

(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  
06. Januar 2022 (06.01.2022)



(10) Internationale Veröffentlichungsnummer  
**WO 2022/002824 A2**

(51) Internationale Patentklassifikation:

A61B 5/083 (2006.01) G01N 27/18 (2006.01)  
A61B 5/097 (2006.01) G01N 33/00 (2006.01)  
A61M 16/10 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2021/067635

(22) Internationales Anmeldedatum:  
28. Juni 2021 (28.06.2021)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:  
10 2020 117 619.8  
03. Juli 2020 (03.07.2020) DE

(71) Anmelder: DRÄGERWERK AG & CO. KGAA  
[DE/DE]; Moislinger Allee 53-55, 23558 Lübeck (DE).

(72) Erfinder: HANSMANN, Hans-Ullrich; Drägerwerk AG & Co. KGaA Moislinger Allee 53-55, 23558 Lübeck (DE).

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

(84) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare regionale Schutzrechtsart): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST,

(54) Title: SENSOR ARRANGEMENT, MEDICAL APPARATUS, EXHALATION VALVE, AND METHOD FOR DETERMINING A CARBON DIOXIDE CONCENTRATION IN A MEASUREMENT GAS

(54) Bezeichnung: SENSORANORDNUNG, MEDIZINGERÄT, EXPIRATIONSVENTIL UND VERFAHREN ZUM ERMITTELN EINER KOHLENSTOFFDIOXIDKONZENTRATION IN EINEM MESSGAS

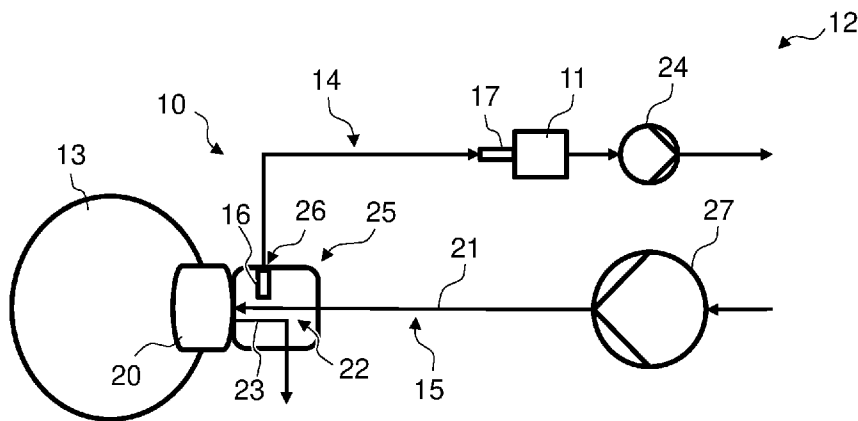


Fig. 1

(57) Abstract: The present invention relates to a sensor arrangement (10) for a medical apparatus (12), having a sensor unit (11) for determining a carbon dioxide concentration in measurement gas, a branch line (14) for diverting the measurement gas from a main line (15) of the medical apparatus (12) and for conveying the diverted measurement gas to the sensor unit (11), and at least one HME filter (16, 17) for filtering the diverted measurement gas. The invention further relates to a medical apparatus (12) having a sensor arrangement (10) according to the invention, an exhalation valve (25) for a medical apparatus (12) according to the invention, and a method for determining a carbon dioxide concentration.

(57) Zusammenfassung: Die vorliegende Erfindung betrifft eine Sensoranordnung (10) für ein Medizingerät (12), aufweisend eine



WO 2022/002824 A2

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

**Veröffentlicht:**

- *ohne internationalen Recherchenbericht und erneut zu veröffentlichen nach Erhalt des Berichts (Regel 48 Absatz 2 Buchstabe g)*

---

Sensoreinheit (11) zum Ermitteln einer Kohlenstoffdioxidkonzentration in Messgas, eine Abzweigungsleitung (14) zum Abzweigen des Messgases aus einer Hauptleitung (15) des Medizingerätes (12) und zum Leiten des abgezweigten Messgases zur Sensoreinheit (11), und wenigstens ein HME-Filter (16, 17) zum Filtern des abgezweigten Messgases. Die Erfindung betrifft ferner ein Medizingerät (12) mit einer erfindungsgemäßen Sensoranordnung (10), ein Expirationsventil (25) für ein erfindungsgemäßes Medizingerät (12) sowie ein Verfahren zum Ermitteln einer Kohlenstoffdioxidkonzentration.

# Sensoranordnung, Medizingerät, Expirationsventil und Verfahren zum Ermitteln einer Kohlenstoffdioxidkonzentration in einem Messgas

## 5 Beschreibung

Die vorliegende Erfindung betrifft eine Sensoranordnung für ein Medizingerät, insbesondere für ein Beatmungsgerät, aufweisend eine Sensoreinheit zum Ermitteln einer Kohlenstoffdioxidkonzentration in Messgas, und eine Abzweigungsleitung zum  
10 Abzweigen des Messgases aus einer Hauptleitung des Medizingerätes sowie zum Leiten des abgezweigten Messgases zur Sensoreinheit. Die Erfindung betrifft ferner ein Medizingerät, insbesondere ein Beatmungsgerät, ein Expirationsventil für ein Medizingerät sowie ein Verfahren zum Ermitteln einer Kohlenstoffdioxidkonzentration in einem Messgas.

15

Kohlenstoffdioxid ist bei der Beatmung einer Person durch ein Beatmungsgerät einer der wichtigsten Parameter zur Beurteilung der Beatmungseffizienz. Eine präzise und zuverlässige Überwachung der Kohlenstoffdioxidkonzentration ist während der Beatmung deshalb von entscheidender Bedeutung.

20

Zum Ermitteln der Kohlenstoffdioxidkonzentration kommen verschiedene physikalische und/oder chemische Verfahren in Betracht. Beispielsweise kann die Kohlenstoffdioxidkonzentration mit Hilfe von Infrarotsensoren, elektrochemischen Sensoren, einem colorimetrischen Verfahren, oder auch mit Hilfe von  
25 Massenspektrometern erfasst werden. Einige dieser Verfahren weisen einen komplexen Messaufbau auf, sind dadurch entsprechend teuer und/oder für eine kontinuierliche Erfassung der Kohlenstoffdioxidkonzentration nicht geeignet.

Weiterhin ist ein System bekannt, bei welchem mittels der Wärmeleitung eines  
30 Messgases bzw. einer Gasprobe an einer Sensoreinheit auf die Kohlenstoffdioxidkonzentration im Messgas geschlossen werden kann. Für die Ermittlung der Kohlenstoffdioxidkonzentration wird beispielsweise eine Sensoreinheit dicht neben einem sogenannten Mainstream bzw. einer Hauptleitung mittels Diffusion mit Inspirationsgas sowie Expirationsgas begast. Ein solches System ist aus der

deutschen Patentanmeldung DE 10 2010 047 159 A1 bekannt. Dort wird ferner eine hydrophobe Sperre gegen eine kondensierende Feuchte vorgeschlagen. Problematisch bei diesem System ist es, dass Quereinflüsse über Gasparameter wie die Messgastemperatur und/oder die Messgasfeuchte synchron zu den Atemphasen, also der Inspiration und der Expiration, aufgrund der fehlenden Selektivität in der Sensoreinheit zu einer unzureichend genauen Ermittlung der Kohlenstoffdioxidkonzentration im Messgas führen. Mit anderen Worten, die wechselnde Feuchte durch Inspiration und Expiration führt je nach Belegung der hydrophoben Sperre zu einer wechselnden Feuchte am Sensor. Dies kann zu veränderten Messwerten und einer entsprechenden Messungenauigkeit sowie zu einer teilweise bis vollständigen Gassperre, durch welche die gewünschte Messung nicht weiter durchgeführt werden kann, führen.

Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, der voranstehend beschriebenen Problematik zumindest teilweise Rechnung zu tragen. Insbesondere ist es Aufgabe der vorliegenden Erfindung, eine Vorrichtung und ein Verfahren zum möglichst einfachen, kostengünstigen und genauen Ermitteln der Kohlenstoffdioxidkonzentration in Messgas aus einem gattungsgemäßen Medizingerät zu schaffen.

Die voranstehende Aufgabe wird durch die Patentansprüche gelöst. Insbesondere wird die voranstehende Aufgabe durch die Sensoranordnung gemäß Anspruch 1, das Medizingerät gemäß Anspruch 15, das Expirationsventil gemäß Anspruch 22, sowie das Verfahren gemäß Anspruch 25 gelöst. Weitere Vorteile der Erfindung ergeben sich aus den Unteransprüchen, der Beschreibung und den Figuren. Dabei gelten Merkmale, die im Zusammenhang mit der Sensoranordnung beschrieben sind, selbstverständlich auch im Zusammenhang mit dem erfindungsgemäßen Medizingerät, dem erfindungsgemäßen Expirationsventil, dem erfindungsgemäßen Verfahren und jeweils umgekehrt, sodass bezüglich der Offenbarung zu den einzelnen Erfindungsaspekten stets wechselseitig Bezug genommen wird und/oder werden kann.

Gemäß einem ersten Aspekt der vorliegenden Erfindung wird eine Sensoranordnung für ein Medizingerät zur Verfügung gestellt. Die Sensoranordnung umfasst eine

Sensoreinheit zum Ermitteln einer Kohlenstoffdioxidkonzentration in Messgas, eine Abzweigungsleitung zum Abzweigen des Messgases aus einer Hauptleitung des Medizingerätes und zum Leiten des abgezweigten Messgases zur Sensoreinheit, und wenigstens ein HME-Filter zum Filtern des abgezweigten Messgases.

5

Im Rahmen der vorliegenden Erfindung wurde erkannt, dass unter Verwendung eines HME-Filters zum Filtern des Messgases, Temperatur- und Feuchtigkeitsunterschiede im Messgas, die während der Inspiration und der Expiration der Person bzw. eines Patienten verursacht werden, dahingehend gepuffert, ausgeglichen, verringert und/oder geglättet werden können, dass die Kohlenstoffdioxidkonzentration im Vergleich zu einem System ohne HME-Filter deutlich genauer ermittelt bzw. gemessen und/oder berechnet werden kann.

10

Außerdem wurde erkannt, dass das verwendete HME-Filter keinen nennenswerten und/oder nachteiligen Effekt auf andere zu messende Gaskomponenten hat. D. h., die Feuchte und die Wärme des Messgases werden zeitlich gleichmäßig verteilt, ohne den eigentlich angestrebten Messeffekt der Wärmeleitungsunterschiede hinsichtlich des vorhandenen und fehlenden Kohlenstoffdioxids zu beeinflussen. D. h., das HME-Filter nimmt keinen oder im Wesentlichen keinen Einfluss auf die Zuführung der Kohlenstoffdioxidmenge zur Sensoreinheit. Lediglich durch das Volumen des HME-Filters wird möglicherweise der Gastransport etwas verzögert. Dies nimmt jedoch keinen oder zumindest keinen nennenswerten Einfluss auf die gewünschte Ermittlung der Kohlenstoffdioxidkonzentration im Messgas. Wärmeleitungsänderungen, die aus Temperatur- und/oder Feuchtigkeitsänderungen im Messgas resultieren und synchron zu den Atemphasen auftreten, zählen zu den Hauptursachen für ungenaue Kohlenstoffdioxidmessungen. Mit der vorliegenden Erfindung kann dieser Problematik einfach, kostengünstig und effektiv Rechnung getragen werden.

20

25

Unter einem HME-Filter ist in der Medizintechnik ein Heat-Moisture-Exchange-Filter und/oder ein Filtergehäuse mit einem solchen Filtermaterial zu verstehen. Das HME-Filter kann folglich als Wärme- und Feuchtigkeitstauscher verstanden werden. HME-Filter werden bislang insbesondere in einem Mainstream bzw. in einer Hauptleitung eines Beatmungsgerätes bzw. eines entsprechenden Medizingerätes

30

- eingesetzt, wo sie im Zyklus der Beatmung stets im Wechsel mit Inspirationsgas und Expirationsgas durchströmt werden. HME-Filter dienen bislang insbesondere einer angemessenen Befeuchtung des Inspirationsgases bzw. der eingeatmeten Luft des Patienten sowie der Vermeidung von Kreuzkontaminationen in der Hauptleitung. Das vorgeschlagene HME-Filter der Sensoranordnung ist hinsichtlich seiner Größe und/oder Funktion bevorzugt zum Puffern, Ausgleichen, Verringern und/oder Glätten von Temperatur- und/oder Feuchtigkeitsunterschieden des abgezweigten Messgases für die Dauer von mindestens eines Atemzuges, also einschließlich Inspiration sowie Expiration, konfiguriert. Das HME-Filter kann demnach nicht nur zum klassischen Filtern des Messgases, sondern insbesondere zum Puffern, Ausgleichen, Verringern und/oder Glätten der Temperatur- und/oder Feuchtigkeitsunterschiede im abgezweigten Messgas bereitgestellt sein. Das wenigstens eine HME-Filter kann ein Filtergehäuse und Filtermaterial zum Filtern des Messgases im Filtergehäuse aufweisen. Das Filtergehäuse kann als starres Filtergehäuse oder als flexibles bzw. elastisch verformbares Filtergehäuse, das beispielsweise tubusförmig ausgestaltet ist, konfiguriert sein. Das HME-Filter kann ebenso ohne Filtergehäuse und ausschließlich als das funktionsrelevante HME-Filtermaterial, beispielsweise in Form eines Schlaucheinsatzes, ausgestaltet sein.
- Das Messgas kann unter Verwendung einer Fluidfördereinheit, insbesondere einer Pumpe, aus der Hauptleitung in die Abzweigungsleitung und von dort zur Sensoreinheit gefördert, insbesondere gesaugt, werden. Dadurch, dass das HME-Filter nur mit dem abgesaugten Messgas durchströmt wird, also insbesondere nicht mit dem gesamten Gas der Hauptleitung, kann es kleiner, insbesondere um ein Vielfaches kleiner, als ein konventionelles, in der Hauptleitung verwendetes HME-Filter ausgestaltet sein. Die Sensoranordnung kann eine Fluidfördereinheit, insbesondere eine Pumpe, zum Befördern und/oder Absaugen von Messgas aus der Hauptleitung in die Abzweigungsleitung und von dort zur Sensoreinheit aufweisen.
- Das HME-Filter ist bevorzugt in einer Messgasströmungsrichtung zur Sensoreinheit stromaufwärts der Sensoreinheit und/oder in einem im Beatmungsgerät verbauten Zustand stromaufwärts der Sensoreinheit ausgestaltet, sodass das Messgas durch das HME-Filter hindurchströmen kann, bevor es zur Sensoreinheit gelangt.

- Die Sensoranordnung ist bevorzugt für die Verwendung in und/oder mit einem Medizingerät in Form eines Beatmungsgerätes ausgestaltet. Die Abzweigungsleitung weist vorzugsweise eine flexible Schlauchleitung zum Leiten des abgezweigten Messgases zur Sensoreinheit auf. Ferner kann die Abzweigungsleitung in Form der flexiblen Schlauchleitung ausgestaltet sein. Darüber hinaus ist es möglich, dass die Abzweigungsleitung neben der Schlauchleitung noch weitere Funktionsbauteile wie Adapter- und/oder Verbindungsbauteile zum Anschließen der Schlauchleitung an der Hauptleitung, an der Sensoreinheit und/oder am HME-Filter, aufweist.
- Die Sensoreinheit kann gemäß einem in der DE 10 2010 047 159 A1 beschriebenen Sensor zum Ermitteln der Kohlenstoffdioxidkonzentration im Messgas ausgestaltet und/oder konfiguriert sein. Die Abzweigungsleitung weist einen kleineren, insbesondere einen um ein Vielfaches kleineren Innendurchmesser als eine gattungsgemäße Hauptleitung eines Beatmungsgerätes auf.
- Gemäß einer weiteren Ausführungsform der vorliegenden Erfindung ist es möglich, dass bei einer Sensoranordnung das wenigstens eine HME-Filter in der Abzweigungsleitung ausgestaltet ist. Damit kann die Sensoranordnung besonders kompakt und entsprechend platzsparend zur Verfügung gestellt werden. Ferner kann die Sensoranordnung einfach am und/oder im Medizingerät installiert werden. Das wenigstens eine HME-Filter kann bei der Installation bereits in der Abzweigungsleitung ausgestaltet sein. Das wenigstens eine HME-Filter ist insbesondere innerhalb eines Leitungsvolumens der Abzweigungsleitung ausgestaltet. Die Abzweigungsleitung kann beispielsweise eine Schlauchleitung aufweisen, wobei das wenigstens eine HME-Filter wenigstens in einem Teil des Innenvolumens der Schlauchleitung ausgestaltet ist. Mit anderen Worten, wenigstens ein Teil eines Schlauchmantels der Schlauchleitung kann das wenigstens eine HME-Filter über die gesamte Länge des wenigstens einen HME-Filters oder über einen Teil der Länge des HME-Filters mantelförmig umschließen. Das wenigstens eine HME-Filter kann sozusagen in Form eines Schlaucheinsatzes ausgestaltet sein. Das wenigstens eine HME-Filter ist bevorzugt form- und/oder kraftschlüssig in der Abzweigungsleitung ausgestaltet. Die Außenumfangsfläche des wenigstens einen HME-Filters kann demnach komplementär zu einer Innenumfangsfläche der Abzweigungsleitung, insbesondere zu einer Innenumfangsfläche der Schlauchleitung

der Abzweigungsleitung, ausgestaltet sein. Der Außendurchmesser des wenigstens einen HME-Filters kann folglich dem Innendurchmesser an der Stelle der Schlauchleitung entsprechen, an welcher das wenigstens eine HME-Filter in der Schlauchleitung positioniert ist, oder zum Einsetzen des wenigstens einen HME-Filters in die Abzweigungsleitung geringfügig kleiner als der Innendurchmesser an der Stelle der Schlauchleitung sein.

Ferner ist es möglich, dass bei einer erfindungsgemäßen Sensoranordnung die Abzweigungsleitung einen hauptleitungsseitigen Endabschnitt zum Anbinden der Abzweigungsleitung an die Hauptleitung und einen sensorseitigen Endabschnitt zum Anbinden der Abzweigungsleitung an die Sensoreinheit aufweist, wobei ein HME-Filter am und/oder im hauptleitungsseitigen Endabschnitt angeordnet ist. Das eine, insbesondere einzelne HME-Filter ist damit möglichst direkt und/oder nahe an der Hauptleitung angeordnet. Dadurch kann das bestimmungsgemäße Puffern bzw. Ausgleichen der Temperatur- und/oder Feuchtigkeitsunterschiede im Messgas durch das HME-Filter möglichst frühzeitig stromaufwärts der Sensoreinheit durchgeführt werden. Unerwünschtes Kondensat in der Abzweigungsleitung stromabwärts des HME-Filters und/oder stromaufwärts der Sensoreinheit können dadurch effektiv verhindert oder zumindest effektiv reduziert werden. Dies ist insbesondere dann von Vorteil, wenn die Abzweigungsleitung eine längere Schlauchleitung aufweist und kritische Bedingungen, beispielsweise kalte Außentemperaturen, vorherrschen, bei welchen die Temperatur in der Schlauchleitung deutlich unter die Maskentemperatur fällt bzw. den Taupunkt der mittleren Feuchte unterschreitet. Darunter, dass der sensorseitige Endabschnitt zum Anbinden der Abzweigungsleitung an die Sensoreinheit ausgestaltet ist kann verstanden werden, dass am sensorseitigen Endabschnitt ein Verbindungsanschluss zum fluiddichten Anschließen der Abzweigungsleitung an der Hauptleitung, insbesondere an einem Gegen-Verbindungsanschluss der Hauptleitung, ausgestaltet ist. Unter dem fluiddichten Anschließen kann eine Anschlussverbindung verstanden werden, durch welche das Messgas leakagefrei aus der Hauptleitung in die Abzweigungsleitung gleitet, insbesondere gesaugt, werden kann. Darunter, dass das HME-Filter am und/oder im hauptleitungsseitigen Endabschnitt angeordnet ist kann verstanden werden, dass das HME-Filter, beispielsweise in Form eines Schlaucheinsatzes, wenigstens teilweise im hauptleitungsseitigen Endabschnitt der Abzweigungsleitung

bzw. einer Schlauchleitung der Abzweigungsleitung angeordnet ist, oder als Anbauteil wenigstens teilweise außerhalb einer solchen Schlauchleitung an der Schlauchleitung angeordnet ist.

5 Weiterhin ist es möglich, dass bei einer Sensoranordnung gemäß der vorliegenden Erfindung die Abzweigungsleitung einen hauptleitungsseitigen Endabschnitt zum Anbinden der Abzweigungsleitung an die Hauptleitung und einen sensorseitigen Endabschnitt zum Anbinden der Abzweigungsleitung an die Sensoreinheit aufweist, wobei die Sensoranordnung ein erstes HME-Filter am und/oder im  
10 hauptleitungsseitigen Endabschnitt und ein zweite HME-Filter am und/oder im sensorseitigen Endabschnitt aufweist. Durch das zweite HME-Filter am und/oder im sensorseitigen Endabschnitt kann die Sensoreinheit effektiv vor kondensierender Feuchtigkeit geschützt werden. Dies führt wiederum zu einer möglichst feuchtigkeitsbefreiten Messgaszufuhr zur Sensoreinheit und folglich zu entsprechend  
15 genauen Messergebnissen. Die beiden HME-Filter sind, entlang der Abzweigungsleitung betrachtet, bevorzugt beabstandet voneinander, beispielsweise um mehr als 50 cm, insbesondere in einem Bereich zwischen 50 cm und 150 cm beabstandet voneinander, ausgestaltet. Die beiden HME-Filter weisen vorzugsweise die gleiche Größe und/oder Form auf.

20

Außerdem ist es möglich, dass bei einer Sensoranordnung gemäß der vorliegenden Erfindung das erste HME-Filter im hauptleitungsseitigen Endabschnitt der Abzweigungsleitung in Form eines Schlaucheinsatzes ausgestaltet ist, wobei die Abzweigungsleitung, in einer Strömungsrichtung des Messgases durch die  
25 Abzweigungsleitung betrachtet, auf Höhe des HME-Filters einen größeren Innendurchmesser als in einem Bereich stromabwärts des HME-Filters aufweist. Dadurch, dass die Abzweigungsleitung stromabwärts des HME-Filters weniger anfällig gegenüber kondensierender Feuchte im Messgas ist, kann der Innendurchmesser der Abzweigungsleitung stromabwärts des HME-Filters relativ  
30 klein ausgestaltet sein. Damit können Material und Kosten gespart werden und die Abzweigungsleitung kann kompakt ausgestaltet sein. Insbesondere können dadurch ein Totraum in der Abzweigungsleitung und/oder eine Messverzögerung relativ geringgehalten werden. Die Strömungsrichtung des Messgases durch die Abzweigungsleitung ist in einem Zustand der Sensoranordnung, in welchem diese in

der Medizineinheit verbaut ist, zu betrachten. So verläuft die Strömungsrichtung von der Hauptleitung durch die Abzweigungsleitung, dort durch das in und/oder an der Abzweigungsleitung angeordnete wenigstens eine HME-Filter, und stromabwärts des wenigstens einen HME-Filters hin zur Sensoreinheit und darüber hinaus, beispielsweise zu einer Pumpe, die stromabwärts der Sensoreinheit zum Absaugen des Messgases aus der Hauptleitung in die Abzweigungsleitung angeordnet sein kann. Der Innendurchmesser auf Höhe des HME-Filters ist im Vergleich zum Innendurchmesser stromabwärts des HME-Filters etwas größer ausgestaltet, um das HME-Filter mit einem entsprechend großen Durchmesser bzw. Außendurchmesser aufnehmen zu können. Damit können den Wünschen nach einer ausreichenden Pufferwirkung durch das HME-Filter und trotzdem einer platzsparenden und möglichst verzögerungsarmen Weiterleitung des Messgases zur Sensoreinheit Rechnung getragen werden.

Der Innendurchmesser der Abzweigungsleitung kann bei einer erfindungsgemäßen Sensoranordnung auf Höhe des ersten HME-Filters einen Wert in einem Bereich zwischen 2 mm und 4 mm aufweisen und der Innendurchmesser der Abzweigungsleitung stromabwärts des ersten HME-Filters kann einen Wert in einem Bereich zwischen 0,5 mm und 2 mm aufweisen. Bei umfangreichen Versuchen im Rahmen der vorliegenden Erfindung hat sich herausgestellt, dass mit einem Durchmesser im Bereich zwischen 2 mm und 4 mm, mögliches Kondensat stromaufwärts des HME-Filters relativ unproblematisch ist. Der Durchmesser in einem Bereich zwischen 0,5 mm und 2 mm stromabwärts des HME-Filters hat sich als vorteilhafter Kompromiss hinsichtlich einer robusten Abzweigungsleitung und trotzdem einem möglichst geringen Totraum bzw. einer entsprechend geringen Messverzögerung herausgestellt. Die Abzweigungsleitung bzw. Schlauchleitung kann zum Herstellen einer Strömungsgeschwindigkeit in einem Bereich zwischen 1 m/s und 1,5 m/s bei einem Volumenstrom in einem Bereich zwischen 50 ml/min und 70 ml/min ausgestaltet sein.

Das wenigstens eine HME-Filter kann bei einer Sensoranordnung gemäß der vorliegenden Erfindung im hauptleitungsseitigen Endabschnitt der Abzweigungsleitung ferner in Form eines Schlaucheinsatzes ausgestaltet sein, wobei die Abzweigungsleitung, in Strömungsrichtung des Messgases durch die

Abzweigungsleitung betrachtet, in einem Bereich stromaufwärts des wenigstens einen HME-Filters einen größeren Innendurchmesser als stromabwärts des wenigstens einen HME-Filters aufweist. Damit kann verhindert werden, dass Kondensat stromaufwärts des wenigstens einen HME-Filters zu einer Verstopfung der Abzweigungsleitung führt und stromabwärts des wenigstens einen HME-Filters der gewünschte Kompromiss hinsichtlich einer robusten Abzweigungsleitung und trotzdem einem möglichst geringen Totraum bzw. einer entsprechend geringen Messverzögerung geschaffen werden kann. Als vorteilhaft hat es sich herausgestellt, wenn der Innendurchmesser der Abzweigungsleitung stromaufwärts des wenigstens einen HME-Filters einen Wert in einem Bereich zwischen 1,5 mm und 4 mm aufweist und der Innendurchmesser der Abzweigungsleitung stromabwärts des wenigstens einen HME-Filters einen Wert in einem Bereich zwischen 0,5 mm und 2 mm aufweist. Vorteile hinsichtlich einer einfachen Fertigung der Abzweigungsleitung können erzielt werden, wenn die Bereiche stromaufwärts des HME-Filters sowie auf der Höhe des HME-Filters den gleichen Innendurchmesser aufweisen. So kann beispielsweise eine Schlauchleitung der Abzweigungsleitung mit einem Innendurchmesser, der von einem Bereich stromaufwärts des HME-Filters im sensorseitigen Endabschnitt bis hin zu einem Bereich, in welchem das HME-Filter in der Schlauchleitung ausgestaltet ist, den gleichen Wert aufweist, und erst stromabwärts des HME-Filters einen kleineren Innendurchmesser als stromaufwärts des HME-Filter oder im Bereich des HME-Filters aufweist, konfiguriert sein. Das Gleiche kann auf analoge Weise hinsichtlich eines Außendurchmessers einer solchen Schlauchleitung konfiguriert sein. Außerdem ist es möglich, dass der Bereich stromaufwärts des HME-Filters bzw. das entsprechende Innenvolumen einer Schlauchleitung der Abzweigungsleitung einen kleineren Innendurchmesser als im Bereich des HME-Filters, und bevorzugt trotzdem größer als im Bereich stromabwärts des HME-Filters, aufweist. Der Innendurchmesser einer vorstehend beschriebenen Schlauchleitung kann über den Bereich stromaufwärts des HME-Filters zu dem Bereich, in welchem das HME-Filter in der Schlauchleitung ausgestaltet ist, mithin konstant bleiben und sich von dem Bereich, in welchem das HME-Filter in der Schlauchleitung ausgestaltet ist, hin zu dem Bereich stromabwärts des HME-Filters, verkleinern, oder von dem Bereich stromaufwärts des HME-Filters hin zu dem Bereich, in welchem das HME-Filter in der Schlauchleitung ausgestaltet ist, vergrößern, und von dem Bereich, in welchem das HME-Filter in der Schlauchleitung ausgestaltet ist, hin zu dem Bereich

stromabwärts des HME-Filters, wieder verkleinern.

Das wenigstens eine HME-Filter weist vorzugsweise eine Länge in einem Bereich zwischen 8 mm und 20 mm und eine Breite in einem Bereich zwischen 2 mm und 6 mm auf. Insbesondere weist das wenigstens eine HME-Filter eine Länge in einem Bereich zwischen 10 mm und 15 mm und eine Breite in einem Bereich zwischen 3 mm und 5 mm auf. Das wenigstens eine HME-Filter wird erfindungsgemäß möglichst nur mit dem Messgas bzw. dem Absaugestrom durchströmt und kann somit relativ klein gehalten werden. Die bekannten und bislang in der Hauptleitung verwendeten HME-Filter sind für Patientengasströme von bis zu 180 l/min ausgelegt. Das wenigstens eine HME-Filter gemäß der vorliegenden Erfindung ist für eine Durchströmung mit Messgas in einem Bereich von beispielsweise zwischen 30 ml/min und 100 ml/min, insbesondere in einem Bereich zwischen 40 ml/min und 70 ml/min, ausgelegt. Die Abzweigungsleitung kann deshalb entsprechend klein, material- und platzsparend sowie kostengünstig ausgestaltet sein. Das wenigstens eine HME-Filter ist bevorzugt zylinderförmig und mit einer Länge in einem Bereich zwischen 8 mm und 20 mm und einem Durchmesser in einem Bereich zwischen 2 mm und 6 mm ausgestaltet.

Gemäß einer weiteren Ausgestaltungsvariante der vorliegenden Erfindung ist es möglich, dass bei einer Sensoranordnung die Abzweigungsleitung eine Schlauchleitung mit einer Länge in einem Bereich zwischen 80 cm und 150 cm aufweist. Bei Versuchen im Rahmen der vorliegenden Erfindung wurde herausgefunden, dass bereits bei dieser Schlauchlänge ein wirksamer Puffereffekt hinsichtlich des gewünschten Temperatur- und/oder Feuchtigkeitsausgleichs erzielt werden kann. Die Schlauchleitung weist insbesondere eine Länge in einem Bereich zwischen 90 cm und 110 cm auf. Die Schlauchleitung weist den vorstehend beschriebenen Innendurchmesser in einem Bereich zwischen 0,5 mm und 2 mm, vorzugsweise über eine Länge der Schlauchleitung in einem Bereich zwischen 80 cm und 120 cm, auf.

Weiterhin kann die Abzweigungsleitung bei einer erfindungsgemäßen Sensoranordnung eine Schlauchleitung aus Silikon oder zumindest teilweise aus Silikon aufweisen. Bei Versuchen im Rahmen der vorliegenden Erfindung hat sich

gezeigt, dass unter Verwendung eines Silikonschlauches in der Abzweigungsleitung ein Gegentrocknungseffekt auf das Messgas ausgeübt wird, der zu einer weiteren Pufferung und/oder Glättung von Feuchtigkeitsschwankungen führt.

- 5 Von weiterem Vorteil kann es bei einer Sensoranordnung gemäß der vorliegenden Erfindung sein, wenn die Abzweigungsleitung eine Schlauchleitung mit einer PVC-Beschichtung an einer Außenumfangsfläche der Schlauchleitung aufweist. Durch die PVC-Beschichtung können Umwelteinflüsse auf das Messgas, die zu einer Beeinflussung des Messergebnisses führen könnten, auf einfache und  
10 kostengünstige Weise verhindert werden. Die PVC-Beschichtung weist bevorzugt eine Dicke in einem Bereich zwischen 0,1 mm und 0,4 mm auf.

- Bei einer Sensoranordnung gemäß einer weiteren Ausgestaltungsvariante der vorliegenden Erfindung ist es möglich, dass die Abzweigungsleitung einen  
15 Luer-Lock-Anschluss zum Herstellen einer Fluidverbindung mit der Hauptleitung aufweist. Damit lässt sich die Abzweigungsleitung besonders schnell und einfach mit der Hauptleitung und/oder einem Anschlussabschnitt der Hauptleitung verbinden bzw. an dieser anschließen. An der Hauptleitung, der Atemmaske und/oder einem Expirationsventil an der Atemmaske des Medizinsystems kann entsprechend ein  
20 Gegen-Luer-Lock-Anschluss für eine entsprechende Anschlussverbindung zwischen der Hauptleitung und der Abzweigungsleitung, zwischen der Atemmaske und der Abzweigungsleitung und/oder zwischen dem Expirationsventil und der Abzweigungsleitung ausgestaltet sein.

- 25 Das wenigstens eine HME-Filter kann bei einer bevorzugten Ausführungsform einer erfindungsgemäßen Sensoranordnung ferner einen mikroporösen Kunststoffschaum aufweisen. Damit lassen sich die gewünschten Ausgleichseffekte auf die Temperatur und/oder die Feuchtigkeit im Messgas besonders zuverlässig erreichen. Das wenigstens eine HME-Filter kann insbesondere einen offenporigen,  
30 salzbeschichteten Kunststoffschaum mit aufweisen. Das wenigstens eine HME-Filter kann deshalb mit Bezug auf das Inspirationsgas eine Befeuchtungseffizienz von ca. 30 mg Wasser pro Liter aufweisen.

Gemäß einem weiteren Aspekt der vorliegenden Erfindung wird ein Medizingerät

zum Beatmen einer Person zur Verfügung gestellt. Das Medizingerät weist eine Hauptleitung zum Leiten von Inspirationsgas und zum Leiten von Expirationsgas, sowie eine wie vorstehend beschriebene Sensoranordnung auf, wobei die Abzweigungsleitung zum Abzweigen eines Messgases aus der Hauptleitung  
5 ausgestaltet ist und das wenigstens eine HME-Filter zum Filtern des abgezweigten Messgases konfiguriert ist. Damit bringt das erfindungsgemäße Medizingerät die gleichen Vorteile mit sich, wie sie ausführlich mit Bezug auf die erfindungsgemäße Vorrichtung beschrieben worden sind. Das Medizingerät kann ferner eine Atemmaske und/oder ein Expirationsventil aufweisen, wobei die Hauptleitung zum  
10 Leiten von Inspirationsgas zur Atemmaske hin und zum Leiten von Expirationsgas von der Atemmaske weg und/oder zum Expirationsventil hin konfiguriert sein kann. Die Abzweigungsleitung kann zum Abzweigen des Messgases aus der Hauptleitung durch die Atemmaske und/oder durch das Expirationsventil ausgestaltet sein. Bei einem erfindungsgemäßen Medizingerät kann demnach ein Expirationsventil an der  
15 Atemmaske ausgestaltet sein, wobei sich die Hauptleitung von einem Ausatembereich der Atemmaske zum Expirationsventil erstreckt und von dort, also im und/oder am Expirationsventil, die Abzweigungsleitung an der Hauptleitung zum Abzweigen des Messgases aus der Hauptleitung, ausgestaltet ist. Das Medizingerät kann zudem eine Fluidfördereinheit, insbesondere eine Pumpe, zum Befördern,  
20 Pumpen und/oder Absaugen des Messgases bzw. von Inspirationsgas und Expirationsgas aus der Hauptleitung in die Abzweigungsleitung aufweisen. Das wenigstens eine HME-Filter ist insbesondere zum Puffern und/oder Glätten von Temperatur- und/oder Feuchtigkeitsveränderungen im Messgas für die Dauer von mindestens einem Atemzug konfiguriert.

25

Bei einem Medizingerät gemäß einer bevorzugten Ausführungsform ist es möglich, dass die Hauptleitung einen Inspirationsgasleitungsabschnitt zum Leiten des Inspirationsgases und einen Gesamtgasleitungsabschnitt zum Leiten des Inspirationsgases sowie des Expirationsgases aufweist, wobei die  
30 Abzweigungsleitung zum Abzweigen des Messgases aus dem Gesamtgasleitungsabschnitt ausgestaltet ist. D. h., das Messgas wird aus einem Teil der Hauptleitung abgezweigt werden, durch welchen während des Betriebs des Medizingeräts sowohl Inspirationsgas als auch Expirationsgas geleitet wird. Die Kohlenstoffdioxidkonzentration im Messgas wird insbesondere über eine

Kohlenstoffdioxidkonzentration zwischen dem Inspirationsgas und dem Expirationsgas ermittelt bzw. gemessen und mittels einer Recheneinheit des Medizingerätes berechnet. Darunter, dass die Sensoreinheit zum Ermitteln der Kohlenstoffdioxidkonzentration im Messgas konfiguriert ist soll insbesondere  
5 verstanden werden, dass die Sensoreinheit zum Ermitteln der Kohlenstoffdioxidkonzentration verwendet wird. Darunter, dass die Kohlenstoffdioxidkonzentration mittels der Sensoreinheit ermittelt wird kann verstanden werden, dass die Kohlenstoffdioxidkonzentration anhand verschiedener Messungen und Berechnungen ermittelt wird und hierbei die Sensoreinheit  
10 verwendet wird, oder anders ausgedrückt, dass die Kohlenstoffdioxidkonzentration im Messgas anhand einer durch die Sensoreinheit gemessene Wärmeleitfähigkeit des Messgases ermittelt wird. Mittels der Sensoreinheit können die Kohlenstoffdioxidunterschiede ermittelt werden und anhand der Messwerte wird die Kohlenstoffdioxidkonzentration berechnet und/oder anhand von beispielsweise einer  
15 Look-Up-Tabelle ermittelt. Wie vorstehend bereits erwähnt, umfasst das Messgas deshalb vorzugsweise Inspirationsgas und Expirationsgas. Demnach kann durch die Kohlenstoffdioxidkonzentration zwischen dem Inspirationsgas und dem Expirationsgas die relative Kohlenstoffdioxidkonzentration im Expirationsgas ermittelt werden. Die Abzweigungsleitung ist demnach zum Abzweigen des Messgases, welches das  
20 Inspirationsgas sowie das Expirationsgas umfasst, aus der Hauptleitung durch das wenigstens eine HME-Filter zur Sensoreinheit konfiguriert.

Bei einem erfindungsgemäßen Medizingerät kann sich das wenigstens eine HME-Filter innerhalb des Gesamtgasleitungsabschnitts befinden. D. h., die  
25 Abzweigungsleitung ist nicht nur an der Hauptleitung angeschlossen und/oder angebunden, sondern erstreckt sich in die Hauptleitung, genauer gesagt in den Gesamtgasleitungsabschnitt, hinein. Das HME-Filter und/oder die Abzweigungsleitung mit einem darin angeordneten HME-Filter kann sozusagen innerhalb der Hauptleitung angeordnet und/oder geführt sein. Die  
30 Außenumfangsfläche der Abzweigungsleitung kann in einem Bereich, in welchem das HME-Filter in und/oder an der Abzweigungsleitung ausgestaltet ist, von einer Innenumfangsfläche der Hauptleitung beabstandet sein. Dadurch kann eine besonders kompakte und trotzdem funktionale Bauweise erzielt werden. Die Hauptleitung kann sich ferner zu einem Expirationsventil des Medizingerätes hin

oder durch wenigstens einen Teil des Expirationsventils hindurch erstrecken. In diesem Fall kann das wenigstens eine HME-Filter auch als innerhalb des Expirationsfilters ausgestaltet betrachtet werden. Auch dies führt zu einer besonders kompakten und robusten Bauweise. Insbesondere kann das HME-Filter innerhalb der Hauptleitung und/oder des Expirationsventils effektiv vor Umwelteinflüssen geschützt werden.

Bei einem Medizingerät gemäß der vorliegenden Erfindung kann sich wenigstens ein Teil der Abzweigungsleitung von einer Position innerhalb der Hauptleitung aus dem Gesamtgasleitungsabschnitt in den Inspirationsgasleitungsabschnitt erstrecken. D. h., die Abzweigungsleitung kann innerhalb der Hauptleitung bzw. durch ein Hauptleitungsvolumen der Hauptleitung, die zum Führen des Inspirationsgases ausgestaltet ist, geführt sein. Mit anderen Worten, die Abzweigungsleitung kann zumindest in einen Teil der Hauptleitung integriert und/oder in dieser geführt sein. Damit kann das Medizingerät besonders platzsparend bereitgestellt werden.

Im Gesamtgasleitungsabschnitt eines erfindungsgemäßen Medizingerätes kann ein Expirationsventil zum Auslassen von Expirationsgas aus dem Medizingerät in die Umgebung des Medizingerätes ausgestaltet sein, wobei das wenigstens eine HME-Filter in dem Expirationsventil ausgestaltet ist. Auch eine solche Ausgestaltungsvariante lässt sich relativ kompakt realisieren. Mit einem in das Expirationsventil integrierten HME-Filter muss bei einem Zusammenbau des Medizingerätes lediglich die Abzweigungsleitung am Expirationsventil angeschlossen werden und anschließend zur Sensoreinheit geführt werden. Die Abzweigungsleitung kann, beispielsweise in Form einer einfachen Schlauchleitung, im Bedarfsfall schnell, einfach und kostengünstig ersetzt werden. Eine Position innerhalb des Expirationsventils bedeutet, dass das wenigstens eine HME-Filter und/oder ein Teil der Abzweigungsleitung mit dem daran und/oder darin angeordneten wenigstens einen HME-Filter in einem Ventilvolumen des Expirationsventils angeordnet sind, durch welches das Expirationsgas sowie das Inspirationsgas der Hauptleitung strömen. Die Abzweigungsleitung ist zum Abzweigen des Messgases aus der Hauptleitung bevorzugt am Expirationsventil angeschlossen. Dazu kann die Abzweigungsleitung einen Abzweigungsanschluss aufweisen und das Expirationsventil kann einen Gegen-Abzweigungsanschluss,

zum Herstellen einer fluiddichten Verbindung mit dem Abzweigungsanschluss, aufweisen.

Das vorliegend beschriebene Medizingerät ist bevorzugt in Form eines Beatmungsgeräts zur Verfügung gestellt und/oder ausgestaltet. Unter dem Medizingerät kann mithin ein medizinisches Gerät zum Beatmen einer Person, insbesondere eines Patienten, verstanden werden. Das Medizingerät kann hierzu auch in Form eines Anästhesiegerätes konfiguriert sein. Das Beatmungsgerät kann vorzugweise in Form eines Notfall-Beatmungsgerätes, eines Beatmungsgerätes für die Verwendung auf einer Intensivstation, eines Heim-Beatmungsgerätes, eines mobilen Beatmungsgerätes und/oder eines Neonatal-Beatmungsgerätes konfiguriert und/oder ausgestaltet sein.

Im Rahmen der vorliegenden Erfindung wird ferner ein Expirationsventil für ein wie vorstehend beschriebenes Medizingerät zum Auslassen von Expirationsgas aus dem Medizingerät in die Umgebung des Medizingerätes zur Verfügung gestellt. Das Expirationsventil weist ein in das Expirationsventil integriertes HME-Filter zum Filtern eines aus dem Medizingerät über das Expirationsventil abgezweigten Messgases auf. Damit bringt auch das erfindungsgemäße Expirationsventil die bereits beschriebenen Vorteile mit sich. Das Expirationsventil kann eine wie vorstehend erwähnte Atemmaske aufweisen bzw. es kann auch eine Atemmaske mit einem daran und/oder zumindest teilweise darin installierten Expirationsventil mit den beschriebenen Merkmalen zur Verfügung gestellt werden und/oder sein.

Ein erfindungsgemäßes Expirationsventil kann einen Ventilanschluss zum Anschließen einer Abzweigungsleitung zum Abzweigen des Messgases aus einer Hauptleitung des Medizingerätes durch das HME-Filter aufweisen. So kann eine wie vorstehend beschriebene Abzweigungsleitung mit einer Seite am Ventilanschluss und mit einer anderen Seite an der Sensoreinheit angeschlossen werden, um das Messgas vom Expirationsventil und dem dort integrierten HME-Filter zur Sensoreinheit zu führen. Das wenigstens eine HME-Filter kann einen mikroporösen Kunststoffschäum aufweisen.

Gemäß einem weiteren Aspekt der vorliegenden Erfindung wird außerdem noch ein

Verfahren zum Ermitteln einer Kohlenstoffdioxidkonzentration in einem Messgas unter Verwendung einer Sensoranordnung, eines Medizingerätes und/oder eines wie vorstehend beschriebenen Expirationsventils zur Verfügung gestellt, wobei die Kohlenstoffdioxidkonzentration durch Messen der Wärmeleitfähigkeit des Expirationsgases ermittelt wird. Damit bringt auch das erfindungsgemäße Verfahren die vorstehend beschriebenen Vorteile mit sich.

Weitere, die Erfindung verbessernde Maßnahmen ergeben sich aus der nachfolgenden Beschreibung zu verschiedenen Ausführungsbeispielen der Erfindung, welche in den Figuren schematisch dargestellt sind. Sämtliche aus den Ansprüchen, der Beschreibung oder den Figuren hervorgehende Merkmale und/oder Vorteile, einschließlich konstruktiver Einzelheiten und räumlicher Anordnungen können sowohl für sich als auch in den verschiedenen Kombinationen erfindungswesentlich sein.

15

Es zeigen jeweils schematisch:

20

Figur 1 ein Medizingerät gemäß einer ersten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung,

Figur 2 ein Medizingerät gemäß einer zweiten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung,

25

Figuren 3 bis 5 unterschiedliche Sensoranordnungen gemäß der vorliegenden Erfindung,

Figur 6 ein Medizingerät gemäß einer dritten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung,

30

Figur 7 ein Medizingerät gemäß einer vierten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung,

Figuren 8 bis 10 Diagramme zum Erläutern der Funktionsweise der vorliegenden Erfindung.

Elemente mit gleicher Funktion und Wirkungsweise sind in den Figuren jeweils mit den gleichen Bezugszeichen versehen.

- 5 Fig. 1 zeigt ein Medizingerät 12 in Form eines Beatmungsgerätes zum Beatmen einer Person 13 gemäß einer ersten Ausführungsform. Das Medizingerät 12 umfasst eine Atemmaske 20 und eine Hauptleitung 15 zum Leiten von Inspirationsgas zur Atemmaske 20 hin und zum Leiten von Expirationsgas von der Atemmaske 20 weg. Die Hauptleitung 15 weist einen Inspirationsgasleitungsabschnitt 21 und einen
- 10 Expirationsgasleitungsabschnitt 23 auf. Im Inspirationsgasleitungsabschnitt 21 ist eine Hauptpumpe 27 zum Zuführen des Inspirationsgases zur Atemmaske 20 bzw. zur Person 13 ausgestaltet. Stromabwärts der Hauptpumpe 27, betrachtet in einer Strömungsrichtung des Inspirationsgases, ist ein Expirationsventil 25 ausgestaltet. Das Expirationsventil 25 ist an der Atemschutzmaske 20 befestigt. Stromaufwärts
- 15 des Expirationsventils 25 und stromabwärts der Hauptpumpe 27 wird im Inspirationsgasleitungsabschnitt 21 ausschließlich Inspirationsgas geführt. Im Expirationsventil 25, durch welches sich auch die Hauptleitung 15 erstreckt, werden Inspirationsgas zur Atemmaske 20 hin und Expirationsgas von der Atemmaske 20 weg und über das Expirationsventil 25 in die Umgebung des Medizingerätes 12
- 20 geführt. Dies ist in Fig. 1 zur Veranschaulichung mit zwei getrennten Pfeilen dargestellt. Tatsächlich weist das Expirationsventil 25 einen Gesamtgasleitungsabschnitt 22 auf, in welchem während der Inspiration Inspirationsgas und während der Expiration Expirationsgas geführt werden.
- 25 Das in Fig. 1 gezeigte Expirationsventil 25 weist ferner ein erstes HME-Filter 16 auf. Genauer gesagt ist das erste HME-Filter 16 in das Expirationsventil 25 integriert. Das erste HME-Filter 16 ist Bestandteil einer Sensoranordnung 10, die wiederum Bestandteil des Medizingerätes 12 ist. Die Sensoranordnung 10 weist eine Sensoreinheit 11 zum Ermitteln einer Kohlenstoffdioxidkonzentration in Messgas
- 30 sowie eine Abzweigungsleitung 14 zum Abzweigen des Messgases aus der Hauptleitung 15 des Medizingerätes 12 und zum Leiten des abgezweigten Messgases zur Sensoreinheit 11 auf. Die Sensoranordnung 10 weist außerdem das erste HME-Filter 16 sowie ein zweites HME-Filter 17 zum Filtern des abgezweigten Messgases auf. Das zweite HME-Filter 17 ist mit Blick auf eine Strömungsrichtung

des abgezweigten und abgesaugten Messgases stromaufwärts der Sensoreinheit 11 direkt an der Sensoreinheit 11 angeordnet.

5 Zum Absaugen des Messgases aus der Hauptleitung 15 bzw. aus dem Gesamtgasleitungsabschnitt 22 weist die Sensoranordnung 10 eine Fluidfördereinheit 24 in Form einer Piezopumpe auf. Die Fluidfördereinheit 24 ist stromabwärts der Sensoreinheit 11 angeordnet. Das erste HME-Filter 16 ist gemäß Fig. 1 direkt an einer Schlauchleitung der Abzweigungsleitung 14 ausgestaltet. Die Abzweigungsleitung 14 ist mittels der Schlauchleitung somit am Expirationsventil 25  
10 angeschlossen und bildet dort eine Fluidverbindung zum ersten HME-Filter 16 bzw. ermöglicht eine Fluidverbindung aus der Hauptleitung 15 durch das erste HME-Filter 16 zur Sensoreinheit 11. Hierfür weist das Expirationsventil 25 einen Ventilanschluss 26 in Form eines Luer-Lock-Anschlusses zum Anschließen der Abzweigungsleitung 14 bzw. der Schlauchleitung auf.

15

Die gezeigten HME-Filter 16, 17 weisen jeweils einen mikroporösen Kunststoffschäum zum Filtern des Messgases, bzw. zum Erzielen der gewünschten Puffer- bzw. Ausgleichsfunktion hinsichtlich der auftretenden Temperatur- und Feuchtigkeitsunterschiede im Messgas, auf.

20

Zum Ermitteln einer Kohlenstoffdioxidkonzentration im Messgas wird in der Sensoreinheit 11 insbesondere die Wärmeleitfähigkeit des Expirationsgases gemessen. Die Messung erfolgt durch ein mikrostrukturiertes Heizelement auf einer dünnen Membran der Sensoreinheit. Neben dem Heizelement befindet sich eine thermophile Anordnung, die eine Übertemperatur des Gases nahe dem Heizelement  
25 in Bezug auf einen Siliziumrahmen der Membran misst. Weitere Details hierzu können der deutschen Patentanmeldung DE 10 2010 047 159 A1 entnommen werden.

30

In Fig. 2 ist ein Medizingerät gemäß einer zweiten Ausführungsform dargestellt. Das in Fig. 2 dargestellte Expirationsventil 25 ist beabstandet von der Atemmaske 20 dargestellt. Gleichwohl kann der Gesamtgasleitungsabschnitt 22 als Teil des Expirationsventils 25 verstanden werden. Gemäß dem in Fig. 2 gezeigten Ausführungsbeispiel ist das erste HME-Filter 16 außerhalb des Expirationsventils 25

sowie außerhalb des Gesamtgasleitungsabschnitts 22 und innerhalb einer Schlauchleitung der Abzweigungsleitung 14 ausgestaltet. In diesem Fall ist an der Schlauchleitung ein Ventilanschluss 26 ausgestaltet. Die in Fig. 2 dargestellte Abzweigungsleitung 14 weist einen hauptleitungsseitigen Endabschnitt 18 zum Anbinden der Abzweigungsleitung 14 an die Hauptleitung 15 und einen sensorseitigen Endabschnitt 19 zum Anbinden der Abzweigungsleitung 14 an die Sensoreinheit 11 auf, wobei das erste HME-Filter 16 am hauptleitungsseitigen Endabschnitt 18 angeordnet ist und das zweite HME-Filter 17 am sensorseitigen Endabschnitt 19 angeordnet ist. Genauer gesagt sind die beiden HME-Filter 16, 17 jeweils als Schlaucheinsatz in der Schlauchleitung der Abzweigungsleitung 14 integriert. Die Schlauchleitung weist im gezeigten Beispiel eine Länge von ca. 100 cm auf und besteht aus einem mit PVC beschichteten Silikonschlauch.

Fig. 3 zeigt eine Sensoranordnung 10, bei welcher das erste HME-Filter 16 im hauptleitungsseitigen Endabschnitt 18 der Abzweigungsleitung 14 in Form eines Schlaucheinsatzes ausgestaltet ist, wobei die Abzweigungsleitung 14 bzw. die Schlauchleitung, in Strömungsrichtung des Messgases durch die Abzweigungsleitung 14 betrachtet, auf Höhe des HME-Filters 16 einen größeren Innendurchmesser als in einem Bereich stromabwärts des HME-Filters 16 aufweist. Genauer gesagt weist der Innendurchmesser der Abzweigungsleitung 14 auf Höhe des ersten HME-Filters 16 einen Wert von 3 mm auf und der Innendurchmesser der Abzweigungsleitung 14 stromabwärts des ersten HME-Filters 16 weist einen Wert von 1 mm auf. Bei der in Fig. 3 gezeigten Sensoranordnung 10 weist die Abzweigungsleitung 14 bzw. die Schlauchleitung stromaufwärts des ersten HME-Filters 16 sowie im Bereich des ersten HME-Filters 16 jeweils den gleichen Innendurchmesser und den gleichen Außendurchmesser auf. Damit weist die Abzweigungsleitung 14, in Strömungsrichtung des Messgases durch die Abzweigungsleitung 14 betrachtet, im Bereich stromaufwärts des ersten HME-Filters 16 einen größeren Innendurchmesser als stromabwärts des ersten HME-Filters 16 auf. Unter dem Innendurchmesser ist vorliegend jeweils ein Durchmesser eines Durchgangsvolumens zum Leiten des Messgases zu verstehen.

Bei dem in Fig. 4 gezeigten Ausführungsbeispiel weist die Abzweigungsleitung 14, in Strömungsrichtung des Messgases durch die Abzweigungsleitung 14 betrachtet, im

Bereich stromaufwärts des ersten HME-Filters 16 zwar auch einen größeren Innendurchmesser als stromabwärts des ersten HME-Filters 16 auf. Jedoch sind der Innendurchmesser sowie der Außendurchmesser der Abzweigungsleitung im Bereich des ersten HME-Filters 16 größer als stromaufwärts des ersten HME-Filters 16.

5 Genauer gesagt weist der Innendurchmesser der Abzweigungsleitung 14 stromaufwärts des ersten HME-Filters 16 einen Wert von 2 mm auf, der Innendurchmesser der Abzweigungsleitung 14 auf Höhe des ersten HME-Filters 16 einen Wert von 3 mm auf, und der Innendurchmesser der Abzweigungsleitung 14 stromabwärts des ersten HME-Filters 16 einen Wert von 1 mm auf. Die Länge des

10 zylinderförmig ausgestalteten, ersten HME-Filters weist einen Wert von 13 mm und der Durchmesser einen Wert von 3 mm auf.

Bei der in Fig. 5 gezeigten Ausgestaltungsvariante der Sensoranordnung 10 sind das erste HME-Filter 16 und das zweite HME-Filter 17 jeweils nicht innerhalb der

15 Schlauchleitung, sondern an bzw. außerhalb der Schlauchleitung ausgestaltet. Unter der Abzweigungsleitung kann eine Bauteilanordnung verstanden werden, welche die beiden HME-Filter 16, 17 sowie die Schlauchleitung zwischen den beiden HME-Filter 16, 17 umfasst.

20 In Fig. 6 ist ein Medizingerät 12 gemäß einer dritten Ausführungsform dargestellt. Gemäß dieser Ausführungsform befindet sich das erste HME-Filter 16 in der Abzweigungsleitung 14 und innerhalb des Gesamtgasleitungsabschnitts 22 bzw. innerhalb eines Durchgangsvolumens des Gesamtgasleitungsabschnitts 22. Außerdem erstreckt sich die Abzweigungsleitung 14 innerhalb der Hauptleitung 15

25 aus dem Gesamtgasleitungsabschnitt 22 in den Inspirationsgasleitungsabschnitt 21. Mit anderen Worten, die Abzweigungsleitung 14 ist mit Bezug auf eine Längs- bzw. Erstreckungsrichtung der Abzweigungsleitung 14 koaxial oder im Wesentlichen koaxial teilweise innerhalb der Hauptleitung 15 geführt bzw. ist von der Hauptleitung mantelförmig, insbesondere über mehrere zehn Zentimeter, umschlossen.

30

Fig. 7 zeigt ein Medizingerät 12 in Form eines Kreislaufbeatmungsgerätes mit einem Expirationsventil 25 und einem Inspirationsventil 29. Die Abzweigungsleitung 14 ist gemäß Fig. 7 an einem Gesamtgasleitungsabschnitt 22 zwischen einem Y-Abschnitt und der Atemmaske 20 angeschlossen. Das in Fig. 7 gezeigte Medizingerät 12 weist

ein Steuergerät 30 zum Ansteuern der Fluidfördereinheit 24 sowie der Hauptpumpe 27 auf. Stromabwärts des Inspirationsventils 29 ist ferner ein gattungsgemäßes HME-Filter 28 angeordnet, das um ein vielfaches größer als die HME-Filter 16, 17 der Sensoranordnung 10 ist.

5

Mit Bezug auf die Figuren 8 bis 10 wird anschließend die Funktionsweise des neuartig verwendeten HME-Filters 16 erläutert. Die Wärmeleitung eines Gases hängt von den Bestandteilen des Gases ab. Da Sauerstoff und Stickstoff eine ähnliche Wärmeleitfähigkeit besitzen, sind die Bestandteile mit hohen Konzentrationen ausgeglichen. Je nach Einstellung des Medizingeräts variiert der Sauerstoffgehalt im Inspirationsgas von beispielsweise 21 Vol.-% in Luft bis zu 100 Vol.-% bei der Verwendung von reinem Sauerstoff. Der jeweilige Rest ist Stickstoff. Edelgase wie Argon nehmen knapp 1 Vol.-% ein. Der ausgeatmete Gasstrom enthält zusätzlich Kohlenstoffdioxid, welches durch den Gasaustausch in der Lunge beigemischt wird. Der Sauerstoffgehalt sinkt im Expirationsgas entsprechend. Gesunde Personen atmen ein Gas mit etwa 4 bis 5 Vol.-% Kohlenstoffdioxid aus. Der Sauerstoffanteil liegt dementsprechend bei etwa 16 bis 95 Vol.-%. Der Edelgasanteil bleibt konstant. Wird nun kontinuierlich die Wärmeleitung gemessen, so kann in der Expirationsphase das gleiche Gasgemisch wie in der Inspirationsphase gemessen werden, wobei während der Expirationsphase das Kohlenstoffdioxid hinzugekommen ist. Auch ein absichtlich erhöhter Edelgasanteil, wie er beispielsweise mit Helium für eine niedrigere Viskosität benutzt wird, spielt für die Änderungen in Bezug auf die Atemphasen keine Rolle. Daher kann vereinfacht betrachtet gesagt werden, dass lediglich die Änderung der Wärmeleitfähigkeit in den Atemphasen gemessen werden muss. Die eigentliche Grund-Wärmeleitung spielt keine Rolle. Nun kommt allerdings erschwerend hinzu, dass das Expirationsgas durch die Lunge auf eine Temperatur von ca. 36°C erwärmt worden ist und eine hohe relative Feuchte nahe 100 % bei 36°C aufweist. Das Inspirationsgas bzw. Einatemluft ist je nach Quelle sehr unterschiedlich und kann von sehr trocken über eine Druckflaschenversorgung bis sehr feucht bei Verwendung eines Gebläses mit Raumluft und Anfeuchter sein. Die Temperatur des Inspirationsgases kann je nach Klimabedingungen ebenfalls stark variieren.

10

15

20

25

30

Da die Messung durch die Sensoreinheit zum Ermitteln der

Kohlenstoffdioxidkonzentration einem ständigen Wechsel zwischen Inspirationsgas und Expirationsgas ausgesetzt ist, wird bevorzugt jeweils nur der Wechsel der Messwerte berücksichtigt. Durch die vorgeschlagene Verwendung von zumindest des ersten HME-Filters 16, das stets im Wechsel mit Expirationsgas und Inspirationsgas aus beiden Atemphasen durchströmt wird, wird das jeweilige Gas beider Atemphasen in Bezug auf Feuchte und Temperatur ausgeglichen. Bevorzugt wird so viel HME-Material verwendet bzw. wird zumindest das erste HME-Filter 16 derart dimensioniert, dass in den langsamsten Atemzyklen der Person 13 keine oder nur eine geringe Signaländerung durch Temperatur und Feuchte zu bemerken ist. Der mittlere Feuchtegehalt stellt sich je nach Beatmungs- bzw. Klima-Situation ein. In der nachfolgenden Tabelle sind verschiedene Szenarien dargestellt:

Szene	Inspiration			Expiration			Sensor (+7K)	
	Temp. [°C]	Rel.H <sub>2</sub> O [% rH]	abs.H <sub>2</sub> O [mg/l]	Temp. [°C]	Rel.H <sub>2</sub> O [% rH]	abs.H <sub>2</sub> O [mg/l]	Temp. [°C]	Rel.H <sub>2</sub> O [% rH]
Raum	23	40	8,22	30	100	30,35	30	63,5
Flasche	23	0	0	30	100	30,35	30	49,5
Raum	3	40	2,38	20	100	17,28	10	104
Raum	23	90	18,5	30	100	30,35	30	80,5

Die vorstehende Betrachtung zeigt, dass bei kalten Umgebungsbedingungen die Kondensation kritisch sein kann. Das erste HME-Filter 16, welches für die Mischung der absoluten Feuchten zuständig ist, wird deshalb möglichst nahe an der Hauptleitung 15 installiert und/oder positioniert, also in einem Bereich, der nahe den Umgebungstemperaturen liegt und damit möglichst keine hohen absoluten Feuchten zulässt.

Fig. 8 zeigt die Kurve einer typischen Beatmung, bei welcher der Beatmungsdruck über die Zeit aufgetragen ist. Fig. 9 zeigt einen Vergleich zwischen Messwerten bei einem Medizingerät 12 in Form eines Beatmungsgeräts mit dem vorgeschlagenen HME-Filter 16 (unten) und ohne HME-Filter (oben). In Fig. 9 kann demnach insbesondere die Pufferung bzw. der Ausgleich der Feuchtigkeitsunterschiede erkannt werden, die ohne HME-Filter 16 auftreten würden.

Fig. 10 zeigt ein Diagramm, bei welcher eine Spannungsveränderung über die Zeit aufgetragen ist. Anhand der Spannungsveränderung kann auf den Kohlenstoffdioxidgehalt geschlossen werden. Demnach ist es wichtig, eine möglichst

genaue Spannungskurve zu erhalten. Wird nun ohne HME-Filter 16 feuchtes und warmes Gas aus der Hauptleitung 15 zur Sensoreinheit 11 gesaugt, so zeigt die Wärmeleitung negative Veränderungen gemäß der unteren, gepunkteten Linie, an, da die Wärmeleitung besser wird. Der Effekt lässt sich annähernd direkt aus den in Fig. 9 gezeigten Feuchtigkeitsunterschieden ableiten. Der Effekt würde sich nun mit der positiven Veränderung gemäß der durchgehenden Linie oben in Fig. 10 überlagern, die durch die Beimischung von 5 Vol.-% Kohlenstoffdioxid im Expirationsgas entsteht. Da der Feuchte- und Temperaturunterschied im Betrieb unter nicht bekannten klimatischen Bedingungen nicht vorhersehbar ist, bestünde in diesem Fall eine Unsicherheit von ca. 10 %. Bei sehr kühlen Temperaturen und/oder einem besonders trockenen Inspirationsgas auch mehr. Unter Verwendung des vorgeschlagenen HME-Filters 16 kann nun die temperatur- und feuchtigkeitsbedingte Spannungsänderung gemäß des mittleren, strichpunktierten Graphen ausgeglichen werden. Folglich kann die Beeinflussung der Spannungsmessung hinsichtlich der Kohlenstoffdioxidveränderung zwischen dem Inspirationsgas und dem Expirationsgas verringert und das Messergebnis entsprechend verbessert werden.

Die Erfindung lässt neben den dargestellten Ausführungsformen weitere Gestaltungsgrundsätze zu. D. h., die Erfindung soll nicht als auf die mit Bezug auf die Figuren erläuterten Ausführungsbeispiele beschränkt betrachtet werden.

**Bezugszeichenliste**

- 10 Sensoranordnung
- 11 Sensoreinheit
- 12 Medizingerät
- 13 Person
- 14 Abzweigungsleitung
- 15 Hauptleitung
- 16 HME-Filter
- 17 HME-Filter
- 18 hauptleitungsseitiger Endabschnitt
- 19 sensorseitiger Endabschnitt
- 20 Atemmaske
- 21 Inspirationsgasleitungsabschnitt
- 22 Gesamtgasleitungsabschnitt
- 23 Expirationsgasleitungsabschnitt
- 24 Fluidfördereinheit
- 25 Expirationsventil
- 26 Ventilanschluss
- 27 Hauptpumpe
- 28 HME-Filter
- 29 Inspirationsventil
- 30 Steuergerät

## Patentansprüche

1. Sensoranordnung (10) für ein Medizingerät (12), aufweisend eine Sensoreinheit (11) zum Ermitteln einer Kohlenstoffdioxidkonzentration in Messgas, eine Abzweigungsleitung (14) zum Abzweigen des Messgases aus einer Hauptleitung (15) des Medizingerätes (12) und zum Leiten des abgezweigten Messgases zur Sensoreinheit (11), und wenigstens ein HME-Filter (16, 17) zum Filtern des abgezweigten Messgases.
2. Sensoranordnung (10) nach Anspruch 1,  
**dadurch gekennzeichnet, dass**  
das wenigstens eine HME-Filter (16) in der Abzweigungsleitung (14) ausgestaltet ist.
3. Sensoranordnung (10) nach einem der voranstehenden Ansprüche,  
**dadurch gekennzeichnet, dass**  
die Abzweigungsleitung (14) einen hauptleitungsseitigen Endabschnitt (18) zum Anbinden der Abzweigungsleitung (14) an die Hauptleitung (15) und einen sensorseitigen Endabschnitt (19) zum Anbinden der Abzweigungsleitung (14) an die Sensoreinheit (11) aufweist, wobei ein HME-Filter (16) am und/oder im hauptleitungsseitigen Endabschnitt (18) angeordnet ist.
4. Sensoranordnung (10) nach einem der voranstehenden Ansprüche,  
**dadurch gekennzeichnet, dass**  
die Abzweigungsleitung (14) einen hauptleitungsseitigen Endabschnitt (18) zum Anbinden der Abzweigungsleitung (14) an die Hauptleitung (15) und einen sensorseitigen Endabschnitt (19) zum Anbinden der Abzweigungsleitung (14) an die Sensoreinheit (11) aufweist, wobei die Sensoranordnung (10) ein erstes HME-Filter (16) am und/oder im hauptleitungsseitigen Endabschnitt (18) und ein zweites HME-Filter (17) am und/oder im sensorseitigen Endabschnitt (19) aufweist.

5. Sensoranordnung (10) nach Anspruch 4,  
**dadurch gekennzeichnet, dass**  
das erste HME-Filter (16) im hauptleitungsseitigen Endabschnitt (18) der Abzweigungsleitung (14) in Form eines Schlaucheinsatzes ausgestaltet ist, wobei die Abzweigungsleitung (14), in Strömungsrichtung des Messgases durch die Abzweigungsleitung (14) betrachtet, auf Höhe des HME-Filters (16) einen größeren Innendurchmesser als in einem Bereich stromabwärts des HME-Filters (16) aufweist.
  
6. Sensoranordnung (10) nach Anspruch 5,  
**dadurch gekennzeichnet, dass**  
der Innendurchmesser der Abzweigungsleitung (14) auf Höhe des ersten HME-Filters (16) einen Wert in einem Bereich zwischen 2 mm und 4 mm aufweist und der Innendurchmesser der Abzweigungsleitung (14) stromabwärts des ersten HME-Filters (16) einen Wert in einem Bereich zwischen 0,5 mm und 2 mm aufweist.
  
7. Sensoranordnung (10) nach einem der voranstehenden Ansprüche,  
**dadurch gekennzeichnet, dass**  
das wenigstens eine HME-Filter (16) im hauptleitungsseitigen Endabschnitt (18) der Abzweigungsleitung (14) in Form eines Schlaucheinsatzes ausgestaltet ist, wobei die Abzweigungsleitung (14), in Strömungsrichtung des Messgases durch die Abzweigungsleitung (14) betrachtet, in einem Bereich stromaufwärts des wenigstens einen HME-Filters (16) einen größeren Innendurchmesser als stromabwärts des wenigstens einen HME-Filters (16) aufweist.
  
8. Sensoranordnung (10) nach Anspruch 7,  
**dadurch gekennzeichnet, dass**  
der Innendurchmesser der Abzweigungsleitung (14) stromaufwärts des wenigstens einen HME-Filters (16) einen Wert in einem Bereich zwischen 1,5 mm und 4 mm aufweist und der Innendurchmesser der Abzweigungsleitung (14) stromabwärts des wenigstens einen HME-Filters (16) einen Wert in einem Bereich zwischen 0,5 mm und 2 mm aufweist.

9. Sensoranordnung (10) nach einem der voranstehenden Ansprüche **dadurch gekennzeichnet, dass** das wenigstens eine HME-Filter (16) eine Länge in einem Bereich zwischen 8 mm und 20 mm und eine Breite in einem Bereich zwischen 2 mm und 6 mm aufweist.
10. Sensoranordnung (10) nach einem der voranstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Abzweigungsleitung (14) eine Schlauchleitung mit einer Länge in einem Bereich zwischen 80 cm und 150 cm aufweist.
11. Sensoranordnung (10) nach einem der voranstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Abzweigungsleitung (14) eine Schlauchleitung aus Silikon oder zumindest überwiegend aus Silikon aufweist.
12. Sensoranordnung (10) nach einem der voranstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Abzweigungsleitung (14) eine Schlauchleitung mit einer PVC-Beschichtung an einer Außenumfangsfläche der Schlauchleitung aufweist.
13. Sensoranordnung (10) nach einem der voranstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Abzweigungsleitung (14) einen Luer-Lock-Anschluss zum Herstellen einer Fluidverbindung mit der Hauptleitung (15) aufweist.
14. Sensoranordnung (10) nach einem der voranstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** das wenigstens eine HME-Filter (16, 17) einen mikroporösen Kunststoffschäum aufweist.

15. Medizingerät (12) zum Beatmen einer Person (13), aufweisend eine Hauptleitung (15) zum Leiten von Inspirationsgas und zum Leiten von Expirationsgas, sowie eine Sensoranordnung (10) nach einem der voranstehenden Ansprüche, wobei die Abzweigungsleitung (14) zum Abzweigen eines Messgases aus der Hauptleitung (15) ausgestaltet ist und das wenigstens eine HME-Filter (16, 17) zum Filtern des abgezweigten Messgases konfiguriert ist.
16. Medizingerät (12) nach Anspruch 15,  
**dadurch gekennzeichnet, dass**  
die Hauptleitung (15) einen Inspirationsgasleitungsabschnitt (21) zum Leiten des Inspirationsgases und einen Gesamtgasleitungsabschnitt (22) zum Leiten des Inspirationsgases sowie des Expirationsgases aufweist, wobei die Abzweigungsleitung (14) zum Abzweigen des Messgases aus dem Gesamtgasleitungsabschnitt (22) ausgestaltet ist.
17. Medizingerät (12) nach Anspruch 16,  
**dadurch gekennzeichnet, dass**  
sich das wenigstens eine HME-Filter (16) innerhalb des Gesamtgasleitungsabschnitts (22) befindet.
18. Medizingerät (12) nach einem der Ansprüche 16 bis 17,  
**dadurch gekennzeichnet, dass**  
sich wenigstens ein Teil der Abzweigungsleitung (14) innerhalb der Hauptleitung (15) aus dem Gesamtgasleitungsabschnitt (22) in den Inspirationsgasleitungsabschnitt (21) erstreckt.
19. Medizingerät (12) nach einem der Ansprüche 16 bis 18,  
**dadurch gekennzeichnet, dass**  
im Gesamtgasleitungsabschnitt (22) ein Expirationsventil (25) zum Auslassen von Expirationsgas aus dem Medizingerät (12) in die Umgebung des Medizingerätes (12) ausgestaltet ist, wobei das wenigstens eine HME-Filter (16) in dem Expirationsventil (25) ausgestaltet ist.

20. Medizingerät (12) nach Anspruch 19,  
**dadurch gekennzeichnet, dass**  
die Abzweigungsleitung (14) zum Abzweigen des Messgases aus der Hauptleitung (15) am Expirationsventil (25) angeschlossen ist.
21. Medizingerät (12) nach einem der Ansprüche 15 bis 20,  
**dadurch gekennzeichnet, dass**  
das Medizingerät (12) als Beatmungsgerät ausgestaltet ist.
22. Expirationsventil (25) für ein Medizingerät (12) nach einem der Ansprüche 15 bis 21 zum Auslassen von Expirationsgas aus dem Medizingerät (12) in die Umgebung des Medizingerätes (12), aufweisend ein in das Expirationsventil (25) integriertes HME-Filter (16, 17) zum Filtern eines aus dem Medizingerät (12) über das Expirationsventil (25) abgezweigten Messgas.
23. Expirationsventil (25) nach Anspruch 22,  
**gekennzeichnet durch**  
einen Ventilanschluss (26) zum Anschließen einer Abzweigungsleitung (14) zum Abzweigen des Messgases aus einer Hauptleitung (15) des Medizingerätes (12) durch das HME-Filter (16).
24. Expirationsventil (25) nach einem der Ansprüche 22 bis 23,  
**dadurch gekennzeichnet, dass**  
das integrierte HME-Filter (16, 17) einen mikroporösen Kunststoffschaum aufweist.
25. Verfahren zum Ermitteln einer Kohlenstoffdioxidkonzentration in einem Messgas unter Verwendung einer Sensoranordnung (10) nach einem der Ansprüche 1 bis 14, eines Medizingerätes (12) nach einem der Ansprüche 15 bis 21 und/oder eines Expirationsventils (25) nach einem der Ansprüche 22 bis 24, wobei die Kohlenstoffdioxidkonzentration durch Messen der Wärmeleitfähigkeit des Expirationsgases ermittelt wird.

**PAGE INTENTIONALLY LEFT BLANK**

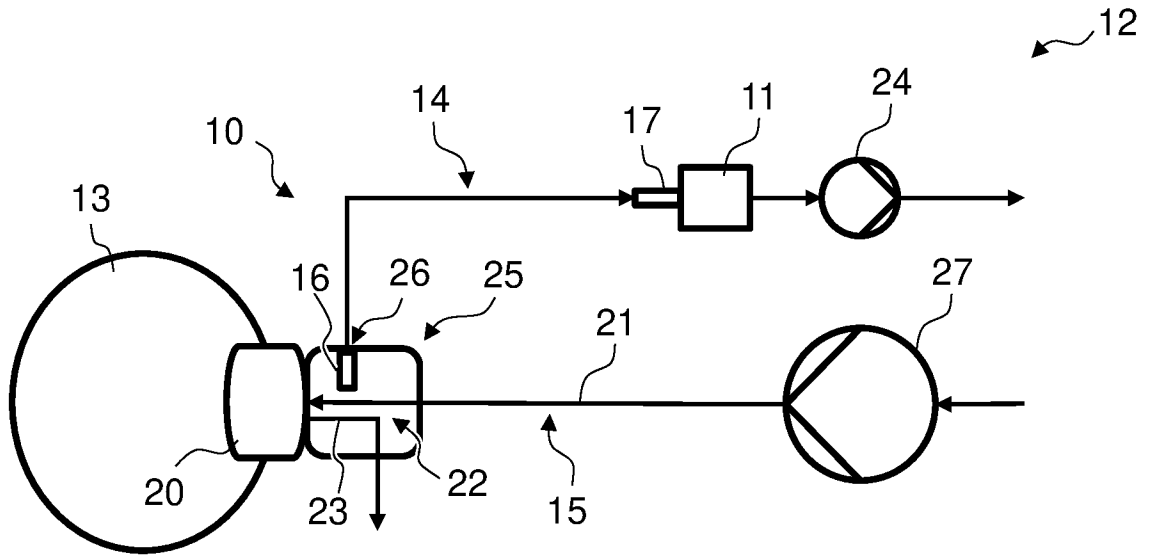


Fig. 1

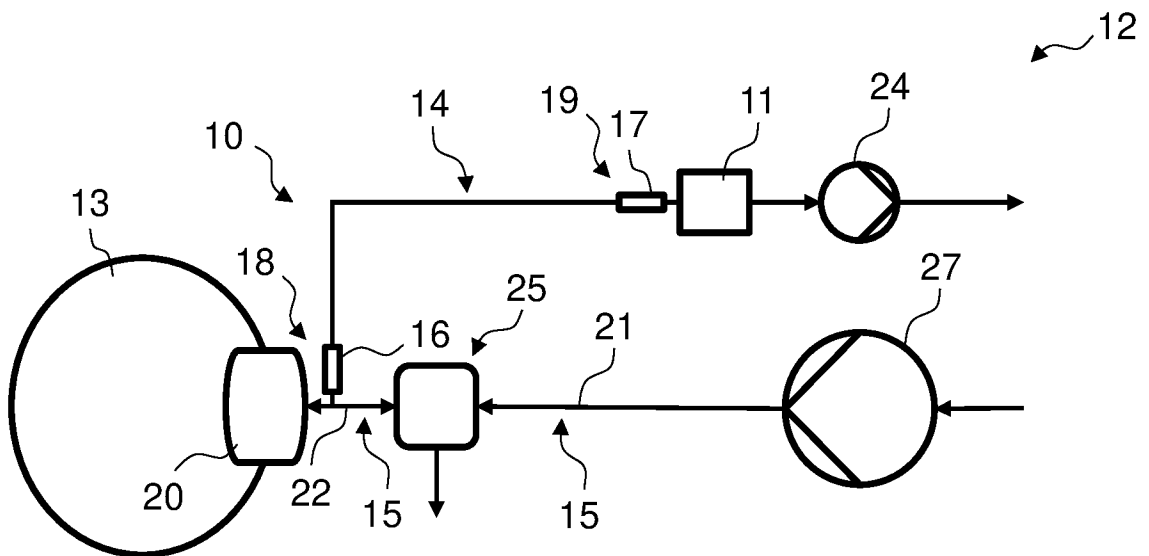


Fig. 2

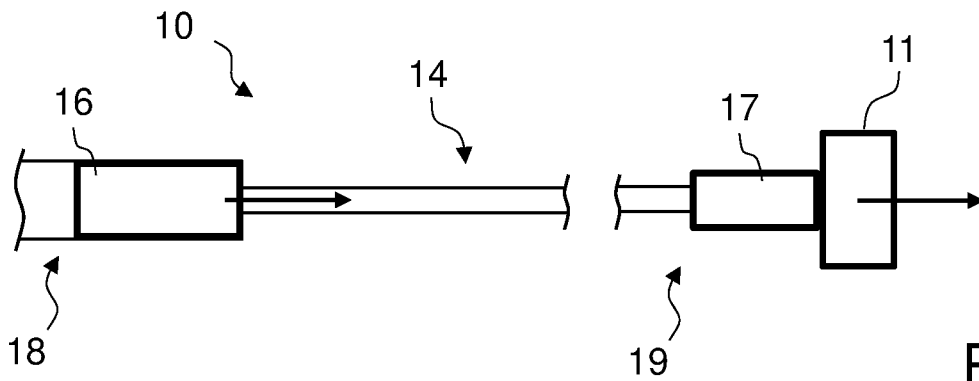


Fig. 3

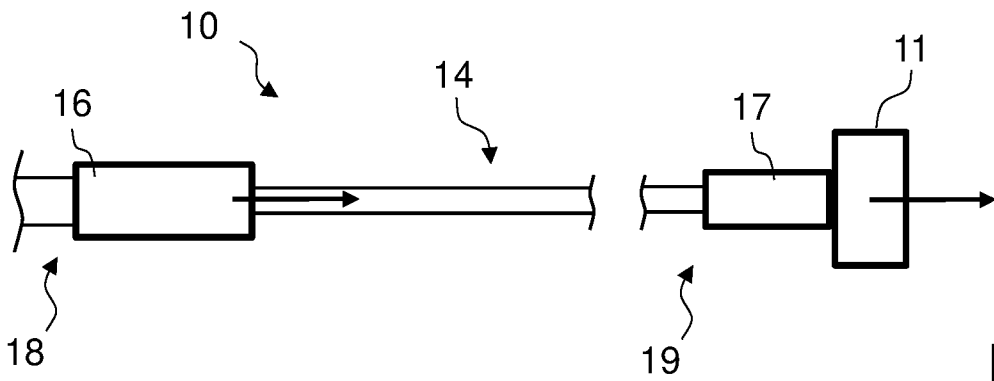


Fig. 4

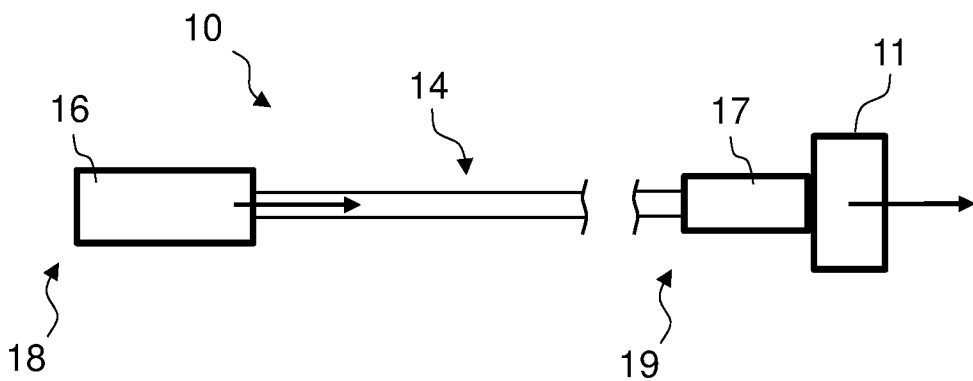


Fig. 5

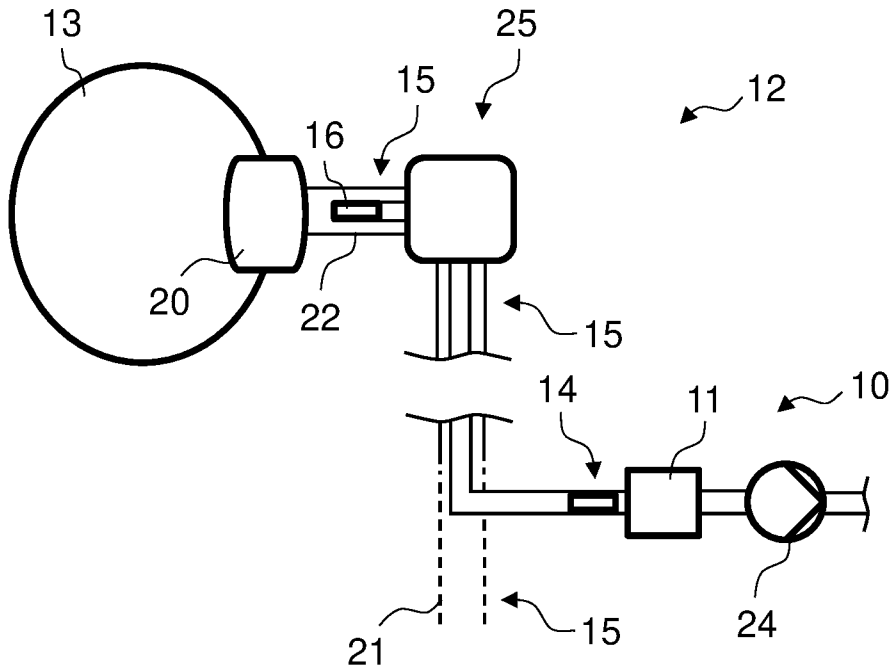


Fig. 6

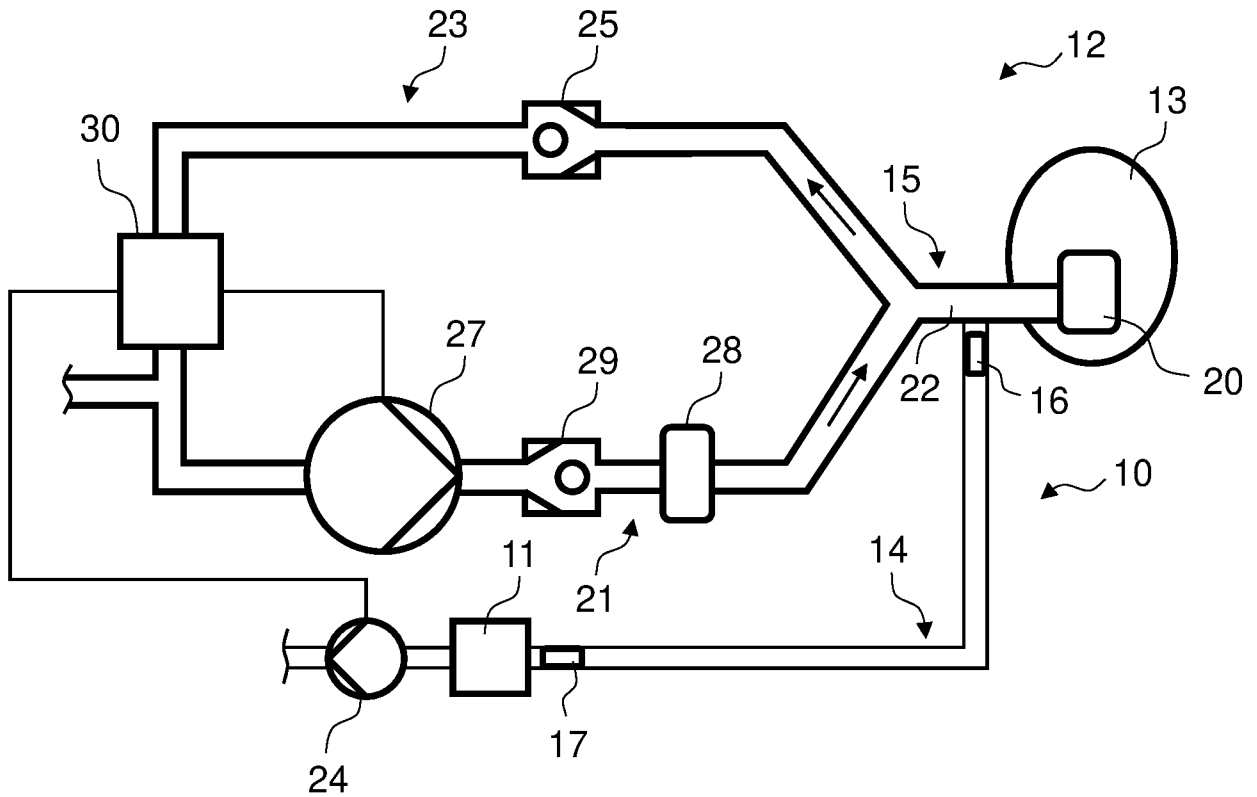


Fig. 7

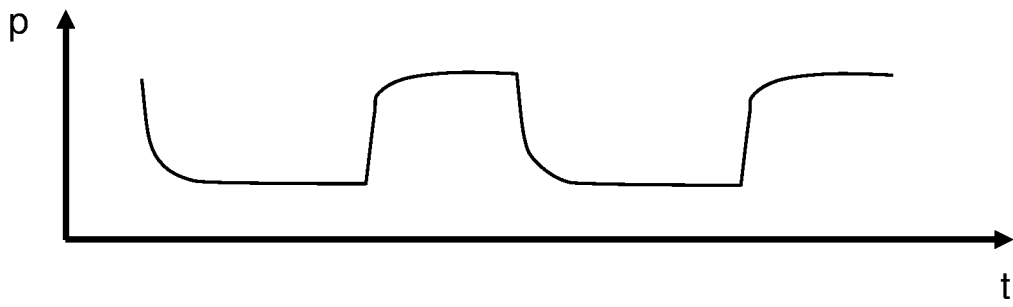


Fig. 8

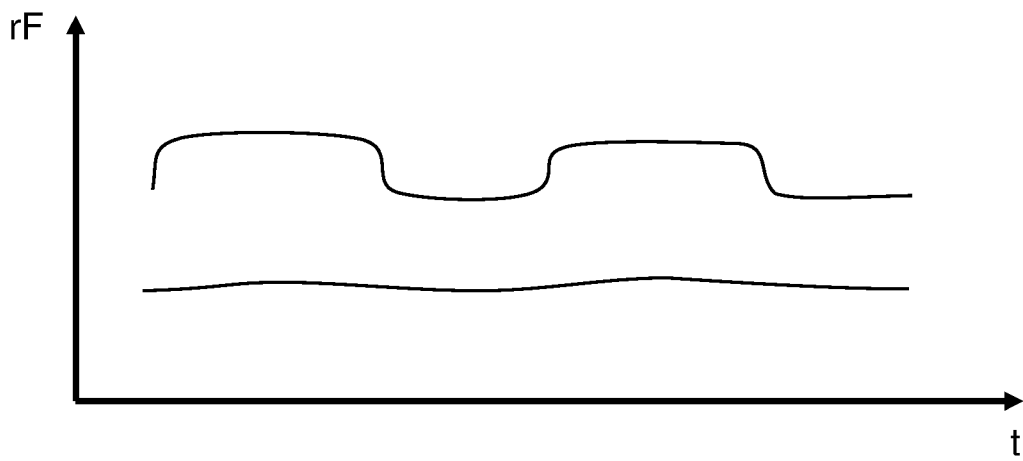


Fig. 9

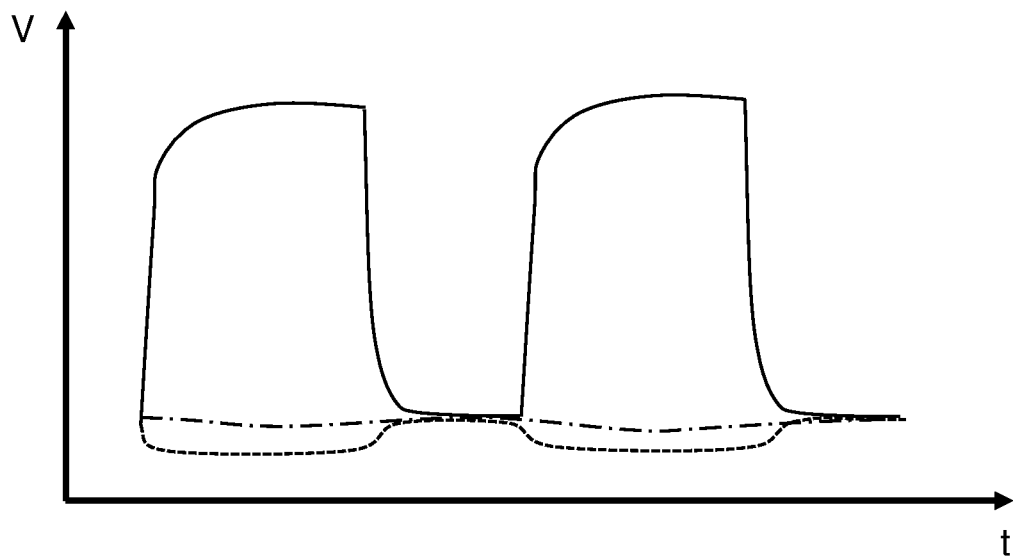


Fig. 10