



(12) **Offenlegungsschrift**

(21) Aktenzeichen: **10 2020 108 199.5**
(22) Anmeldetag: **25.03.2020**
(43) Offenlegungstag: **09.09.2021**

(51) Int Cl.: **A61B 5/08 (2006.01)**
A61M 16/00 (2006.01)
A61B 5/083 (2006.01)
A61B 5/085 (2006.01)
A61B 5/087 (2006.01)

(66) Innere Priorität:
10 2020 106 138.2 06.03.2020

(71) Anmelder:
AC Aircontrols GmbH, 47906 Kempen, DE;
Fraunhofer-Gesellschaft zur Förderung der
angewandten Forschung eingetragener Verein,
80686 München, DE

(74) Vertreter:
Patentanwaltkanzlei Dammertz, 47906 Kempen,
DE

(72) Erfinder:
Manegold, Christoph, 40549 Düsseldorf, DE;
Pohlmann, Gerhard, Dr., 31715 Meerbeck,
DE; Thomas, Michael, Dr., 31275 Lehrte, DE;
Lachmann, Kristina, Dr., 38553 Wasbüttel, DE

(56) Ermittelter Stand der Technik:

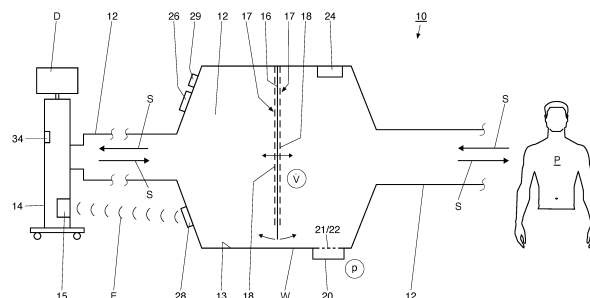
DE	10 2010 030 324	A1
DE	10 2017 124 256	A1
DE	20 2007 003 818	U1
DE	20 2017 005 964	U1
DE	11 2013 001 902	T5
GB	2 121 185	A
EP	2 996 750	B1
EP	3 314 213	B1
EP	0 461 281	A1
WO	2011/ 067 734	A1
WO	2015/ 169 848	A1

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen.

(54) Bezeichnung: **Verfahren und Vorrichtung zum Bestimmen von Volumenstrom, Druck und Zusammensetzung eines Gases**

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft ein Verfahren und eine Vorrichtung (10) zum Bestimmen von Volumenstrom (V), Druck (p) und Zusammensetzung eines Gases, das bei der Atmung/Beatmung eines Patienten (P) durch einen Strömungskanal (12) geleitet wird. In dem Strömungskanal (12) ist eine flexible Trägermembran (16) orthogonal zur Strömungsrichtung (S) des Gases angeordnet, wobei an zumindest einer Oberfläche (17) der Trägermembran (16) zumindest ein erster Sensor (18) insbesondere in Form eines Dehnungsmessstreifens angebracht ist. Die Trägermembran (16) ist innerhalb des Strömungskanals (12) in Abhängigkeit des Volumenstroms (V) des Gases verformbar, wobei bei einer Bewegung der Trägermembran (16) und/oder Verformung des ersten Sensors zumindest ein Signal abhängig vom Volumenstrom (V) des Gases erzeugt wird. Ein Druck des Gases wird mittels einer Druckmesseinrichtung (20) gemessen, die in dem Strömungskanal (12) insbesondere im Bereich von dessen Wandung (W) angeordnet ist. Die Zusammensetzung des Gases wird durch einen innerhalb des Strömungskanals (12) angeordneten zweiten Sensor (24) bestimmt.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren und eine Vorrichtung zum Bestimmen von Volumenstrom, Druck und Zusammensetzung eines Gases bei der Atmung oder Beatmung eines Patienten.

[0002] Auf dem Gebiet der Medizin ist es bei der Versorgung von Patienten mit Atemgas bzw. Atemluft in der Regel erforderlich, dass genaue Informationen zu diesem Atemgas bzw. für diese Atemluft vorliegen. Zu diesem Zweck werden Messparameter erfasst, die für ein Atemgas bzw. Atemluft, das bzw. die dem Patienten zugeführt bzw. vom Patienten eingeatmet wird oder vom Patienten ausgeatmet wird, charakteristisch sind. Zu diesen Messparametern zählen insbesondere die Menge an zugeführtem Atemgas, die sich aus dem Volumenstrom bestimmt, der Druck des zugeführten Gases sowie dessen Zusammensetzung insbesondere im Hinblick auf die darin enthaltenen Anteile z.B. von Sauerstoff und Kohlendioxid und deren Konzentration.

[0003] Nach dem Stand der Technik ist es bekannt, dass Volumenstromsensoren aus einem Hitzdraht-Anemometer ausgebildet sind. In bekannter Weise kommt bei der Hitzdraht-Anemometrie ein sehr dünner Draht zum Einsatz, der einen Durchmesser von nur wenigen Mikrometern aufweist und in der Regel aus Platin, Nickel, Wolfram oder unterschiedlichen Legierungen hieraus besteht. Das Messprinzip besteht darin, dass dieser dünne Draht elektrisch erhitzt wird, wobei die Wärmeabgabe dieses Drahts an die vorbeiströmende Luft zur Bestimmung der Strömungsgeschwindigkeit dient.

[0004] Aus DE 10 2010 030 324 A1, DE 20 2017 005 964 U1 und DE 11 2013 001 902 T5 sind jeweils Beatmungsvorrichtungen bekannt, bei denen Volumenstrom- bzw. Strömungsratensensoren auf Basis eines Hitzdraht-Anemometers eingesetzt werden.

[0005] Des Weiteren ist aus DE 10 2017 124 256 A1 ein Atemgas-Erfassungssystem bekannt, bei dem unter Verwendung eines Wärmeleitfähigkeits-Sensors, der in Form eines Hitzdraht-Anemometers ausgebildet sein kann, im Atemgas die Konzentration von Kohlendioxid bestimmt wird.

[0006] Die Bereitstellung eines Hitzdraht-Anemometers insbesondere zur Bildung eines Volumenstromsensors ist per se kostspielig und mit dem weiteren Nachteil verbunden, dass in Verbindung hiermit zumeist aufwendige und schnelle Regelkreise erforderlich sind, um den Hitzdraht auf einer durchschnittlich gleichen Temperatur zu halten.

[0007] Ein anderes Messprinzip zum Bestimmen eines Volumenstroms, das im Vergleich zur Hitzdraht-

Anemometrie weniger aufwendig ist, besteht nach dem Stand der Technik darin, dass ein Sensor insbesondere in Form eines Dehnungsmessstreifens auf einer flexiblen Trägermembran angebracht ist, wobei die Trägermembran von einem Gas angeströmt wird und hierbei in einen Strömungskanal hineinragt, durch den das Gas zu einem Patienten geleitet oder von dem Patienten weggeführt wird. Die Verformung, die sich für die flexible Trägermembran mit dem darauf angebrachten Dehnungsmessstreifen bei der Anströmung durch das Gas einstellt, wird von dem Dehnungsmessstreifen in ein Signal umgewandelt, welches in der Regel einen eindeutigen funktionalen Zusammenhang zum Volumenstrom des Gases innerhalb des Strömungskanals hat. Eine Volumenstrommessung mit Hilfe solcher auf einer flexiblen Trägermembran angebrachten Dehnungsmessstreifen ist beispielsweise aus GB 2121185 A, WO 2011/067734 A1 oder aus WO 2015/169848 A1 bekannt. Gleichwohl ist aus diesen Druckschriften nicht bekannt, dass mit den hierin gezeigten Vorrichtungen, die wie erläutert mit Dehnungsmessstreifen zur Volumenstrommessung eines Gases ausgestattet sind, auch eine Analyse eines durch einen Strömungskanal geleiteten Gases in Bezug auf seine einzelnen Anteile wie beispielsweise Sauerstoff oder Kohlendioxid möglich ist.

[0008] Entsprechend liegt der Erfindung die Aufgabe zugrunde, im Zusammenhang mit dem Atmen oder einer Beatmung eines Patienten in Bezug auf ein Gas, das zum oder vom Patienten strömt, die Bestimmung von charakteristischen Messparametern dieses Gases, zu denen auch die Analyse der Bestandteile des Gases gehört, mit insbesondere preiswerten und einfachen Mitteln zu optimieren.

[0009] Die obige Aufgabe wird durch ein Verfahren mit den Merkmalen von Anspruch 1 und durch eine mit den Merkmalen von Anspruch 15 definierte Vorrichtung gelöst. Vorteilhafte Weiterbildungen der Erfindung sind Gegenstand der abhängigen Ansprüche.

[0010] Die vorliegende Erfindung sieht ein Verfahren vor, mit dem sich Volumenstrom (Flow), Druck und Zusammensetzung eines Gases, das bei der Atmung oder Beatmung eines Patienten durch einen Strömungskanal geleitet wird, bestimmen lassen. Die Messung des Volumenstroms des Gases erfolgt mittels einer flexiblen Trägermembran, die in dem Strömungskanal im Wesentlichen orthogonal zur Strömungsrichtung des Gases angeordnet ist, wobei an zumindest einer Oberfläche der Trägermembran zumindest ein erster Sensor insbesondere in Form eines Dehnungsmessstreifens oder eines Piezoelements angebracht ist. Die flexible Trägermembran kann innerhalb des Strömungskanals in Abhängigkeit des Volumenstroms des Gases verformt werden, wobei bei einer Bewegung der Trägermembran und/

oder Verformung des ersten Sensors zumindest ein Signal abhängig vom Volumenstrom des Gases erzeugt wird. Des Weiteren ist in dem Strömungskanal insbesondere im Bereich von dessen Wandung eine Druckmesseinrichtung angeordnet, wobei mit dieser Druckmesseinrichtung ein statischer Druck für das innerhalb des Strömungskanals strömende Gas im Vergleich zur äußeren Umgebung des Strömungskanals gemessen wird. Die Zusammensetzung des Gases, insbesondere ausgewählte Gase gebildet aus der Gruppe von zumindest Sauerstoff (O₂) und Kohlendioxid (CO₂), wird durch zumindest einen innerhalb des Strömungskanals angeordneten insbesondere katalytischen zweiten Sensor bestimmt.

[0011] In gleicher Weise sieht die Erfindung eine Vorrichtung vor, mit der sich Volumenstrom (Flow), Druck und Zusammensetzung eines Gases bei der Atmung oder Beatmung eines Patienten bestimmen lassen. Eine solche Vorrichtung umfasst einen Strömungskanal, der an ein Beatmungsgerät anschließbar ist und durch den das Gas hindurch strömen kann, zumindest eine flexible Trägermembran, die in dem Strömungskanal im Wesentlichen orthogonal zur Strömungsrichtung des Gases angeordnet ist, wobei an zumindest einer Oberfläche der Trägermembran zumindest ein erster Sensor insbesondere in Form eines Dehnungsmessstreifens oder ein Piezoelements angebracht ist, wobei die Trägermembran innerhalb des Strömungskanals in Abhängigkeit des Volumenstroms des Gases verformbar ist und bei einer Bewegung der Trägermembran und/oder Verformung des ersten Sensors zumindest ein Signal abhängig vom Volumenstrom des Gases erzeugbar ist, eine Druckmesseinrichtung, die in dem Strömungskanal insbesondere im Bereich von dessen Wandung angeordnet ist, wobei mit dieser Druckmesseinrichtung ein statischer Druck für das innerhalb des Strömungskanals strömende Gas im Vergleich zur äußeren Umgebung des Strömungskanals messbar ist, und zumindest einen innerhalb des Strömungskanals angeordneten insbesondere katalytischen zweiten Sensor, mit dem eine Zusammensetzung des Gases, insbesondere ausgewählte Gase gebildet aus der Gruppe von zumindest Sauerstoff (O₂) und Kohlendioxid (CO₂), bestimmbar sind.

[0012] Zweckmäßigerweise kann bei der vorliegenden Erfindung der erste Sensor, welcher an zumindest einer Oberfläche der flexiblen Trägermembran angebracht ist, in Form eines Dehnungsmessstreifens (kurz: „DMS“) ausgebildet sein. In der Regel führt eine Bewegung bzw. Auslenkung der flexiblen Trägermembran beim Anströmen mit dem durch den Strömungskanal geleiteten Gases zu einer Verformung des DMS, was dann ein elektrisches Signal erzeugt, welches abhängig von dem durch den Strömungskanal geleiteten Volumenstrom, beispielsweise proportional hierzu, ist.

[0013] Um eine bidirektionale Messung des Volumenstroms mit der flexiblen Trägermembran zu optimieren, ist es gemäß einer vorteilhaften Weiterbildung der Erfindung vorgesehen, dass erste Sensoren auf beiden Seiten der Trägermembran, d.h. auf entgegengesetzten Oberflächen davon, angebracht sind. Gleichwohl darf an dieser Stelle darauf hingewiesen werden, dass eine bidirektionale Messung des Volumenstroms bereits dann möglich ist, wenn nur an bzw. auf einer Oberfläche der flexiblen Trägermembran, d.h. nur an einer Seite davon, ein erster Sensor beispielsweise in Form eines DMS vorgesehen ist.

[0014] Ein erster Sensor in Form eines DMS kann entweder von außen auf einer Oberfläche der flexiblen Trägermembran befestigt werden, beispielsweise durch Kleben. Ergänzend oder alternativ hierzu ist es auch möglich, einen DMS strukturell in das Material der flexiblen Trägermembran einzuarbeiten.

[0015] Alternativ zu einem DMS kann ein erster Sensor auch in Form eines Piezoelements ausgebildet sein. Hierbei wird der Piezoeffekt ausgenutzt. Dies bedeutet, dass bei einer Bewegung bzw. Verformung der flexiblen Trägermembran im Falle der Anströmung mit einem durch den Strömungskanal geleiteten Gas auf ein an bzw. auf der Trägermembran angebrachtes Piezoelement eine mechanische Kraft einwirkt, die wiederum eine elektrische Spannung produziert, die zu einem Signal umgewandelt wird, welches abhängig oder proportional zum Volumenstrom des Gases innerhalb der Strömungskanals ist.

[0016] Die Messung des Volumenstroms für ein durch den Strömungskanal geleitetes Gas durch zumindest einen ersten Sensor ist im Vergleich zur Messtechnik basierend auf der Hitzdraht-Anemometrie wesentlich einfacher und kostengünstiger insoweit, als dass dieser erste Sensor vorzugsweise in Form eines DMS auf der Oberfläche einer flexiblen Trägermembran angebracht ist und sich bei einer Verformung des ersten Sensors, die sich beim Anströmen der Trägermembran durch das Gas und einer hieraus resultierenden Auslenkung der Trägermembran einstellt, ein elektrisches Signal bildet, welches abhängig oder proportional zum Volumenstrom des Gas ist.

[0017] Wie bereits erläutert, kann es sich gemäß einer vorteilhaften Weiterbildung der Erfindung empfehlen, dass erste Sensoren, beispielsweise in Form eines DMS oder eines Piezoelements, auf den entgegengesetzten Oberflächen der flexiblen Trägermembran angebracht sind. Dies ermöglicht für ein in dem Strömungskanal geleiteten Gas eine Messung von dessen Volumenstrom in beiden Richtungen.

[0018] Der Erfindung liegt die wesentliche Erkenntnis zugrunde, dass es hiermit in robuster und zuver-

lässiger Weise möglich ist, mehrere Messparameter für ein Gas, das entweder zum Patienten geleitet wird oder vom Patienten ausgeatmet worden ist und von ihm wegströmt, gleichzeitig zu messen bzw. zu bestimmen. Zu diesen Parametern gehören neben dem Volumenstrom (= „Flow“), der wie erläutert mit Hilfe eines auf einer flexiblen Trägermembran angebrachten ersten Sensors und vorzugsweise mit einem DMS ermittelt wird, und dem Druck des Gases insbesondere auch die Bestandteile des Gases, beispielsweise die Anteile von Sauerstoff und/oder Kohlendioxid, die in dem durch den Strömungskanal geleiteten Gas enthalten sind und mittels des zweiten Sensors bestimmbar sind.

[0019] Mit der erfindungsgemäßen Vorrichtung wird ein kompaktes und preiswertes Kombi-Gerät vorzugsweise in Form eines Einmal-Artikels geschaffen, mit dem die vorstehend genannten Messparameter für ein vom oder zum Patienten strömendes Gas in einfacher und robuster Weise bestimmt werden können.

[0020] In vorteilhafter Weiterbildung der Erfindung ist vorgesehen, dass das Bestimmen der besagten Messparameter des durch den Strömungskanal geleiteten Gases (d.h. Volumenstrom (Flow), Druck und Zusammensetzung eines Gases) für den Anteil des Gases erfolgt, der durch den Strömungskanal in Richtung des Patienten strömt und entsprechend vom Patienten eingeatmet wird oder aktiv in die Lunge des Patienten strömt. In diesem Zusammenhang kann das Gas, welches in Richtung des Patienten geleitet wird, als „frisches Gas“ bezeichnet werden.

[0021] In vorteilhafter Weiterbildung der Erfindung ist vorgesehen, dass das Bestimmen von Volumenstrom (Flow), Druck und Zusammensetzung eines Gases für den Anteil des Gases erfolgt, der durch den Strömungskanal weg vom Patienten strömt und entsprechend vom Patienten ausgeatmet worden ist.

[0022] In diesem Zusammenhang kann das Gas, welches vom Patienten ausgeatmet worden ist und von ihm weg strömt, als „Patientengas“ bezeichnet werden.

[0023] In vorteilhafter Weiterbildung der Erfindung ist für das Verfahren bzw. die Vorrichtung eine Auswerteeinheit vorgesehen. Somit ist es möglich, dass die Messwerte eines auf der flexiblen Trägermembran angebrachten ersten Sensors, der Druckmessenrichtung und des zweiten Sensors an diese Auswerteeinheit übertragen werden. Eine solche Übertragung der Messwerte an die Auswerteeinheit kann kabelgebunden erfolgen, wodurch eine Verfälschung dieser Messwerte durch ggf. andere (Stör-)Signale ausgeschlossen ist.

[0024] Für eine Weiterverarbeitung bzw. weitere Verwendung der Messwerte, die von der Auswerteeinheit von dem ersten Sensor, der Druckmessenrichtung und dem zweiten Sensor empfangen worden sind, ist von Vorteil, wenn diese Messwerte digitalisiert werden. Hierzu kann die Auswerteeinheit mit geeigneten Mitteln ausgestattet sein, die programmtechnisch derart eingerichtet sind, dass die Messwerte des ersten Sensors, des zweiten Sensors und der Druckmessenrichtung digitalisierbar sind und vorzugsweise auch in der Auswerteeinheit gespeichert werden können.

[0025] In vorteilhafter Weiterbildung der Erfindung ist eine Sendeeinheit vorgesehen, die mit der Auswerteeinheit in Signalverbindung steht, vorzugsweise ebenfalls kabelgebunden. Somit können die von der Auswerteeinheit empfangenen Messwerte des ersten Sensors, des zweiten Sensors und der Druckmessenrichtung an die Sendeeinheit übertragen werden, zwecks einer anschließenden Übertragung dieser Messwerte durch die Sendeeinheit an eine externe weitere Einrichtung.

[0026] Von Vorteil ist, wenn die Auswerteeinheit und die Sendeeinheit in einer gemeinsamen Einrichtung integriert ausgebildet sind. Dies ist einerseits platzsparend und ermöglicht andererseits kurze Kabel- bzw. Datenverbindungen zwischen den einzelnen elektronischen Bauelementen dieser Einheiten.

[0027] Die Datenübertragung der Messwerte des ersten Sensors, des zweiten Sensors und der Druckmessenrichtung von der Sendeeinheit an eine externe Einrichtung kann kabellos über eine Funkstrecke oder dergleichen erfolgen. Beispielsweise eignet sich für diese kabellose Datenübertragung das Bluetooth-Kommunikationsprotokoll oder das ZigBee-Kommunikationsprotokoll.

[0028] In vorteilhafter Weiterbildung der Erfindung kann es sich bei der externen Einrichtung, an welche die Messdaten von der Sendeeinheit gesendet werden, um eine Regel- oder Steuereinrichtung für die Patienten- Beatmung handeln. Anders ausgedrückt, kann eine solche Regel- oder Steuereinrichtung Teil eines Beatmungsgeräts sein, mit dem das erfindungsgemäße Verfahren durchgeführt wird und/oder mit dem die erfindungsgemäße Vorrichtung zusammen eingesetzt wird. Auf Grundlage dessen können dann die Messwerte des ersten Sensors, des zweiten Sensors und der Druckmessenrichtung von der Regel- oder Steuereinrichtung des Beatmungsgeräts geeignet verarbeitet und für die Steuerung bzw. Regelung der Beatmung eines Patienten berücksichtigt werden.

[0029] In vorteilhafter Weiterbildung des erfindungsgemäßen Verfahrens können der Volumenstrom (Flow), der Druck und die Zusammensetzung des Ga-

ses, welches in einen zum Patienten führenden Strömungskanal geleitet wird, mittels einer Regel- oder Steuereinrichtung eines Beatmungsgeräts in Abhängigkeit der Messwerte des auf der flexiblen Trägermembran angebrachten ersten Sensors, der Druckmesseinrichtung und des insbesondere katalytischen zweiten Sensors gesteuert, vorzugsweise geregelt werden. Hierdurch ist gewährleistet, dass eine Unterstützung bzw. Steuerung/Regelung der Atmung des Patienten mittels des Beatmungsgeräts tatsächlich nur mit hierzu erforderlichen Parametern erfolgt, die mit vorbestimmten Werten übereinstimmen.

[0030] In vorteilhafter Weiterbildung der Erfindung kann eine Anzeigeeinheit (Display) vorgesehen sein, die mit der Regel- oder Steuereinrichtung in Signalverbindung steht. Mit Hilfe dieser Anzeigeeinheit können sowohl die Messwerte des ersten Sensors, des zweiten Sensors und der Druckmesseinrichtung, die von der Sendeeinheit übertragen worden sind, als auch die Steuergrößen der Regel- oder Steuereinrichtung, mit denen die Beatmung eines Patienten unterstützt bzw. gesteuert/geregelt wird, geeignet visualisiert werden.

[0031] Bei Anwendung bzw. Durchführung der vorliegenden Erfindung wird der Volumenstrom für ein durch den Strömungskanal geleitete Gas wie erläutert durch einen ersten Sensor ermittelt, der an zumindest einer Oberfläche einer flexiblen und im Wesentlichen orthogonal zur Strömungsrichtung angeordneten Trägermembran bestimmt. Hierbei ist es anzustreben, dass die flexible Trägermembran von dem Gas gleichmäßig und frei von Turbulenzen angeströmt wird. Zu diesem Zweck ist nach einer vorteilhaften Weiterbildung der Erfindung vorgesehen, dass die Strömung des Gases innerhalb der Strömungskanals angrenzend oder in der Nähe zur Trägermembran laminarisiert bzw. vergleichmäßig wird. Eine hierzu eingesetzte Laminarisierungseinrichtung kann in Richtung des Patienten gesehen stromaufwärts und/oder stromabwärts der Trägermembran angeordnet sein. Dies bedeutet, dass eine solche Laminarisierungseinrichtung entweder nur auf einer Seite der Trägermembran, beispielsweise in Richtung des Patienten gesehen stromaufwärts von der Trägermembran (nämlich für das vorstehend erläuterte „frische Gas“) angeordnet ist, oder dass solche Laminarisierungseinrichtungen beiderseits der Trägermembran angeordnet sind. Letzterenfalls ist sichergestellt, dass damit auch das Patientengas, welches aus Richtung des Patienten zur Trägermembran hin strömt, vor Erreichen der Trägermembran gezielt laminarisiert wird.

[0032] Zum Schutz des Patienten davor, dass in dem ihm zugeführten „frischen Gas“ Verunreinigungen und/oder Keime bzw. Bakterien enthalten sind, kann nach einer vorteilhaften Weiterbildung der Erfindung vorgesehen sein, dass für das in den Strö-

mungskanal eingebrachte bzw. einströmende frische Gas ein Partikel- und/oder Bakterienfilter vorgesehen ist. Mit diesem Filter wird erreicht, dass das in Richtung des Patienten strömende „frische Gas“ wirkungsvoll in Bezug auf Partikel und/oder Bakterien bzw. Keime gefiltert wird.

[0033] In gleicher Weise kann nach einer vorteilhaften Weiterbildung der Erfindung vorgesehen sein, dass in dem Strömungskanal ein Partikel- und/oder Bakterienfilter für das Patientengas angeordnet ist. Hiermit wird erreicht, dass das Patientengas, welches von dem Patienten ausgeatmet worden ist und von ihm wegströmt, wirkungsvoll in Bezug auf Verunreinigungen und/oder Keime bzw. Bakterien gefiltert wird, so dass diese nicht weiter in dem Strömungskanal transportiert werden und ggf. bis zu einem mit dem Strömungskanal verbundenen Beatmungsgerät gelangen.

[0034] An dieser Stelle wird in Bezug auf den vorstehend genannten Partikel- und/oder Bakterienfilter gesondert darauf hingewiesen, dass sich damit wirkungsvoll jegliche störende Partikel aus dem Gas herausfiltern lassen, und somit auch Viruspartikel (auch „Virionen“ genannt). Dies bedeutet, dass mit Hilfe eines Partikel- und/oder Bakterienfilters auch Viren bzw. „Virionen“ aus dem Gas herausgefiltert werden können, nämlich sowohl bei dem in Richtung des Patienten strömenden „frischen Gas“ als auch bei dem vom Patienten ausgeatmeten Patientengas. Damit ist gewährleistet, dass Viren weder vom Patienten aufgenommen noch in die Umgebung bzw. an das Beatmungsgerät abgegeben werden.

[0035] In vorteilhafter Weiterbildung der Erfindung ist es möglich, dass der Volumenstrom, der durch den Strömungskanal geleitet und bestimmt worden ist, in ein Gesamtvolumen des Gases umgerechnet wird. Dies ist sowohl für das „frische Gas“, welches in Richtung des Patienten geleitet wird, als auch für das „Patientengas“, welches vom Patienten ausgeatmet worden ist, möglich.

[0036] Auf Grundlage dessen, dass wie vorstehend erläutert ein Gesamtvolumen des durch den Strömungskanal geleiteten Gases bestimmt wird, ist es weiterhin möglich, für einen in Verbindung mit der Erfindung eingesetzten Partikel- und/oder Bakterienfilter eine verbleibende Standzeit zu bestimmen. Nach Erreichen dieser Standzeit kann dann ein rechtzeitiger Austausch entweder dieses Filters oder der gesamten erfindungsgemäßen Vorrichtung mitsamt diesem Filter vorgenommen werden, um eine Kontamination des Patienten und/ oder des Beatmungsgeräts zu vermeiden.

[0037] In vorteilhafter Weiterbildung der Erfindung kann vorgesehen sein, dass eine Laminarisierungseinrichtung und ein Partikel- und/oder Bakterienfilter

zu einer integrierten Einheit zusammengefasst sind. Dies führt zu dem Vorteil eines geringen Platzbedarfs innerhalb des Strömungskanals an der Stelle, wo sowohl eine Laminarisierung der Gasströmung als auch eine Filterung gewünscht ist. Die Anordnung einer solchen integrierten Einheit bestehend aus Laminarisierungseinrichtung und Partikel- und/oder Bakterienfilter kann gezielt entweder auf nur einer Seite der Trägermembran, oder aber beiderseits der Trägermembran vorgenommen werden.

[0038] In vorteilhafter Weiterbildung des erfindungsgemäßen Verfahrens kann vorgesehen sein, dass der durch den Strömungskanal geleitete Volumenstrom (Flow) auf Basis einer abgeleiteten Größe zu mindestens einem Volumenwert umgerechnet wird. Bei diesem Volumenwert kann es sich um ein Tidal-Volumen (V_T) und/oder ein Minuten-Volumen (V_M) handeln.

[0039] Gemäß einer vorteilhaften Weiterbildung umfasst die erfindungsgemäße Vorrichtung eine Batterie- oder Akkumulatoreinheit, die mit den elektrischen bzw. elektronischen Bauelementen der Vorrichtung zur Versorgung mit Energie elektrisch verbunden ist. Zweckmäßigerweise ist hierbei die Kapazität dieser Batterie- oder Akkumulatoreinheit derart groß gewählt, dass eine Energieversorgung für die mit der Batterie- oder Akkumulatoreinheit verbundenen elektrischen oder elektronischen Bauelemente der Vorrichtung für eine Dauer von zumindest 24 Stunden, vorzugsweise von zumindest 36 Stunden, weiter vorzugsweise von zumindest 48 Stunden gewährleistet ist.

[0040] Falls die erfindungsgemäße Vorrichtung als Einmalartikel ausgebildet ist, kann hierbei vorgesehen sein, dass die Batterie- oder Akkumulatoreinheit aus einem Gehäuse der Vorrichtung entfernbar ist. Dies verfolgt den Ansatz, dass im Zuge einer Entsorgung der Vorrichtung dann die Batterie- oder Akkumulatoreinheit aus Umweltschutzgründen entweder getrennt von der Vorrichtung entsorgt wird, oder dass - im Falle einer reinen Akkumulatoreinheit - diese nach einem geeigneten Aufladevorgang für eine neue Vorrichtung ggf. nochmals zum Einsatz kommt.

[0041] Nachstehend sind bevorzugte Ausführungsformen der Erfindung anhand einer schematisch vereinfachten Zeichnung im Detail beschrieben. Es zeigen:

Fig. 1 eine erfindungsgemäße Vorrichtung in einer prinzipiellen Schnittansicht gemäß einer ersten Ausführungsform,

Fig. 2 eine erfindungsgemäße Vorrichtung in einer prinzipiellen Schnittansicht gemäß einer zweiten Ausführungsform,

Fig. 3 eine Längsschnittansicht durch einen Strömungskanal der Vorrichtung von **Fig. 1**,

Fig. 4 eine Längsschnittansicht durch einen Strömungskanal der Vorrichtung von **Fig. 2**,

Fig. 5 eine Frontalansicht auf eine flexible Trägermembran gemäß der Ausführungsform von **Fig. 1**,

Fig. 6 eine Frontalansicht auf eine flexible Trägermembran gemäß der Ausführungsform von **Fig. 2**,

Fig. 7 eine erfindungsgemäße Vorrichtung in einer prinzipiellen Schnittansicht gemäß einer dritten Ausführungsform,

Fig. 8 eine erfindungsgemäße Vorrichtung in einer prinzipiellen Schnittansicht gemäß einer vierten Ausführungsform,

Fig. 9 eine prinzipiell vereinfachte Seitenansicht einer flexiblen Trägermembran der erfindungsgemäßen Vorrichtung, und

Fig. 10 eine prinzipiell vereinfachte Seitenansicht einer flexiblen Trägermembran der erfindungsgemäßen Vorrichtung nach einer weiteren Ausführungsform.

[0042] Unter Bezugnahme auf die **Fig. 1-10** werden nachfolgend bevorzugte Ausführungsformen einer erfindungsgemäßen Vorrichtung **10** und eines entsprechenden Verfahrens dargestellt und erläutert, mit der bzw. dem ein Patient durch einen Strömungskanal atmet oder beatmet wird. Gleiche Merkmale in der Zeichnung sind jeweils mit gleichen Bezugszeichen versehen. An dieser Stelle wird gesondert darauf hingewiesen, dass die Zeichnung lediglich vereinfacht und insbesondere ohne Maßstab dargestellt ist.

[0043] Bei einer ersten Ausführungsform gemäß **Fig. 1** umfasst die erfindungsgemäße Vorrichtung **10** einen Strömungskanal **12**, der von einem Beatmungsgerät **14** zu einem Patienten **P** führt.

[0044] Innerhalb des Strömungskanals **12** ist an dessen Innenumfangsfläche **13** eine flexible Trägermembran **16** angebracht. Durch die beiden Pfeile, die in **Fig. 1** am unteren Ende der Trägermembran **16** gezeigt sind, wird symbolisiert, dass an dieser Stelle die Trägermembran **16** nicht mit der Innenumfangsfläche **13** des Strömungskanals **12** verbunden ist und insofern mit ihrem dadurch gebildeten freien Ende innerhalb des Strömungskanals **12** hin- und her beweglich ist.

[0045] An den beiden einander entgegengesetzten Oberflächen **17** der Trägermembran **16** sind jeweils erste Sensoren **18** in Form von Dehnungsmessstreifen (kurz: „DMS“) angebracht. In der **Fig. 1** sind diese DMS jeweils vereinfacht lediglich durch gestrichelte Linien symbolisiert.

[0046] Fig. 5 zeigt eine Frontalansicht auf eine flexible Trägermembran **16** gemäß der Ausführungsform von Fig. 1, nämlich aus Richtung einer Strömungsrichtung **S**. Hieraus ist ersichtlich, dass auf einer Oberfläche **17** der Trägermembran **16** mehrere DMS angeordnet sind, die hier in einer vereinfachten Darstellung jeweils durch punktierte Linien symbolisiert sind.

[0047] Des Weiteren ist aus der Darstellung von Fig. 5 ersichtlich, dass ein unteres freies Ende der Trägermembran **12** keinen Kontakt zu der daran angrenzenden Innenumfangsfläche **13** des Strömungskanals **12** hat. Hierdurch ist die vorstehend genannte Hin- und Herbeweglichkeit des unteren freien Endes der flexiblen Trägermembran **16** gewährleistet, falls die Trägermembran **12** von dem durch den Strömungskanal **12** geleiteten Gas angeströmt wird.

[0048] Die Trägermembran **16** ist zusätzlich in der Fig. 9 in einer prinzipiell vereinfachten Seitenansicht gezeigt. Hieraus ist ersichtlich, dass ein Querschnitt der Trägermembran **16** im Wesentlichen konstant ist, wobei erste Sensoren bzw. DMS **18** an den beiden entgegengesetzten Oberflächen der Trägermembran **16** angebracht sind, hier stark vereinfacht jeweils durch gestrichelte Linien symbolisiert.

[0049] Zur Beatmung des Patienten **P** wird ein Gas durch den Strömungskanal **12** hindurch geleitet. Mit den Pfeilen „S“ sind in der Darstellung von Fig. 1 die beiden möglichen Strömungsrichtungen symbolisiert - hieraus ist ersichtlich, dass ein Gas durch den Strömungskanal **12** sowohl in Richtung des Patienten **P** (in Fig. 1 von links nach rechts) als auch, nach einem Ausatmen des Patienten, weg vom Patienten **P** (in Fig. 1 von rechts nach links) strömen kann.

[0050] Die Anbringung der Trägermembran **16** an der Innenumfangsfläche **13** der Strömungskanals **12** ist dergestalt, dass die Trägermembran **16** in dem Strömungskanal **12** im Wesentlichen orthogonal zur Strömungsrichtung **S** des Gases angeordnet ist. Dies hat den Vorteil, dass sich die Trägermembran **16** für eine bidirektionale Messung des Volumenstroms **V** einsetzen lässt, was nachfolgend noch gesondert erläutert ist.

[0051] Die flexible Trägermembran **16** mit den daran angebrachten DMS **18** dient dazu, den Volumenstrom **V** des Gases innerhalb des Strömungskanals **12** zu bestimmen. Entsprechend ist in der Darstellung von Fig. 1, rechts von der Trägermembran **16**, das Symbol **V** in einem Kreis symbolisiert. Einzelheiten hierzu sind nachfolgend noch gesondert erläutert.

[0052] Der Strömungskanal **12** der Vorrichtung **10** kann an ein (nicht gezeigtes) Y-Verbindungsstück angeschlossen sein, welches zum Patienten **P** führt. Unter Berücksichtigung dieses Y-Verbindungsstücks

kann mit dem auf der flexiblen Trägermembran **16** angebrachten ersten Sensor **18** (bzw. den beiden DMS **18**) sowohl der inspiratorische Fluss eines „frischen Gases“, welches durch den Strömungskanal **12** in Richtung des Patienten geleitet und dann vom Patienten eingeatmet wird, als auch der expiratorische Fluss eines Patientengases, welches von dem Patienten ausgeatmet worden ist, bestimmt werden. Entsprechend ist mit der Trägermembran **16** und den darauf aufgebrachten DMS **18** eine bidirektionale Messung des Volumenstroms **V** möglich, nämlich sowohl für das „frische Gas“ **FG**, welches in Richtung des Patienten **P** strömt, als auch für das Patientengas **PG**, welches von dem Patienten ausgeatmet worden ist und von ihm wegströmt.

[0053] Die Vorrichtung **10** umfasst eine Druckmess-einrichtung **20**, mit der ein statischer Druck **p** für das Gas bestimmt bzw. gemessen wird, welches innerhalb des Strömungskanals **12** strömt.

[0054] Die Druckmesseinrichtung **20** kann in oder an einer Wandung **W** des Strömungskanals **12** angeordnet sein.

[0055] Die Messung des statischen Drucks **p** innerhalb des Strömungskanals **12** kann dadurch erfolgen, dass die Druckmesseinrichtung **20** mit einem Dehnungsmessstreifen („DMS“) **21** ausgestattet ist. Für diesen Fall wird der statische Druck **p** innerhalb des Strömungskanals **12** im Vergleich zu dem außerhalb des Strömungskanals **12** herrschenden Umgebungsdruck auf Grundlage der Verformung des DMS **21** bestimmt.

[0056] Ergänzend oder alternativ hierzu kann die Druckmesseinrichtung **20** auch mit einem Piezoelement **22** ausgestattet sein. Für diesen Fall erfolgt dann die Messung des statischen Drucks **p**, der innerhalb des Strömungskanals **12** herrscht, in bekannter Weise unter Berücksichtigung einer mechanischen Kraft, die insbesondere aus Richtung des Strömungskanals **12** auf das Piezoelement **22** einwirkt.

[0057] Die symbolisch vereinfachte Darstellung von Fig. 1 verdeutlicht, dass bei der Anbringung der Druckmesseinrichtung **20** an dem Strömungskanal **12** der DMS **21** bzw. das Piezoelement **22** in einem Teil der Wandung **W** des Strömungskanals **12** bzw. fluchtend hierzu verlaufen kann.

[0058] Die Vorrichtung **10** umfasst des Weiteren einen zweiten Sensor **24**, mit dem sich eine Zusammensetzung des durch den Strömungskanal geleiteten Gases bestimmen lässt. Mit einer solchen Analyse des Gases können insbesondere die Anteile von Sauerstoff **O₂** und/oder Kohlendioxid **CO₂** oder ggf. von anderen Gasen bestimmt werden, die in dem Gas enthalten sein können.

[0059] Der zweite Sensor **24** kann in Form einer katalytischen Folie ausgebildet sein, die als solche zum Stand der Technik zählt und deshalb an dieser Stelle keiner weiteren Erläuterung bedarf.

[0060] Ergänzend oder alternativ kann der zweite Sensor **24** auf dem Ultraschall-Messprinzip basieren. Entsprechend wird mit einem Ultraschallsensor innerhalb des Gasstroms die Zusammensetzung und die Konzentration von einzelnen Gasanteilen bestimmt.

[0061] Ungeachtet seines Messprinzips erfüllt der zweite Sensor **24** bei Verwendung mit der erfindungsgemäßen Vorrichtung **10** die Funktion eines Gasanalysators, mit dem wie erläutert verschiedene Gasanteile und deren Konzentrationen, die in dem durch den Strömungskanal geleiteten Gases enthalten sind, gemessen werden können.

[0062] Die in **Fig. 1** gezeigte Anordnung bzw. Positionierung des zweiten Sensors **24** innerhalb des Strömungskanals **12** ist lediglich beispielhaft zu verstehen. Alternativ hierzu kann auch vorgesehen sein, dass der zweite Sensor **24** in einem parallel zum Strömungskanal **12** verlaufenden Nebenkanal (nicht gezeigt) angeordnet ist, der von dem Strömungskanal abzweigt bzw. darin mündet. Eine Messung der Gasbestandteile und deren Konzentration mit einem in diesem alternativen Nebenkanal angeordneten zweiten Sensor **24** ist mit der gleichen Zuverlässigkeit möglich wie bei der in **Fig. 1** gezeigten Anordnung in Bezug auf den zweiten Sensor **24**.

[0063] Hinsichtlich des zweiten Sensors **24** wird ferner darauf hingewiesen, dass die Vorrichtung **10** auch mehrere solcher Sensoren **24** aufweisen kann, die beispielsweise an verschiedenen Stellen entlang des Strömungskanals **12** vorgesehen sind. Diese Mehrzahl von zweiten Sensoren **24** kann entweder auf dem gleichen Messprinzip beruhen oder nach jeweils verschiedenartigen Messprinzipien arbeiten, beispielsweise nach Art einer katalytischen Folie oder nach dem Ultraschall-Messprinzip wie vorstehend erläutert.

[0064] Die Vorrichtung umfasst eine Auswerteeinheit **26**, die dazu vorgesehen ist, die Messwerte des ersten Sensors **18**, der Druckmesseinrichtung **20** und des zweiten Sensors **24** zu empfangen. Zu diesem Zweck kann die Auswerteeinheit **26** kabelgebunden mit dem ersten Sensor **18**, der Druckmesseinrichtung **20** und dem zweiten Sensor **24** in Signalverbindung stehen. Anders ausgedrückt, führt von dem ersten Sensor **18**, der Druckmesseinrichtung **20** und dem zweiten Sensor **24** jeweils ein Signalkabel zur Auswerteeinheit **26**, um dadurch die einzelnen Messwerte an die Auswerteeinheit **26** zu übertragen.

[0065] Die Auswerteeinheit **26** kann einen (nicht gezeigten) Speicher aufweisen. Entsprechend können damit die Messwerte des ersten Sensors **18**, der Druckmesseinrichtung **20** und des zweiten Sensors **24** in dem Speicher der Auswerteeinheit **26** gespeichert bzw. abgelegt werden.

[0066] Für die weitere Verarbeitung der Messwerte des ersten Sensors **18**, der Druckmesseinrichtung **20** und des zweiten Sensors **24** ist es von Vorteil, wenn diese Messwerte in digitalisierter Form vorliegen. Entsprechend kann die Auswerteeinheit **26** programmtechnisch derart eingerichtet sein, dass die Messwerte, die von dem ersten Sensor **18**, der Druckmesseinrichtung **20** und dem zweiten Sensor **24** empfangen worden sind, im Anschluss an diesen Empfang geeignet digitalisiert werden. Diesbezüglich versteht sich, dass diese digitalisierten Messwerte dann ebenfalls in dem Speicher der Auswerteeinheit **26** gespeichert werden können.

[0067] Die Vorrichtung **10** umfasst auch eine Sendeeinheit **28**, die in gleicher Weise wie die Auswerteeinheit **26** an einer beliebigen Stelle der Vorrichtung angebracht sein kann. Diese Sendeeinheit **28** steht mit der Auswerteeinheit **26** in Signalverbindung, vorzugsweise kabelgebunden. Alternativ hierzu ist es auch möglich, dass die Sendeeinheit **28** direkt mit dem ersten Sensor **18**, der Druckmesseinrichtung **20** und dem zweiten Sensor **24** in Signalverbindung steht, ebenfalls vorzugsweise kabelgebunden. Jedenfalls ist die Sendeeinheit **28** dazu vorgesehen und ausgebildet, die Messwerte des ersten Sensors **18**, der Druckmesseinrichtung **20** und des zweiten Sensors **24** oder die von der Auswerteeinheit **26** empfangenen entsprechenden Daten an eine externe Einrichtung vorzugsweise kabellos über eine Funkstrecke **F** oder dergleichen zu senden. Bei der externen Einrichtung kann es sich um eine Regel- oder Steuereinrichtung eines Beatmungsgeräts handeln, was nachstehend noch gesondert erläutert ist.

[0068] Die Sendeeinheit **28** und die Auswerteeinheit **26** können zweckmäßigerweise in einer gemeinsamen Einrichtung integriert ausgebildet sein. Somit bilden diese beiden Einheiten dann für die erfindungsgemäße Vorrichtung ein gemeinsames Bauelement, mit dem sowohl ein Empfang der Messwerte des ersten Sensors **18**, der Druckmesseinrichtung **20** und des zweiten Sensors **24**, ggf. eine Digitalisierung dieser Messwerte, und ein anschließendes Versenden bzw. Übertragen dieser Messwerte an eine externe weitere Einrichtung möglich ist.

[0069] Die Vorrichtung **10** ist mit einer Batterie- oder Akkumulatoreinheit **29** ausgestattet, an welche die einzelnen elektrischen oder elektronischen Bauelemente der Vorrichtung **10** angeschlossen sind. Entsprechend werden diese Bauelemente, nämlich der erste Sensor (bzw. DMS) **18**, die Druckmesseinrich-

tion **20**, der zweite Sensor **24**, die Auswerteeinheit **26** und die Sendeeinheit **28** von der Batterie- oder Akkumulatoreinheit **34** geeignet mit Energie versorgt.

[0070] Der Strömungskanal **12** der Vorrichtung **10** kann mit einem Beatmungsgerät **14** verbunden bzw. daran angeschlossen sein.

[0071] Das Beatmungsgerät **14** weist eine Regel- oder Steuereinrichtung **15** auf. Mit Hilfe dieser Regel- oder Steuereinrichtung **15** kann ein Atemgas, welches dem Patienten durch den Strömungskanal **12** der Vorrichtung **10** zugeführt wird, in Bezug auf die Parameter Volumenstrom **V**, Druck und/oder Zusammensetzung des Gases auf vorbestimmte Werte eingestellt werden, vorzugsweise nach Art einer Steuerung oder Regelung.

[0072] Das Beatmungsgerät **14** umfasst eine Batterie- oder Akkumulatoreinheit **34**. Mit Hilfe dieser Batterie- oder Akkumulatoreinheit **34** kann das Beatmungsgerät **14** bei Bedarf auch ohne Netzspannung betrieben werden, beispielsweise wenn es zum Ausfall der Netzspannung kommen sollte. Insoweit ist dank der Batterie- oder Akkumulatoreinheit **34** ein „Notfallbetrieb“ für das Beatmungsgerät **14** für zumindest einige Stunden oder gar Tage sichergestellt.

[0073] Bei der externen Einrichtung, an welche die Messwerte des ersten Sensors **18**, der Druckmess-einrichtung **20** und des zweiten Sensors **24** von der Sendeeinheit **28** der Vorrichtung **10** vorzugsweise über eine Funkstrecke übertragen werden, kann es sich um die Regel- oder Steuereinrichtung **15** des Beatmungsgeräts **14** handeln. In der Darstellung von **Fig. 1** ist diese Funkstrecke mit „F“ bezeichnet und durch einzelne Funkwellen symbolisiert. Wie vorstehend bereits in anderer Stelle erläutert, kann diese Funkstrecke **F** auf dem Bluetooth-Kommunikationsprotokoll oder auf dem ZigBee-Kommunikationsprotokoll basieren.

[0074] Das Beatmungsgerät **14** ist mit einer Anzeigeeinheit **D** ausgerüstet. Auf dem Display dieser Anzeigeeinheit **D** können die einzelnen Messwerte der Vorrichtung **10**, die über die Funkstrecke **F** von der Regel- oder Steuereinrichtung **15** empfangen worden sind, und/oder die jeweiligen Parameter, die für das in den Strömungskanal **12** eingeleitete Gas gewählt werden, visualisiert werden.

[0075] Die Erfindung und das zugehörige Verfahren funktionieren nun wie folgt:

Von dem Beatmungsgerät **14** wird ein inspiratorisches Gas, nachfolgend auch als „frisches Gas“ **FG** bezeichnet, mit einem vorbestimmten Volumenstrom **V**, einem vorbestimmten Druck **p** und einer vorbestimmten Gas-Zusammensetzung in den Strömungskanal **12** eingebracht und in Richtung des Patienten **P** geleitet.

[0076] Beim Anströmen der flexiblen Trägermembran **16** durch das frische Gas **FG** kommt es zu einer Auslenkung der Trägermembran **12**, die in der Längsschnittansicht von **Fig. 3** nach rechts gerichtet und durch die doppelt-strichpunktierte Linie 16' symbolisiert ist. In Folge dieser Auslenkung kommt es zu einer Verformung der DMS **18**, die auf den Oberflächen **17** der Trägermembran **16** angebracht sind. Entsprechend ändert sich der elektrische Widerstand der DMS **18**, wobei die entsprechenden elektrischen Signale an die Auswerteeinheit **26** gesendet werden. Die Größe dieser elektrischen Signale bzw. das Maß der Änderung des elektrischen Widerstands der DMS **18** ist abhängig von der Auslenkung der flexiblen Trägermembran **16**, beispielsweise proportional hierzu, und stellt somit eine Kenngröße für den Volumenstrom **V** dar, mit dem das frische Gas **FG** durch den Strömungskanal **12** geleitet wird und dabei wie erläutert die flexible Trägermembran **16** anströmt.

[0077] Mittels der flexiblen Trägermembran **16** kann auch der Volumenstrom **V** des Patientengases **PG** gemessen werden, welches von dem Patienten **P** ausgeatmet worden ist. Beim Anströmen der flexiblen Trägermembran **16** durch das Patientengas **PG** wird die Trägermembran **16** nun in die Gegenrichtung ausgelenkt, die in der Längsschnittansicht von **Fig. 3** nach links gerichtet und durch die doppelt-strichpunktierte Linie 16'' symbolisiert ist. In gleicher Weise wie zuvor bei der Auslenkung durch das frische Gas **FG** wird nun bei der durch das Patientengas **PG** bewirkten Auslenkung 16'' der Trägermembran **16** nach links der elektrische Widerstand der beiden DMS **18**, die auf den Oberflächen **17** der Trägermembran **16** angebracht sind, geändert. In Folge dessen werden von den DMS **18** elektrische Signale erzeugt und an die Auswerteeinheit **26** gesendet. Diese elektrischen Signale stellen eine Kenngröße für den Volumenstrom **V** dar, mit dem nun der Strömungskanal **12** von dem Patientengas **PG** durchströmt wird.

[0078] Die wahlweise Messung des Volumenstroms **V** entweder für das frische Gas **FG** oder für das Patientengas wird in der Darstellung von **Fig. 1** auch durch einen Doppelpfeil symbolisiert, der im mittigen Bereich der Trägermembran **16** horizontal verläuft.

[0079] Für die Funktionsweise der erfindungsgemäßen Vorrichtung **10** und des entsprechenden Verfahrens ist von Bedeutung, dass gleichzeitig zu der Messung des Volumenstroms **V**, die wie vorstehend erläutert entweder für das frische Gas **FG** oder für das Patientengas **PG** durchgeführt wird, mit Hilfe der Druckmess-einrichtung **20** auch der statische Druck **p** ermittelt, der für das durch den Strömungskanal **12** geleitete Gas (d.h. das frische Gas **FG** oder das Patientengas **PG**) innerhalb des Strömungskanals **12** vorliegt. Ebenfalls gleichzeitig werden mit Hilfe des

zweiten Sensors **24** die einzelnen Anteile des jeweiligen Gases und deren Konzentration(en) bestimmt.

[0080] In gleicher Weise wie für die DMS **18** werden dann die Messwerte sowohl der Druckmesseinrichtung **20** als auch des zweiten Sensors **24** an die Auswerteeinheit **26** gesendet.

[0081] Nach einem Empfang der genannten Messwerte durch die Auswerteeinheit **26**, und ggf. im Anschluss an eine optionale Digitalisierung, die wie erläutert mittels der Auswerteeinheit **26** möglich ist, werden diese Messwerte an die Sendeeinheit **28** geleitet, und anschließend dann von der Sendeeinheit **28** über die Funkstrecke **F** an die Regel- oder Steuereinrichtung **15** des Beatmungsgeräts **14** übertragen.

[0082] Im Betrieb des Beatmungsgeräts **14** können die empfangenen Messwerte der Vorrichtung **10**, d.h. die ermittelten aktuellen Informationen in Bezug auf Volumenstrom **V**, Druck **p** und Zusammensetzung des durch den Strömungskanal **12** geleiteten Gases (entweder das frische Gas **FG** oder das Patientengas **PG**), von der Regel- oder Steuereinrichtung **15** des Beatmungsgeräts **14** berücksichtigt bzw. verarbeitet werden, beispielsweise in einer Regelstrecke. Auf Grundlage dessen ist es dann möglich, das frische Gas **FG**, welches durch den Strömungskanal **12** in Richtung des Patienten **P** geleitet wird, geeignet einzustellen.

[0083] Nachstehend sind weitere Ausführungsformen der Erfindung erläutert. Soweit diesen Ausführungsformen das gleiche Funktionsprinzip wie bei der Ausführungsform von **Fig. 1** zu Grunde liegt, darf zur Vermeidung von Wiederholungen auf die Erläuterungen zu **Fig. 1** verwiesen werden.

[0084] **Fig. 2** zeigt eine zweite Ausführungsform der erfindungsgemäßen Vorrichtung **10**. Im Unterschied zur Ausführungsform von **Fig. 1** ist hierbei die Trägermembran **16** nach Art eines „Segels“ ausgebildet. Hierbei erstreckt sich die Trägermembran **16** im Wesentlichen orthogonal zur Strömungsrichtung **S** des Gases vollständig durch einen Durchmesser des Strömungskanals **12**, ungeachtet von dessen Querschnittsgeometrie. Dies bedeutet, dass die Trägermembran **16** mit ihren entgegengesetzten Bereichen **B**, d.h. sowohl mit einem oberen Randbereich als auch mit einem unteren Randbereich, jeweils an der Innenumfangsfläche **13** des Strömungskanals **12** befestigt ist. Diese Art der Befestigung der Trägermembran **16** ist ergänzend auch in der Längsschnittansicht von **Fig. 4** als auch in der Frontalansicht auf die Trägermembran **16** gemäß der Darstellung von **Fig. 6** gezeigt.

[0085] Die Frontalansicht von **Fig. 6** veranschaulicht des Weiteren einen möglichen Verlauf von einzelnen

DMS **18**, die auf einer Oberfläche **17** der Trägermembran **16** angebracht bzw. vorgesehen sind.

[0086] In Bezug auf die zweite Ausführungsform der Vorrichtung **10** ist eine Auslenkung der Trägermembran **16**, die sich im Falle einer Anströmung durch das in dem Strömungskanal **12** geleitete Gas einstellt, in der **Fig. 4** prinzipiell vereinfacht dargestellt.

[0087] Bei einer Anströmung durch das inspiratorische frische Gas **FG** wird die Trägermembran **16** insbesondere in ihrem mittigen Bereich nach rechts ausgelenkt, so wie es in **Fig. 4** durch die doppelt-strichpunktierte Linie **16'** symbolisiert ist. Hierbei kommt es zu einer Verformung der DMS **18**. In Folge dessen werden dann in gleicher Weise wie bei der Ausführungsform von **Fig. 1**, bedingt durch eine Änderung der elektrischen Widerstände der DMS **18**, dann elektrische Signale von den DMS **18** an die Auswerteeinheit **26** gesendet, wobei diese elektrischen Signale eine Kenngröße für den Volumenstrom **V** darstellen, mit dem das frische Gas **FG** durch den Strömungskanal **12** geleitet wird.

[0088] Beim Anströmen durch das expiratorische Patientengas **PG** kommt es für die Trägermembran **16** bei der zweiten Ausführungsform - in Bezug auf die Längsschnittansicht von **Fig. 4** - zu einer Anströmung von rechts nach links. Entsprechend kommt es insbesondere im mittigen Bereich der flexiblen Trägermembran **16** zu einer Auslenkung nach links, wie dies in der **Fig. 4** durch die doppelt-strichpunktierte Linie **16''** symbolisiert ist. Die hierbei eintretende Verformung der DMS **18** führt wie bereits erläutert zu einer Änderung von deren elektrischen Widerständen, in Folge dessen dann entsprechende elektrische Signale an die Auswerteeinheit **26** gesendet werden.

[0089] Die zweite Ausführungsform der Vorrichtung **10** gemäß **Fig. 2** hat in Bezug auf die Befestigung der Trägermembran **16** mit ihren entgegengesetzten Bereichen **B** an der Innenumfangsfläche **13** des Strömungskanals **12** im Vergleich zur Ausführungsform von **Fig. 1** den Vorteil, dass eine beliebige räumliche Positionierung der Vorrichtung **10** weniger bis gar keinen Einfluss auf das Ansprechverhalten der flexiblen Trägermembran **16** und deren Auslenkung nimmt, wenn diese Trägermembran **16** seitlich von einem Gas angeströmt wird.

[0090] Ansonsten entspricht die Funktionsweise der zweiten Ausführungsform der Vorrichtung **10** gemäß **Fig. 2** jener von **Fig. 1**.

[0091] **Fig. 7** zeigt eine dritte Ausführungsform der erfindungsgemäßen Vorrichtung **10**. Hierbei sind in Ergänzung zur zweiten Ausführungsform innerhalb des Strömungskanals **12** Laminarisierungseinrichtungen **30** angeordnet, nämlich beiderseits der Trägermembran **16** und jeweils angrenzend hierzu. Die-

se Laminarisierungseinrichtungen **30** sind in **Fig. 7** jeweils stark vereinfacht durch vertikale strichpunktierete Linien symbolisiert.

[0092] Falls frisches Gas **FG** oder Patientengas **PG** durch den Strömungskanal **12** in Richtung der Trägermembran **16** geleitet werden, strömt dieses Gas durch die Laminarisierungseinrichtungen **30** hindurch. In Folge dessen wird das Gas, bevor es die Trägermembran **16** erreicht, vergleichmäßig und von möglichen Turbulenzen befreit.

[0093] In Anbetracht dessen, dass die Strömung des Gases, mit dem die Trägermembran **16** angeströmt wird, mittels der Laminarisierungseinrichtungen **30** vergleichmäßig bzw. laminarisiert worden ist, wird eine bessere, sprich gleichmäßigere Anströmung für die Trägermembran **16** erreicht, was wiederum zu einer optimierten Auslenkung der Trägermembran **16** bedingt durch die Gasanströmung führt. Im Ergebnis kann hierdurch eine genauere Messung des Volumenstroms **V** mittels der Trägermembran **16** und der darauf angebrachten DMS **18** erreicht werden, weil beispielsweise ein „Flattern“ der Trägermembran **16** durch Turbulenzen verhindert wird.

[0094] Ansonsten entspricht die Funktionsweise der dritten Ausführungsform der Vorrichtung **10** gemäß **Fig. 7** jener von **Fig. 1**.

[0095] **Fig. 8** zeigt eine vierte Ausführungsform der erfindungsgemäßen Vorrichtung **10**. Hierbei sind in Ergänzung zur dritten Ausführungsform innerhalb des Strömungskanals **12** angrenzend zu den Laminarisierungseinrichtungen **30** jeweils Partikel- und/oder Bakterienfilter **32** angeordnet, die symbolisch vereinfacht jeweils durch schraffierte Bereiche gezeigt sind.

[0096] Durch diese Partikel- und/oder Bakterienfilter **32** werden jegliche störende Partikel, Verschmutzungen, Bakterien, Keime oder dergleichen, die in dem frischen Gas **FG** und/oder in dem Patientengas **PG** enthalten sein können, wirkungsvoll zurückgehalten. In Folge dessen können diese Partikel, Verschmutzungen, Bakterien, Keime oder dergleichen weder zum Patienten **P** noch zum Beatmungsgerät **14** bzw. an die Umgebung gelangen. In diesem Zusammenhang wird nochmals darauf hingewiesen, dass die Partikel- und/oder Bakterienfilter **32** auch dazu geeignet sind, Viren bzw. zugehörige Viruspartikel („Virionen“) aus dem frischen Gas **FG** und/oder aus dem Patientengas **PG** herauszufiltern.

[0097] In Bezug auf die Partikel- und/oder Bakterienfilter **32** ist es zweckmäßig, wenn diese mit den Laminarisierungseinrichtungen **30** als integrierte Einheit ausgebildet sind. Für diesen Fall wird das frische Gas **FG** oder das Patientengas **PG**, wenn es durch eine solche integrierte Einheit hindurchströmt, sowohl in

Bezug auf seine Strömung laminarisiert als auch geeignet gefiltert.

[0098] Bezüglich der Partikel- und/oder Bakterienfilter **32** wird an dieser Stelle gesondert hervorgehoben, dass diese, abweichend von der Darstellung in **Fig. 8**, für die erfindungsgemäße Vorrichtung **10** ggf. auch ohne die Laminarisierungseinrichtungen **30** vorgesehen sein können. Des Weiteren ist es möglich, einen Partikel- und/oder Bakterienfilter **32** ggf. auch nur auf einer Seite der Trägermembran **16** anzuordnen.

[0099] Die Darstellung von **Fig. 8** zeigt weiterhin ein Gehäuse **36**, das für die Vorrichtung **10** vorgesehen ist und hier nur vereinfacht durch ein strichpunktiertes Rechteck symbolisiert ist. In Bezug auf dieses Gehäuse **36** versteht sich, dass alle wesentlichen Bauelemente der Vorrichtung **10** in diesem Gehäuse **36** untergebracht bzw. darin integriert sind. Insoweit erfüllt das Gehäuse **36** für die darin aufgenommenen Bauelemente der Vorrichtung **10** auch eine Schutzfunktion. Es versteht sich, dass das in **Fig. 8** gezeigte Gehäuse **36** in gleicher Weise auch für die Ausführungsformen gemäß der **Fig. 1**, **Fig. 2** und **Fig. 7** vorgesehen sein kann.

[0100] Ansonsten entspricht die Funktionsweise der vierten Ausführungsform der Vorrichtung **10** gemäß **Fig. 8** jener von **Fig. 1**.

[0101] Ergänzend darf in Bezug auf die dritte und vierte Ausführungsform der Vorrichtung **10** darauf hingewiesen werden, dass hierbei, abweichend von den Darstellungen in **Fig. 7** bzw. **Fig. 8**, eine Anbringung der Trägermembran **16** an der Innenumfangsfläche **13** des Strömungskanals **12** auch in der Weise möglich ist, wie es bei der ersten Ausführungsform von **Fig. 1** gezeigt und erläutert worden ist.

[0102] **Fig. 10** zeigt eine weitere Variante für eine mögliche Ausgestaltung der Trägermembran **16**, die nach Art der ersten Ausführungsform von **Fig. 1** nur mit ihrem oberen Ende an der Innenumfangsfläche **13** des Strömungskanals **12** befestigt ist und somit ein unteres freies Ende aufweist. In gleicher Weise wie bei der **Fig. 1** ist in der **Fig. 10** durch die beiden Pfeile angrenzend an das untere Ende der Trägermembran **16** verdeutlicht, dass eine Auslenkung der Trägermembran **16** nach rechts oder nach links möglich ist, wenn sie durch das frische Gas **FG** (von links) oder durch das Patientengas **PG** (von rechts) angeströmt wird. Die Seitenansicht von **Fig. 10** verdeutlicht, dass diese Variante der Trägermembran **16** im Querschnitt entlang ihrer Längserstreckung trapezförmig ausgebildet ist, wobei der Querschnitt in Richtung des unteren freien Endes abnehmend ist. An den beiden entgegengesetzten Oberflächen der Trägermembran **16** sind erste Sensoren **18** vorzugsweise in Form von DMS angebracht, beispielsweise gemäß einer Anordnung von **Fig. 5**.

[0103] Die Variante einer Trägermembran **16** gemäß der Ausführungsform von **Fig. 10** hat im Vergleich zur Ausführungsform von **Fig. 1** eine größere Biegesteifigkeit in Richtung einer Strömungsrichtung **S**, und eignet sich somit für relativ große Volumenströme **V** eines Gases, welches durch den Strömungskanal **12** hindurch geleitet wird. Diesbezüglich darf darauf hingewiesen werden, dass die vorstehend gezeigten Ausführungsformen der Vorrichtung **10** gemäß **Fig. 1**, **Fig. 7** und **Fig. 8** alternativ mit einer Trägermembran gemäß der Ausführungsform von **Fig. 10** ausgerüstet sein können.

[0104] Bei allen der vorstehend genannten Ausführungsformen der Vorrichtung **10** ist es möglich, dass auf den Oberflächen der Trägermembran **16** und der darauf angebrachten ersten Sensoren **18** zusätzliche Beschichtungen aufgebracht sind, die hygroskope, hydrophile, hydrophobe und/oder proteinabweisende Eigenschaften aufweisen. Solche Beschichtungen können auf der oder den Oberflächen der Trägermembran **16** vollflächig oder lokal vorgesehen sein. Falls eine solche Beschichtung hygroskope Eigenschaften aufweist, führte dies u.a. zu dem Vorteil, dass in den Wassertröpfchen, die sich an bzw. auf dieser Beschichtung anlagern, dann auch Viren und/oder Bakterien gebunden werden können.

[0105] Schließlich darf für alle der vorstehend gezeigten und erläuterten Ausführungsformen der erfindungsgemäßen Vorrichtung **10** darauf hingewiesen werden, dass die Trägermembran **16** sich in ihrer Breite nicht über den gesamten Querschnitt des Strömungskanals **12** erstreckt, sondern lediglich in einem Teilbereich des Querschnitts des Strömungskanals **12** angeordnet ist, beispielsweise in Form eines rechteckigen Streifens. In Folge dessen ist es für ein innerhalb des Strömungskanals **12** geleitetes Gas stets möglich, an der Trägermembran **16** seitlich vorbeizuströmen, wie es beispielsweise in den Frontalansichten gemäß **Fig. 5** und **Fig. 6** zu erkennen ist. Dies bedeutet, dass eine flexible Trägermembran **16** über der Breite des Strömungskanals **12** gesehen nur so groß ausgebildet ist, wie es für eine ausreichende Anströmung und die gewünschte Auslenkung der Trägermembran **16** erforderlich ist, um dadurch mittels der ersten Sensoren **18** Messsignale zu erhalten, die eine Kennzahl für den Volumenstrom **V** des Gases darstellen.

- 16** flexible Trägermembran
- 17** Oberfläche (der Trägermembran **16**)
- 18** erster Sensor (z.B. in Form eines Dehnungsmessstreifens oder eines Piezoelements)
- 20** Druckmesseinrichtung
- 21** Dehnungsmessstreifen
- 22** Piezoelement
- 24** zweiter Sensor (insbesondere in Form einer katalytischen Folie)
- 26** Auswerteeinheit
- 28** Sendeeinheit
- 29** Batterie- oder Akkumulatoreinheit (der Vorrichtung **10**)
- 30** Laminarisierungseinrichtung
- 32** Partikel- und/oder Bakterienfilter
- 34** Batterie- oder Akkumulatoreinheit (des Beatmungsgeräts **14**)
- 36** Gehäuse (für die einzelnen Bauelemente der Vorrichtung **10**)
- B** entgegengesetzte Bereiche der Trägermembran **16**
- D** Anzeigeeinheit
- F** Funkstrecke
- p** Druck (eines Gases innerhalb des Strömungskanals **12**)
- P** Patient
- FG** frisches Gas
- PG** Patientengas
- S** Strömungsrichtung
- V** Volumenwert
- V** Volumenstrom
- W** Wandung (des Strömungskanals **12**)

Bezugszeichenliste

- 10** Vorrichtung
- 12** Strömungskanal
- 13** Innenumfangsfläche (des Strömungskanals **12**)
- 14** Beatmungsgerät
- 15** Regel- oder Steuereinrichtung

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 102010030324 A1 [0004]
- DE 202017005964 U1 [0004]
- DE 112013001902 T5 [0004]
- DE 102017124256 A1 [0005]
- GB 2121185 A [0007]
- WO 2011/067734 A1 [0007]
- WO 2015/169848 A1 [0007]

Patentansprüche

1. Verfahren zum Bestimmen von Volumenstrom (V), Druck (p) und Zusammensetzung eines Gases, das bei der Atmung oder Beatmung eines Patienten (P) durch einen Strömungskanal (12) geleitet wird, wobei der Volumenstrom (V) des durch den Strömungskanal (12) geleiteten Gases mittels einer flexiblen Trägermembran (16) bestimmt wird, die in dem Strömungskanal (12) im Wesentlichen orthogonal zur Strömungsrichtung (S) des Gases angeordnet ist, wobei an zumindest einer Oberfläche (17) der Trägermembran (16) zumindest ein erster Sensor (18) insbesondere in Form eines Dehnungsmessstreifens oder eines Piezoelements angebracht ist, wobei die Trägermembran (16) innerhalb des Strömungskanals (12) in Abhängigkeit des Volumenstroms (V) des Gases verformbar ist, wobei bei einer Bewegung der Trägermembran (16) und/oder Verformung des ersten Sensors zumindest ein Signal abhängig vom Volumenstrom (V) des Gases erzeugt wird, wobei eine Druckmesseinrichtung (20) in dem Strömungskanal (12) insbesondere im Bereich von dessen Wandung (W) angeordnet ist, wobei mit dieser Druckmesseinrichtung (20) ein statischer Druck (p) für das innerhalb des Strömungskanals (12) strömende Gas im Vergleich zur äußeren Umgebung des Strömungskanals (12) gemessen wird, und wobei die Zusammensetzung des Gases, insbesondere ausgewählte Gase gebildet aus der Gruppe von zumindest Sauerstoff (O₂) und Kohlendioxid (CO₂), durch zumindest einen innerhalb des Strömungskanals (12) angeordneten insbesondere katalytischen zweiten Sensor (24) bestimmt wird.

2. Verfahren nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, dass das Bestimmen von Volumenstrom (V), Druck (p) und Zusammensetzung eines Gases für ein frisches Gas (FG), das durch den Strömungskanal (12) in Richtung des Patienten (P) strömt und entsprechend vom Patienten (P) eingeatmet wird oder aktiv in die Lunge des Patienten (P) strömt.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, **dadurch gekennzeichnet**, dass das Bestimmen von Volumenstrom (V), Druck (p) und Zusammensetzung eines Gases für ein Patientengas (PG) erfolgt, das durch den Strömungskanal (12) weg vom Patienten (P) strömt und entsprechend vom Patienten (P) ausgeatmet worden ist.

4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Messwerte eines auf der flexiblen Trägermembran (16) angebrachten ersten Sensors (18), der Druckmesseinrichtung (20) und des insbesondere katalytischen zweiten Sensors (24) vorzugsweise kabelgebunden an eine Auswerteeinheit (26) übertragen werden.

5. Verfahren nach Anspruch 4, **dadurch gekennzeichnet**, dass die von der Auswerteeinheit (26) empfangenen Messwerte digitalisiert werden.

6. Verfahren nach Anspruch 4 oder 5, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Messwerte von der Auswerteeinheit (26) an eine Sendeeinheit (28) übertragen werden, vorzugsweise, dass die Sendeeinheit (28) und die Auswerteeinheit (26) in einer gemeinsamen Einrichtung integriert ausgebildet sind.

7. Verfahren nach Anspruch 6, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Messwerte von der Sendeeinheit (28) an eine Regel- oder Steuereinrichtung (15) für die Patienten-Beatmung übertragen werden, vorzugsweise, dass die Regel- oder Steuereinrichtung (15) eine Anzeigeeinheit (D) umfasst, weiter vorzugsweise, dass die Regel- oder Steuereinrichtung (15) Teil eines Beatmungsgeräts (14) ist.

8. Verfahren nach Anspruch 7, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Übertragung der Messwerte von der Sendeeinheit (28) an die Regel- oder Steuereinrichtung (15) für die Patienten-Beatmung kabellos und insbesondere über das Bluetooth-Kommunikationsprotokoll oder über das ZigBee-Kommunikationsprotokoll erfolgt.

9. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Strömung des Gases innerhalb des Strömungskanals (12) angrenzend oder in der Nähe zur Trägermembran (16) laminarisiert wird.

10. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass für in den Strömungskanal (12) einströmendes frisches Gas (FG) ein Partikel- und/oder Bakterienfilter (32) vorgesehen ist, mit dem das in Richtung des Patienten (P) strömende Gas in Bezug auf Partikel und/ oder Bakterien bzw. Keime gefiltert wird.

11. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass der Volumenstrom (V), der Druck (p) und die Zusammensetzung des Gases, welches in eine zum Patienten (P) führende Sektion des Strömungskanals (12) geleitet wird, mittels einer Regel- oder Steuereinrichtung (15) in Abhängigkeit der Messwerte eines auf der flexiblen Trägermembran (16) angebrachten ersten Sensors (18), der Druckmesseinrichtung (20) und des insbesondere katalytischen zweiten Sensors (24) gesteuert, vorzugsweise geregelt werden.

12. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass für in den Strömungskanal (12) einströmendes Patientengas (PG) ein Partikel- und/oder Bakterienfilter (32) vorgesehen ist, mit dem das in Richtung eines Beat-

mungsgeräts (14) strömende Gas in Bezug auf Partikel und/oder Bakterien bzw. Keime gefiltert wird.

13. Verfahren nach einem der Ansprüche 10 bis 12, **dadurch gekennzeichnet**, dass der Volumenstrom (V), der durch den Strömungskanal (12) geleitet und bestimmt worden ist, in ein Gesamtvolumen (V) umgerechnet wird, um auf Grundlage dessen die verbleibende Standzeit des Partikel- und/oder Bakterienfilters (32) zu bestimmen.

14. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass der durch den Strömungskanal (12) geleitete Volumenstrom (V) auf Basis einer abgeleiteten Größe zu mindestens einem Volumenwert (V) umgerechnet wird, vorzugsweise, dass der Volumenwert (V) insbesondere ein Tidal-Volumen (V_T) und/oder ein Minuten-Volumen (V_M) ist.

15. Vorrichtung (10) zum Bestimmen von Volumenstrom (V), Druck (p) und Zusammensetzung eines Gases bei der Atmung oder Beatmung eines Patienten (P), umfassend einen Strömungskanal (12), der an ein Beatmungsgerät (14) anschließbar ist und durch den das Gas hindurch strömen kann, zumindest eine flexible Trägermembran (16), die in dem Strömungskanal (12) im Wesentlichen orthogonal zur Strömungsrichtung (S) des Gases angeordnet ist, wobei an zumindest einer Oberfläche (17) der Trägermembran (16) zumindest ein erster Sensor (18) insbesondere in Form eines Dehnungsmessstreifens oder ein Piezoelements angebracht ist, wobei die Trägermembran (16) innerhalb des Strömungskanals (12) in Abhängigkeit des Volumenstroms (V) des Gases verformbar ist, wobei bei einer Bewegung der Trägermembran (16) und/oder Verformung des ersten Sensors (18) zumindest ein Signal abhängig vom Volumenstrom (V) des Gases erzeugbar ist, eine Druckmesseinrichtung (20), die in dem Strömungskanal (12) insbesondere im Bereich von dessen Wandung (W) angeordnet ist, wobei mit dieser Druckmesseinrichtung (20) ein statischer Druck (p) für das innerhalb des Strömungskanals (12) strömende Gas im Vergleich zur äußeren Umgebung des Strömungskanals (12) messbar ist, und zumindest einen innerhalb des Strömungskanals (12) angeordneten insbesondere katalytischen zweiten Sensor (24), mit dem eine Zusammensetzung des Gases, insbesondere ausgewählte Gase gebildet aus der Gruppe von zumindest Sauerstoff (O_2) und Kohlendioxid (CO_2), bestimmbar sind.

16. Vorrichtung (10) nach Anspruch 15, **gekennzeichnet durch** eine Auswerteeinheit (26), die mit dem auf der flexiblen Trägermembran (16) angebrachten ersten Sensor (18), der Druckmesseinrichtung (20) und dem insbesondere katalytischen zwei-

ten Sensor (24) vorzugsweise kabelgebunden in Signalverbindung steht.

17. Vorrichtung (10) nach Anspruch 16, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Auswerteeinheit (26) programmtechnisch derart eingerichtet ist, dass die Messwerte, die von zumindest einem auf der flexiblen Trägermembran (16) angebrachten ersten Sensor (18), der Druckmesseinrichtung (20) und dem insbesondere katalytischen zweiten Sensor (24) empfangen werden, nach dem Empfang digitalisierbar und in der Auswerteeinheit (26) speicherbar sind.

18. Vorrichtung (10) nach einem der Ansprüche 15 bis 17, **gekennzeichnet durch** eine Sendeeinheit (28), die mit der Auswerteeinheit (26) und/oder mit einem auf der flexiblen Trägermembran (16) angebrachten ersten Sensor (18), der Druckmesseinrichtung (20) und dem insbesondere katalytischen zweiten Sensor (24) vorzugsweise kabelgebunden in Signalverbindung steht, wobei die Sendeeinheit (28) dazu ausgebildet ist, die Messwerte des ersten Sensors (18), der Druckmesseinrichtung (20) und des insbesondere katalytischen zweiten Sensors (24) oder die von der Auswerteeinheit (26) empfangenen Daten an eine externe Einrichtung vorzugsweise kabellos über eine Funkstrecke (F) oder dergleichen zu senden, vorzugsweise, dass die Sendeeinheit (28) und die Auswerteeinheit (26) in einer gemeinsamen Einrichtung integriert ausgebildet sind.

19. Vorrichtung (10) nach Anspruch 18, **dadurch gekennzeichnet**, dass die externe Einrichtung in Form einer Regel- oder Steuereinrichtung (15) ausgebildet ist, vorzugsweise, dass die Regel- oder Steuereinrichtung (15) Teil eines Beatmungsgeräts (14) für die Patienten-Beatmung ist, weiter vorzugsweise, dass die Regel- oder Steuereinrichtung (15) in Signalverbindung mit einer Anzeigeeinheit (D) steht.

20. Vorrichtung (10) nach einem der Ansprüche 15 bis 19, **dadurch gekennzeichnet**, dass die flexible Trägermembran (16) sich im Wesentlichen orthogonal zur Strömungsrichtung (S) des Gases vollständig entlang eines Durchmesser des Strömungskanals (12) erstreckt und zumindest mit ihren entgegengesetzten Bereichen (B) an einer Innenumfangsfläche (13) des Strömungskanals (12) befestigt ist.

21. Vorrichtung (10) nach einem der Ansprüche 15 bis 20, **dadurch gekennzeichnet**, dass innerhalb des Strömungskanals (12) und vorzugsweise angrenzend oder in der Nähe der Trägermembran (16) zumindest eine Laminarisierungseinrichtung (30) angeordnet ist, mit der die Strömung des in Richtung der Trägermembran (16) geleiteten Gas laminarisiert wird, vorzugsweise, dass eine Laminarisierungseinrichtung (30) in Richtung des Patienten (P) gesehen stromaufwärts und/oder stromabwärts der Trägermembran (16) angeordnet ist.

22. Vorrichtung (10) nach einem der Ansprüche 15 bis 21, **gekennzeichnet durch** zumindest einen Partikel- und/oder Bakterienfilter (32), der innerhalb des Strömungskanals (12) angeordnet ist, vorzugsweise, dass ein Partikel- und/oder Bakterienfilter (32) in Richtung des Patienten (P) gesehen stromaufwärts und/oder stromabwärts der Trägermembran (16) angeordnet ist, weiter vorzugsweise, dass der Partikel- und/oder Bakterienfilter (32) und die Laminarisierungseinrichtung (30) als integrierte Einheit ausgebildet sind.

23. Vorrichtung (10) nach einem der Ansprüche 15 bis 21, **dadurch gekennzeichnet**, dass auf zumindest einer Oberfläche (17) der Trägermembran (16) und einem darauf angebrachten ersten Sensor (18) eine zusätzliche vollflächige oder lokale Beschichtung aufgebracht ist.

24. Vorrichtung (10) nach Anspruch 23, **dadurch gekennzeichnet**, dass die zusätzliche Beschichtung hygroskope Eigenschaften aufweist.

25. Vorrichtung (10) nach einem der Ansprüche 15 bis 24, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Druckmesseinrichtung (20) mit einem Dehnungsmessstreifen (21) oder mit einem Piezoelement (22) ausgestattet ist, mit dessen Verformung der statische Druck (p) des Gases innerhalb des Strömungskanals (12) messbar ist.

26. Vorrichtung (10) nach einem der Ansprüche 15 bis 24, **gekennzeichnet durch** eine Batterie- oder Akkumulatoreinheit (29), die mit den elektrischen bzw. elektronischen Bauelementen der Vorrichtung (10) zur Versorgung mit Energie elektrisch verbunden ist, vorzugsweise, dass die Kapazität der Batterie- oder Akkumulatoreinheit (34) derart groß gewählt ist, dass eine Energieversorgung für die mit der Batterie- oder Akkumulatoreinheit (34) verbundenen elektrischen oder elektronischen Bauelemente der Vorrichtung (10) für eine Dauer von zumindest 24 Stunden, vorzugsweise von zumindest 36 Stunden, weiter vorzugsweise von zumindest 48 Stunden gewährleistet ist.

27. Vorrichtung (10) nach einem der Ansprüche 15 bis 26, **dadurch gekennzeichnet**, dass die einzelnen Bauelemente der Vorrichtung (10) in ein gemeinsames Gehäuse (36) integriert sind, vorzugsweise, dass der Strömungskanal (12) für die übrigen Bauelemente die Funktion eines gemeinsamen Gehäuses (36) erfüllt, weiter vorzugsweise, dass die Vorrichtung (10) als Einmalartikel ausgebildet ist.

Es folgen 7 Seiten Zeichnungen

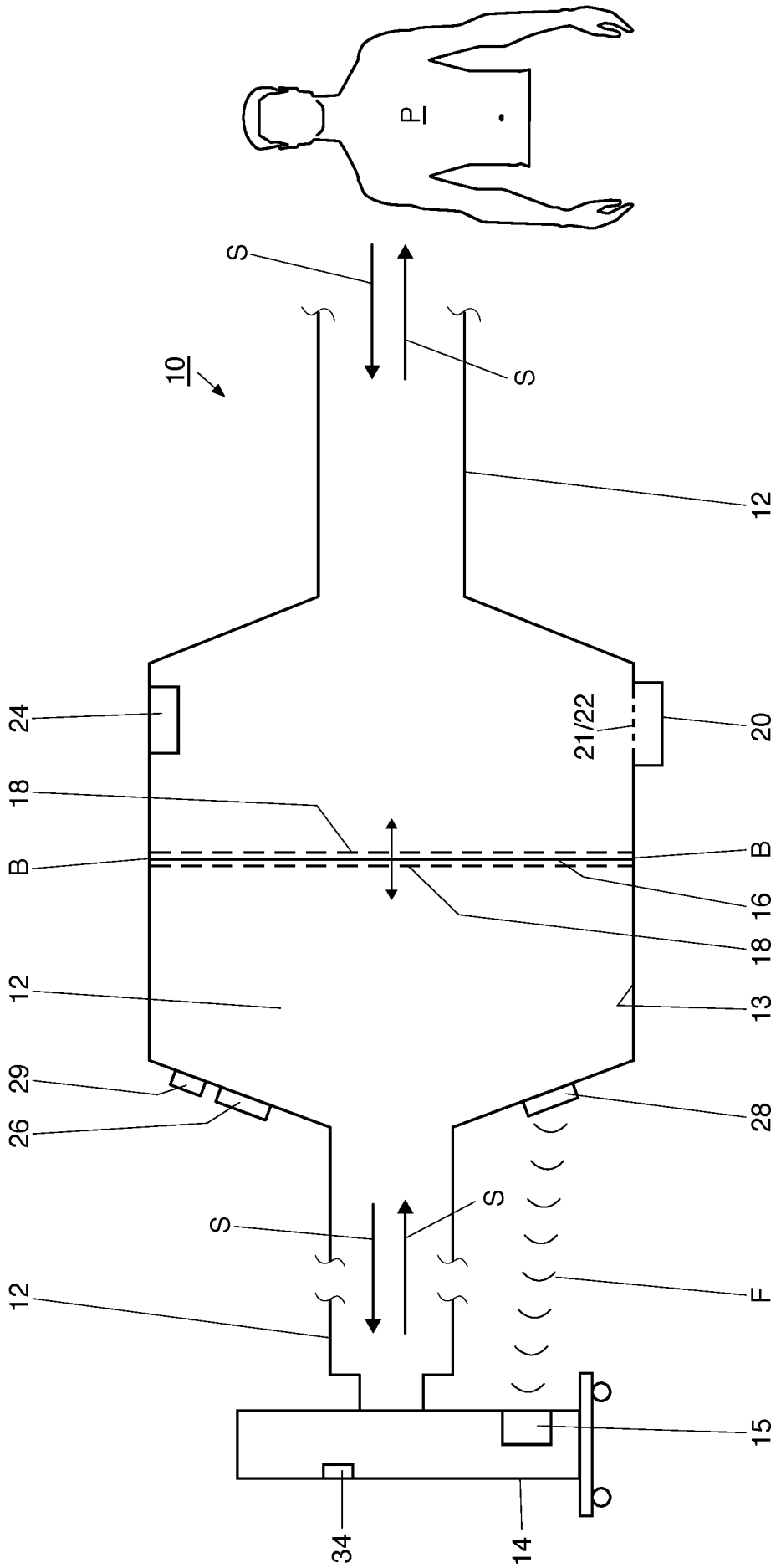


Fig. 2

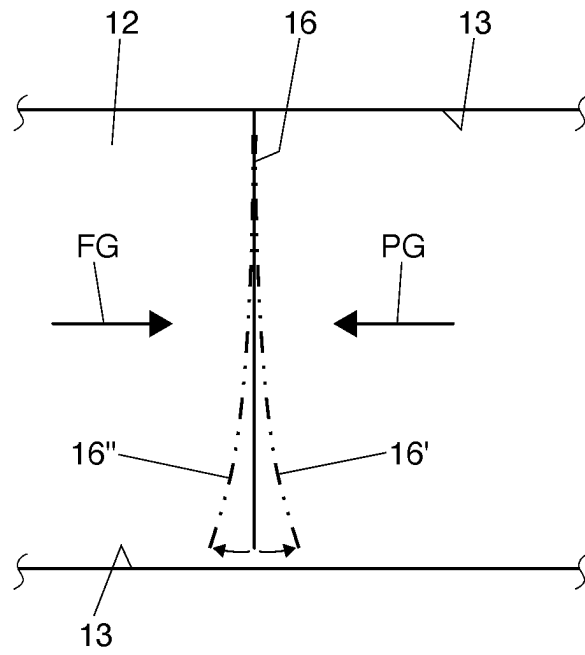


Fig. 3

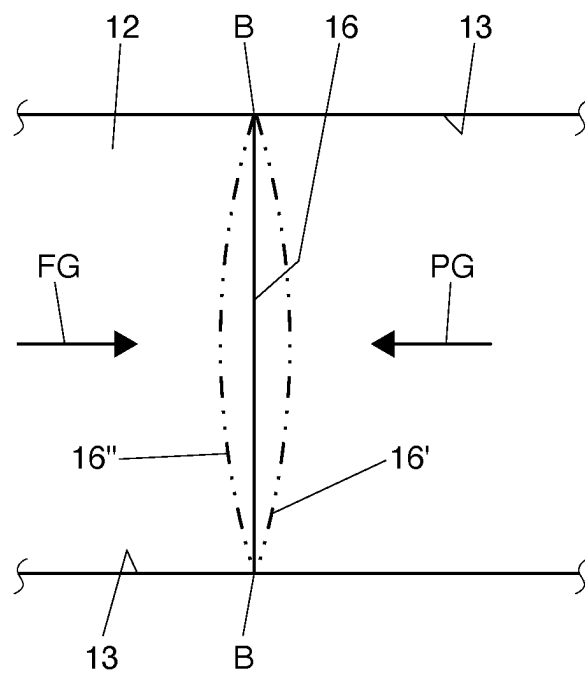


Fig. 4

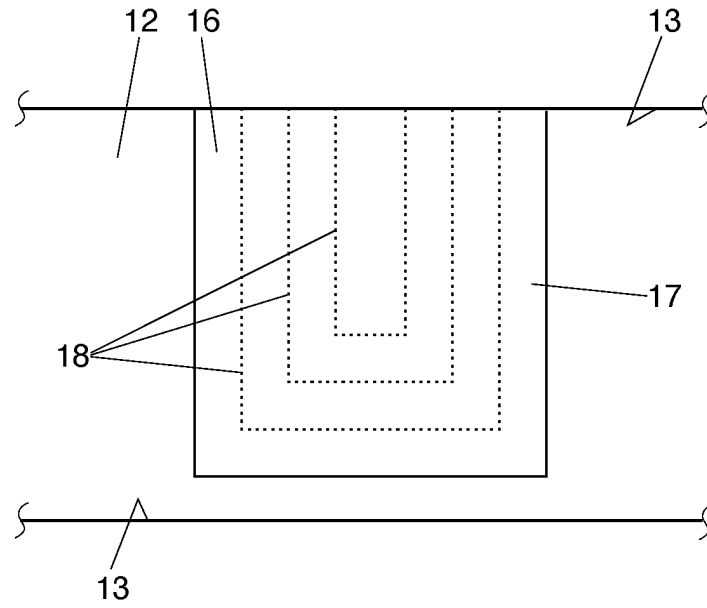


Fig. 5

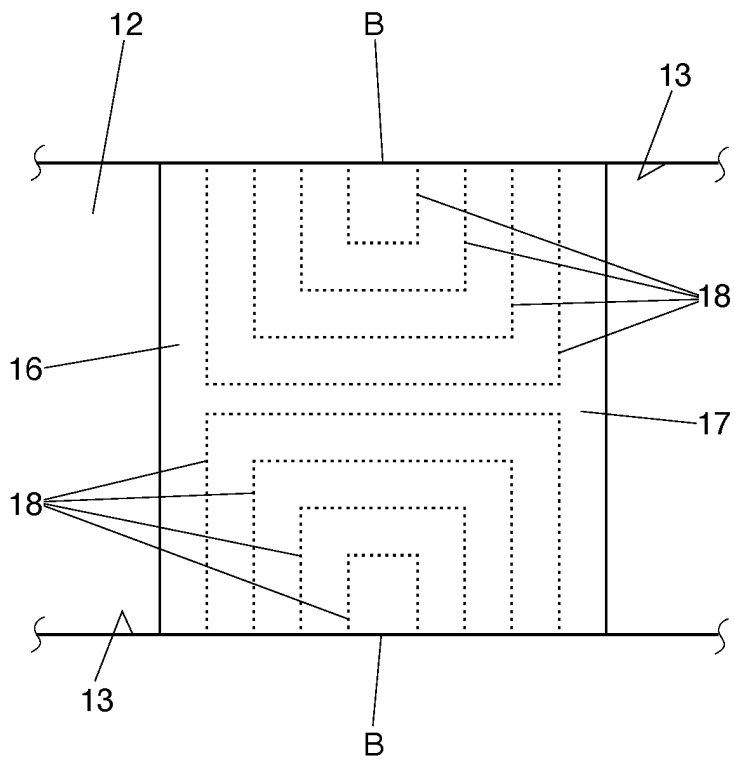


Fig. 6

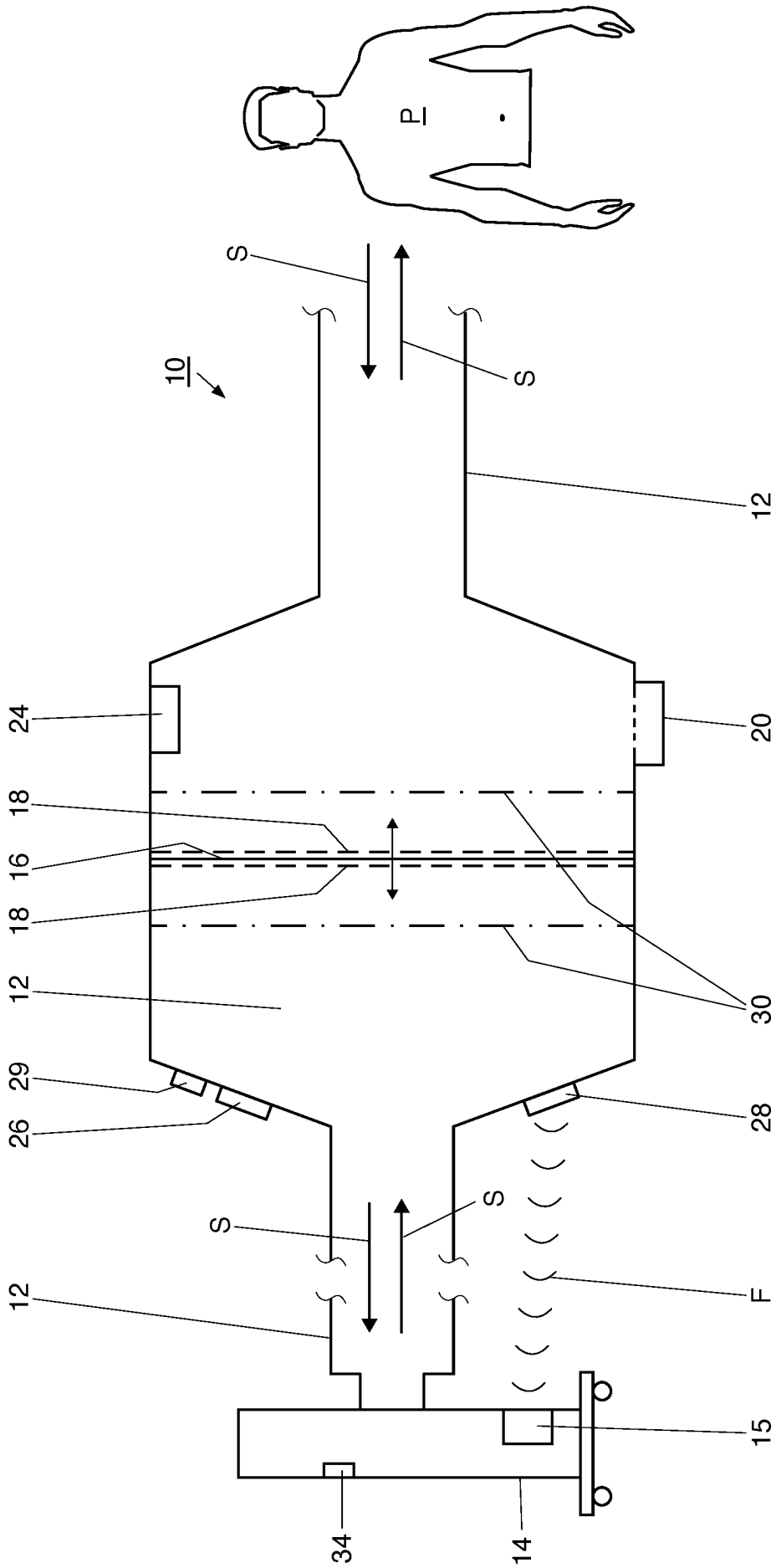


Fig. 7

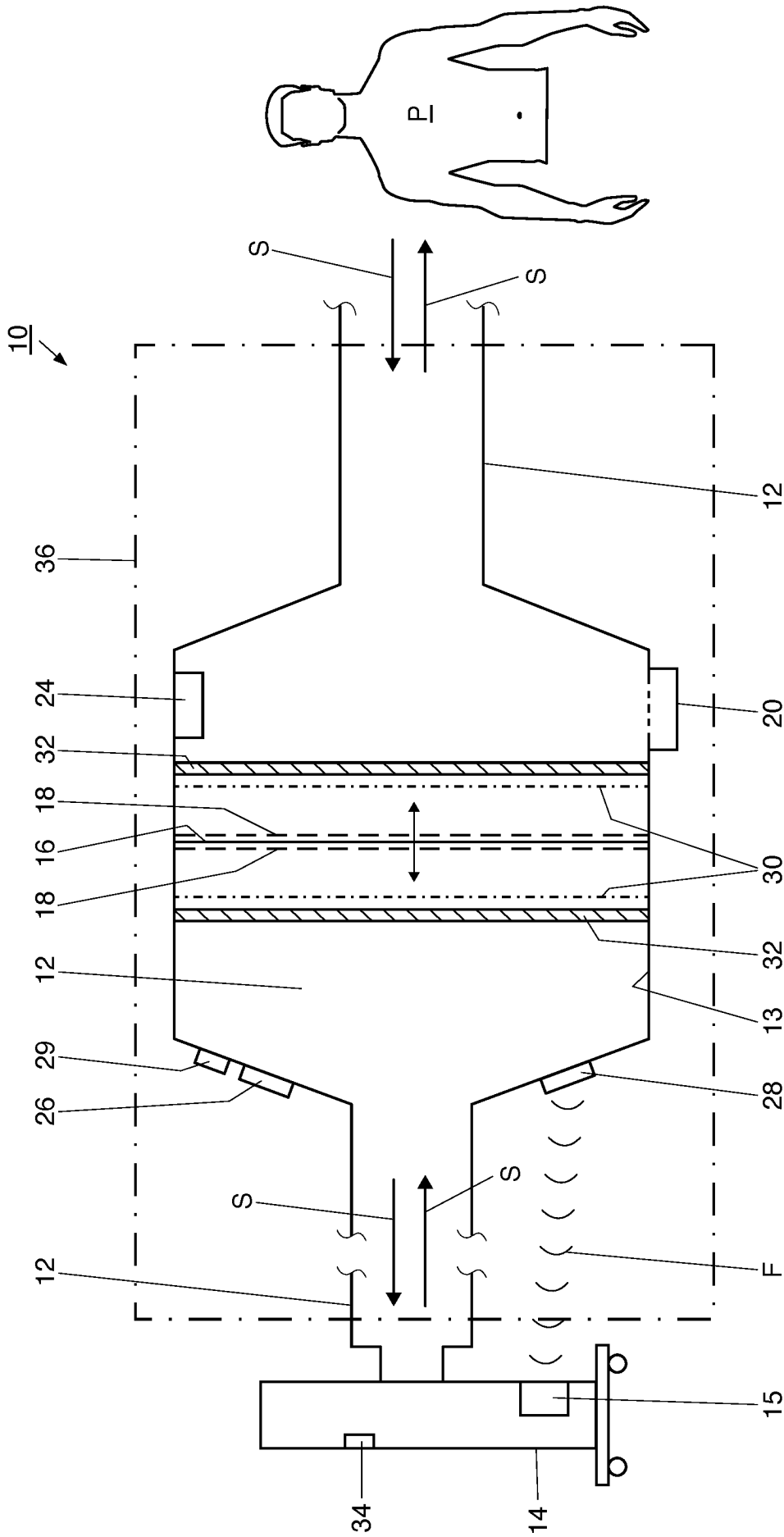


Fig. 8

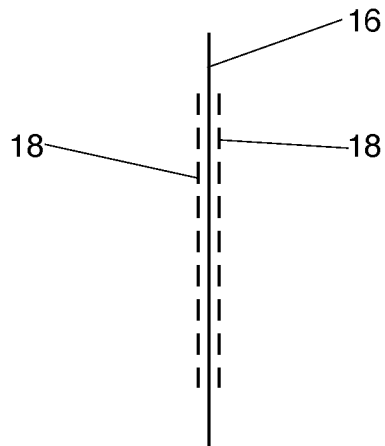


Fig. 9

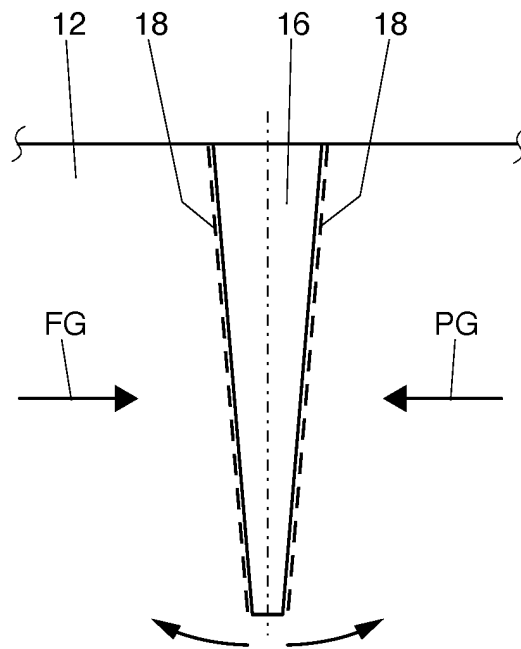


Fig. 10