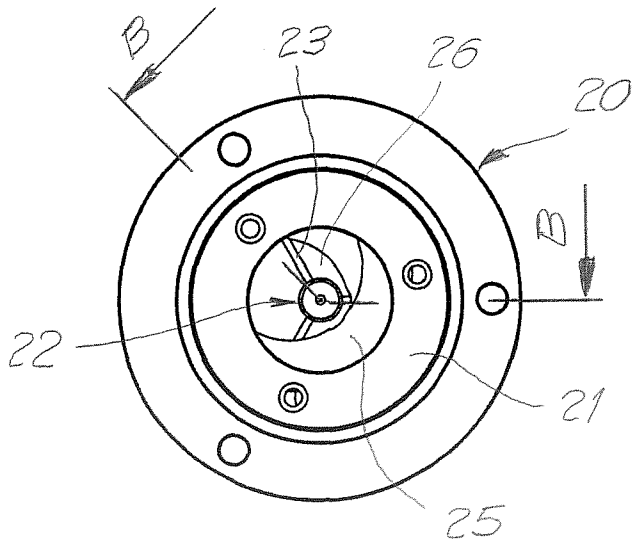


Fig. 5

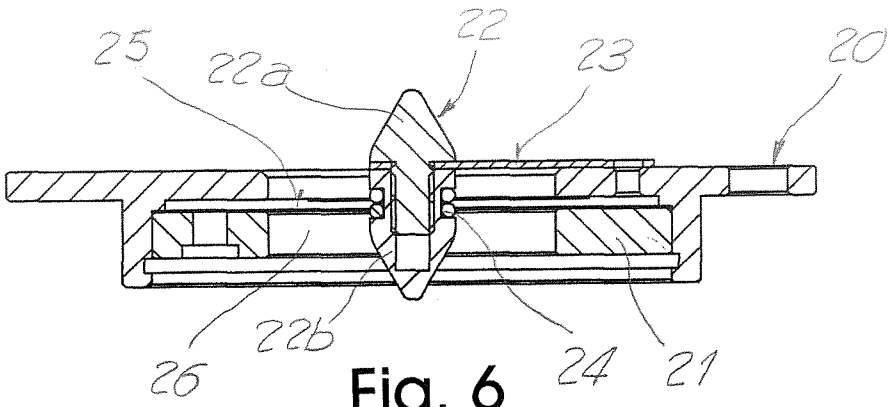


Fig. 6

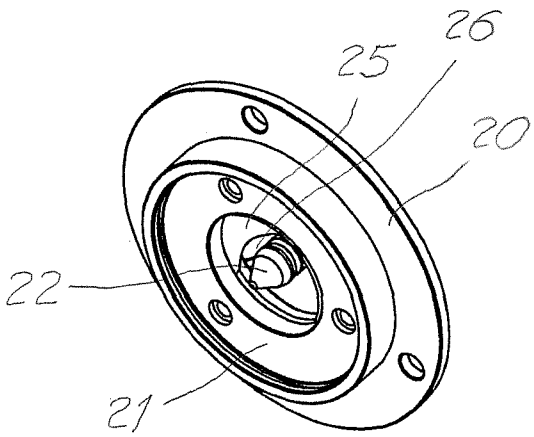


Fig. 7

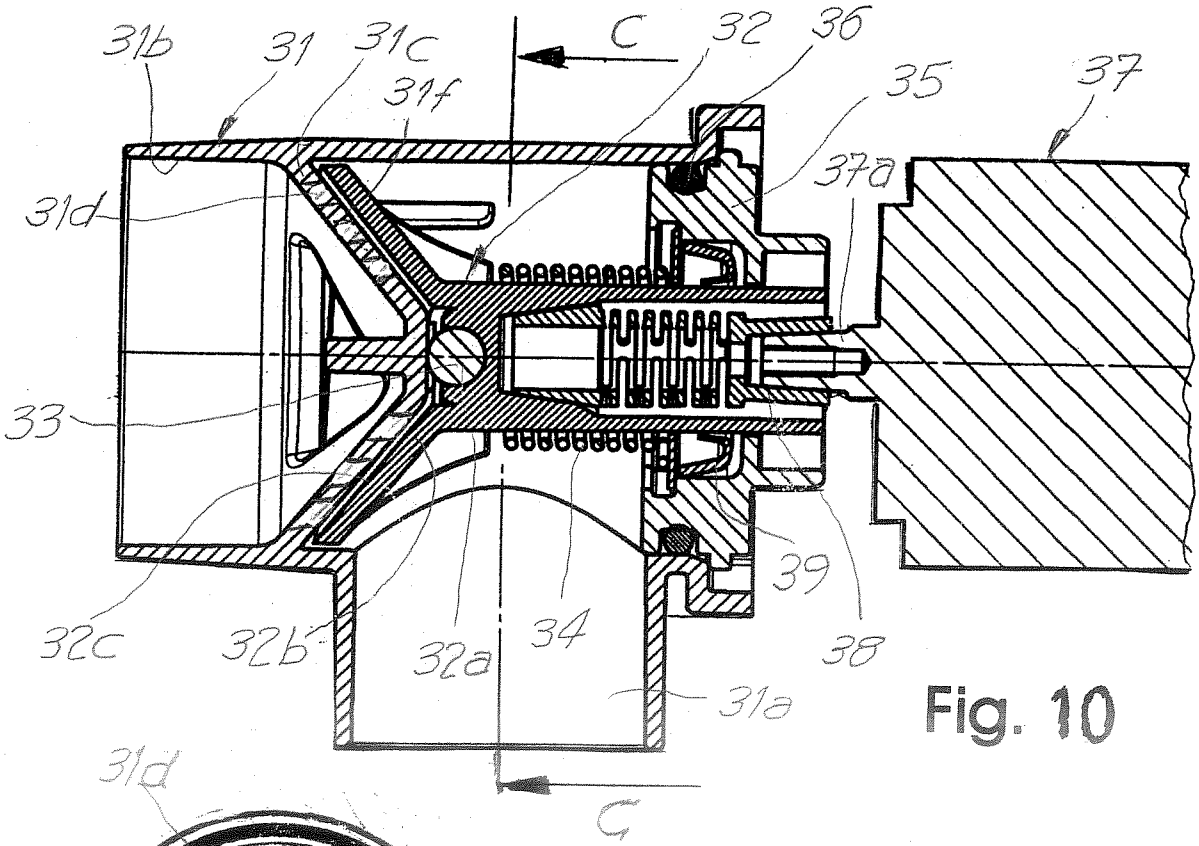


Fig. 10

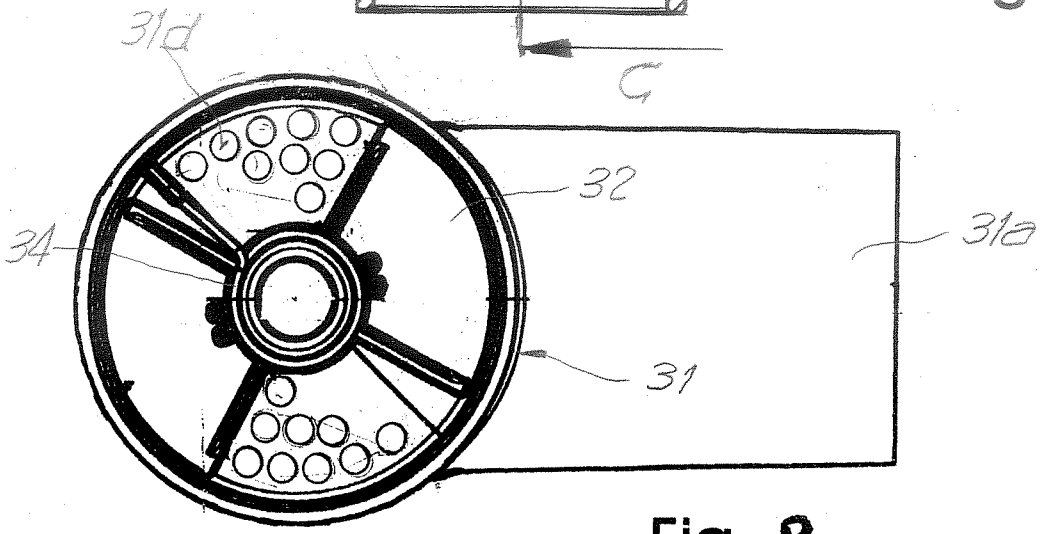


Fig. 8

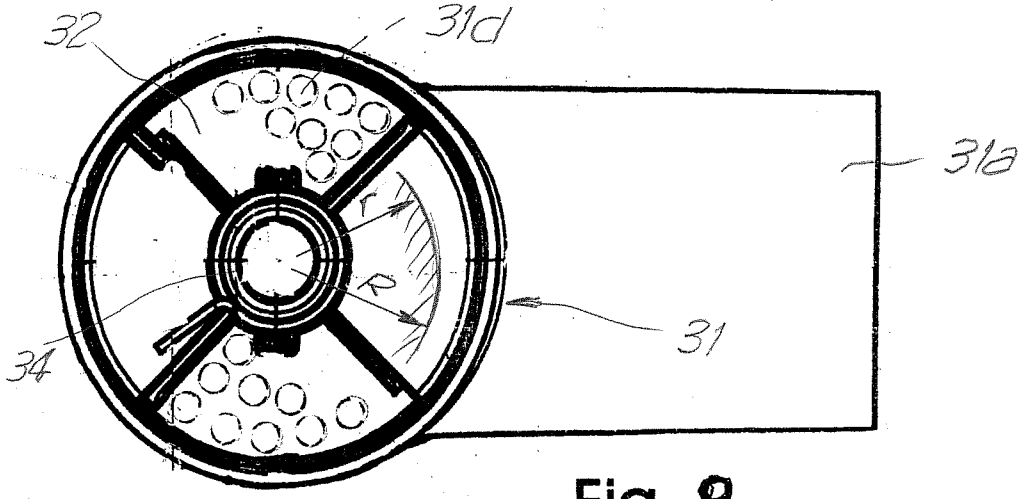


Fig. 9