



(12) **Offenlegungsschrift**

(21) Aktenzeichen: **10 2017 011 625.3**
(22) Anmeldetag: **15.12.2017**
(43) Offenlegungstag: **18.07.2019**

(51) Int Cl.: **A61M 16/00** (2006.01)
G01M 3/02 (2006.01)
G01M 3/08 (2006.01)
G01M 3/26 (2006.01)
G01M 3/28 (2006.01)

(71) Anmelder:
Drägerwerk AG & Co. KGaA, 23558 Lübeck, DE

(72) Erfinder:
**Peter, Gerd, 23562 Lübeck, DE; Osterloh,
Christoph, 23628 Klempau, DE; Schmid, Uwe,
23564 Lübeck, DE**

(56) Ermittelter Stand der Technik:

DE	41 03 868	B4
US	8 033 280	B2
WO	2004/ 076 944	A2
WO	2014/ 068 000	A1
CA	2 941 761	A1

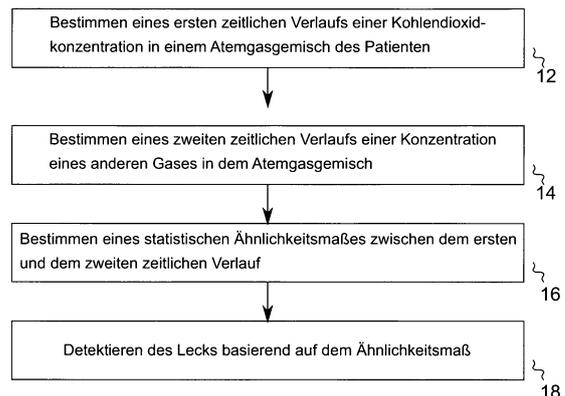
**ZUPAN, Joanne [et al.]: End-tidal CO2
excretion waveform and error with gas sampling
line leak. Anesthesia & Analgesia, Vol. 67, 1988,
No. 6, S. 579-581. ISSN 0003-2999 (print); 1526-
7598 (online)**

Rechercheantrag gemäß § 43 PatG ist gestellt.

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen.

(54) Bezeichnung: **Verfahren, Computerprogramm, Vorrichtung und Beatmungssystem zur Detektion eines Lecks in einem Patientengasmodul**

(57) Zusammenfassung: Ausführungsbeispiele schaffen ein Verfahren (10), ein Computerprogramm, eine Vorrichtung (30) und ein Beatmungssystem (40) zur Detektion eines Lecks in einem Patientengasmodul, das einen kontinuierlichen Probengasstrom von einem beatmeten Patienten (20) absaugt und analysiert, beispielsweise in einem Beatmungssystem zur Beatmung eines Patienten (20). Das Verfahren umfasst ein Bestimmen (12) eines ersten zeitlichen Verlaufs einer Kohlendioxidkonzentration in einem Atemgasgemisch des Patienten (20) und ein Bestimmen (14) eines zweiten zeitlichen Verlaufs einer Konzentration eines anderen, sich von Kohlendioxid unterscheidenden Gases in dem Atemgasgemisch. Das Verfahren (10) umfasst ferner ein Bestimmen (16) eines statistischen Ähnlichkeitsmaßes zwischen dem ersten und dem zweiten zeitlichen Verlauf und ein Detektieren (18) des Lecks basierend auf dem Ähnlichkeitsmaß.



Beschreibung

[0001] Ausführungsbeispiele beziehen sich auf ein Verfahren, ein Computerprogramm, eine Vorrichtung und ein Beatmungssystem zur Detektion eines Lecks in einem Patientengasmodul, insbesondere aber nicht ausschließlich, auf ein Konzept zur Leckdetektion basierend auf einem Vergleich von Konzentrationsverläufen verschiedener Gase in einem Atemgasgemisch in einem Patientengasmodul oder Beatmungssystem.

[0002] Aus dem Bereich der konventionellen Technik ist es bekannt Patienten künstlich zu beatmen. Dabei wird dem Patienten ein Beatmungsgas in einer Inspirationsphase zugeführt und in einer Expirationsphase wieder abgeführt. Dabei können diverse Parameter des Atemgases überwacht werden und es kommen beispielsweise sogenannte Patientengasmodule zur Gasanalyse zum Einsatz. Z.B. kann ein Teil des Gases jeweils abgesaugt werden, um es einer Gasanalyse in einem Patientenmodul zuzuführen.

[0003] Bei der absaugenden Patientengasmessung, die über eine Probengasleitung einen kontinuierlichen Gasstrom vom Patienten absaugt, verursachen Leckagen auf der Absaugstrecke (z.B. via Probengasleitung, Wasserfalle und Gasmonitor-interne Verschlauchung bis zur Gasmesszelle) Verdünnungseffekte durch eindringende Umgebungsluft, die zu Gaskonzentrationsmessfehlern führen. Dies ist besonders problematisch bei Anästhesiearbeitsplätzen, die mit Regelkreisen ausgestattet sind: Hier werden die (potentiell mit o. g. Fehlern behafteten) Konzentrationsmesswerte zur Regelung für die Gasdosierung verwendet. Treten hier Messfehler auf, die nicht entdeckt werden, so kommt es zu Fehldosierungen die u. U. sogar zu einem Patientenschaden führen können.

[0004] Die Druckschrift US 8,033,280 B2 beschreibt ein Verfahren zur Bestimmung einer Leckage in der Probengasleitung, indem die Konzentrationen von mindestens zwei Gasen gemessen und gleichzeitige Änderungen dieser Konzentrationen in Richtung bekannter Umgebungsgaskonzentrationen identifiziert werden. Diese Änderungen werden dann als Leckage interpretiert. Die zwei Gase sind idealerweise Kohlendioxid CO₂ und Sauerstoff O₂. Diese Überwachung misst relativ und ermittelt die Konzentrationsänderung zwischen aktueller und Vorgänger-Atemphase. Wenn die Leckage abrupt zwischen zwei Atemphasen mit genügend großem Verdünnungseffekt auftritt kann diese so detektiert werden. Langsam entstehende Leckagen können nur schwierig erkannt werden.

[0005] Das Dokument WO 2014/068000 A1 beschäftigt sich mit Leckage-Detektion durch eine

Druckmessung in einem Patientenmonitor und Vergleich mit einer Druckmessung in einem Kreissystem. Dabei kann es vorkommen, dass Änderungen der Widerstände der Probengasleitung/Wasserfalle den Effekt der Atemwegsdruckänderungen in dem Patientenmonitor überdecken. Bei laufender Pumpe können die Druckänderungen stark gedämpft werden und führen ggf. nur für genügend hohe Atemwegsdruck-Einstellwerte zu einer aussagekräftigen Überwachung. In der Druckschrift WO 2004/076944 A2 wird dieser Ansatz mit zwei verteilten Sensoren verfolgt.

[0006] Es besteht daher ein Bedarf ein verbessertes Konzept zur Detektion eines Lecks in einem Beatmungssystem zur Beatmung eines Patienten zu schaffen. Diesem Bedarf werden Ausführungsbeispiele eines Verfahrens, eines Computerprogramms, einer Vorrichtung und einem Beatmungssystem gemäß den anhängigen unabhängigen Ansprüchen gerecht.

[0007] Ausführungsbeispiele basieren auf der Erkenntnis, dass mehrere Gaskonzentrationen in einem Gasgemisch einer Beatmungsvorrichtung gemessen werden können. Die zeitlichen Verläufe der Gaskonzentrationen werden im Falle eines Lecks unterschiedlich beeinflusst, sodass zeitliche Konzentrationsverläufe die Grundlage einer Leckagedetektion bilden können. Darüber hinaus basieren Ausführungsbeispiele auf der Erkenntnis, dass der Verlauf einer Kohlendioxidkonzentration in einem Atemgasgemisch eines Patienten eine Referenz zum Vergleich mit einem Konzentrationsverlauf eines anderen Gases in dem Atemgasgemisch des Patienten bilden kann.

[0008] Ausführungsbeispiele schaffen daher ein Verfahren zur Detektion eines Lecks in einem Patientengasmodul, das einen kontinuierlichen Probengasstrom von einem beatmeten Patienten absaugt und analysiert, beispielsweise auch in einem Beatmungssystem zur Beatmung eines Patienten mit einem Beatmungsgasgemisch. Beispielsweise wird hier durch die Leckage von z. B. 40 ml/min (bei einem abgesaugtem Probengasfluss von 200 ml/min) Messfehler von bis zu 20% in der Gaskonzentrationsmessung verursacht, während sie für die Beatmung von einem Patienten mit einem Atemminutenvolumen von ca. 8 l völlig irrelevant ist. Das Verfahren umfasst ein Bestimmen eines ersten zeitlichen Verlaufs einer Kohlendioxidkonzentration in einem Atemgasgemisch des Patienten und ein Bestimmen eines zweiten zeitlichen Verlaufs einer Konzentration eines anderen, sich von Kohlendioxid unterscheidenden Gases in dem Atemgasgemisch. Das Verfahren umfasst ferner ein Bestimmen eines statistischen Ähnlichkeitsmaßes zwischen dem ersten und dem zweiten zeitlichen Verlauf und ein Detektieren des Lecks basierend auf dem Ähnlichkeitsmaß. Ausführungs-

beispiele können so eine zuverlässige Leckagedetektion bereitstellen. Dabei kann das andere Gas beispielsweise Sauerstoff, Lachgas oder ein Narkosegas sein.

[0009] In manchen Ausführungsbeispielen kann das Ähnlichkeitsmaß einer Phasenverschiebung zwischen dem ersten und dem zweiten Verlauf entsprechen. Ausführungsbeispiele können so eine robuste Detektion eines Lecks ermöglichen. Das Bestimmen des Ähnlichkeitsmaßes kann ein Bestimmen einer für ein Leck eigentümlichen Verformung in dem ersten oder dem zweiten Verlauf umfassen. In einigen Ausführungsbeispielen kann das Ähnlichkeitsmaß ein Maß für eine Symmetrie zwischen dem ersten und dem zweiten Verlauf sein. Das Ähnlichkeitsmaß kann eine Kovarianz zwischen dem ersten und dem zweiten zeitlichen Verlauf der Konzentrationen sein. Zumindest manche Ausführungsbeispiele können so eine statistische Auswertung nutzen, um ein Leck zu detektieren. In weiteren Ausführungsbeispielen kann das Ähnlichkeitsmaß eine Kovarianz zwischen einem ersten und einem zweiten zeitlichen Verlauf von Konzentrationsänderungen sein.

[0010] In manchen Ausführungsbeispielen kann ein Vergleichen des Ähnlichkeitsmaßes mit einem Schwellenwert und ein Detektieren des Lecks basierend auf dem Schwellenwertvergleich erfolgen. Ausführungsbeispiele können so eine aufwandsgünstige Signalverarbeitung ermöglichen. Darüber hinaus kann in einigen Ausführungsbeispielen ein Kalibrieren des Schwellenwertes basierend auf einer Referenzmessung an dem Beatmungssystem ohne Leck erfolgen. Die Zuverlässigkeit des Verfahrens kann so noch weiter gesteigert werden. In manchen Ausführungsbeispielen kann darüber hinaus ein Bestimmen einer Laufzeit des Atemgasgemischs von dem Patienten über eine Probengasleitung zu einem Patientengasmodul erfolgen. Die Laufzeit kann bei der Detektion eines Lecks mit berücksichtigt werden. Insofern können Ausführungsbeispiele ein Bestimmen einer Laufzeit von Konzentrationsänderungen in dem Atemgasgemisch und ein Bestimmen des Ähnlichkeitsmaßes basierend auf den Laufzeiten umfassen.

[0011] Das Bestimmen der Laufzeit kann auf Konzentrationsänderungen über der Zeit und/oder auf einer Bewertung von Konzentrationsänderungen vor und nach einem Beginn von Atemphasen basieren. In einigen weiteren Ausführungsbeispielen kann das Verfahren ferner ein Durchführen einer Druckmessung an dem Beatmungssystem umfassen, wenn ein Leck detektiert wurde. Die Druckmessung kann in Ausführungsbeispielen bei der Leckdetektion oder auch bei der einer Leckortung berücksichtigt werden.

[0012] Ein weiteres Ausführungsbeispiel ist ein Computerprogramm mit einem Programmcode zur Durchführung eines der hierin beschriebenen Verfah-

ren, wenn der Programmcode auf einem Computer, einem Prozessor oder einer programmierbaren Hardwarekomponente ausgeführt wird. Weitere Ausführungsbeispiele sind eine Vorrichtung zum Durchführen eines der hierin beschriebenen Verfahren und ein Beatmungssystem für einen Patienten mit einer solchen Vorrichtung.

[0013] Weitere vorteilhafte Ausgestaltungen werden nachfolgend anhand der in den Zeichnungen dargestellten Ausführungsbeispiele, auf welche Ausführungsbeispiele generell jedoch nicht insgesamt beschränkt sind, näher beschrieben. Es zeigen:

Fig. 1 zeigt ein Ablaufdiagramm eines Ausführungsbeispiels eines Verfahrens zur Detektion eines Lecks in einem Beatmungssystem zur Beatmung eines Patienten;

Fig. 2 zeigt ein Beatmungssystem zur Beatmung eines Patienten in einem Ausführungsbeispiel;

Fig. 3 zeigt ein Kapnogramm in einem Ausführungsbeispiel;

Fig. 4 zeigt Konzentrationsverläufe von Kohlendioxid und Sauerstoff in einem Ausführungsbeispiel;

Fig. 5 zeigt einen Kohlendioxid-Konzentrationsverlauf und einen Kohlendioxid-Sauerstoff-Kovarianzverlauf in einem Ausführungsbeispiel;

Fig. 6 zeigt Konzentrationsverläufe und Druckverläufe in einem Patientengasmodul in einem Ausführungsbeispiel ohne Leckage;

Fig. 7 zeigt Konzentrationsverläufe und Druckverläufe in einem Patientengasmodul in einem Ausführungsbeispiel mit Leckage; und

Fig. 8 zeigt Konzentrationsverläufe und Druckverläufe in einem Patientengasmodul in einem weiteren Ausführungsbeispiel mit Leckage.

[0014] Verschiedene Ausführungsbeispiele werden nun ausführlicher unter Bezugnahme auf die beiliegenden Zeichnungen beschrieben, in denen einige Ausführungsbeispiele dargestellt sind.

[0015] Bei der nachfolgenden Beschreibung der beigefügten Figuren, die lediglich einige exemplarische Ausführungsbeispiele zeigen, können gleiche Bezugszeichen gleiche oder vergleichbare Komponenten bezeichnen. Ferner können zusammenfassende Bezugszeichen für Komponenten und Objekte verwendet werden, die mehrfach in einem Ausführungsbeispiel oder in einer Zeichnung auftreten, jedoch hinsichtlich eines oder mehrerer Merkmale gemeinsam beschrieben werden. Komponenten oder Objekte, die mit gleichen oder zusammenfassenden Bezugszeichen beschrieben werden, können hinsichtlich einzelner, mehrerer oder aller Merkmale, beispielsweise ihrer Dimensionierungen, gleich, jedoch

gegebenenfalls auch unterschiedlich ausgeführt sein, sofern sich aus der Beschreibung nicht etwas anderes explizit oder implizit ergibt. Optionale Komponenten sind in den Figuren mit gestrichelten Linien oder Pfeilen dargestellt.

[0016] Obwohl Ausführungsbeispiele auf verschiedene Weise modifiziert und abgeändert werden können, sind Ausführungsbeispiele in den Figuren als Beispiele dargestellt und werden hierin ausführlich beschrieben. Es sei jedoch klargestellt, dass nicht beabsichtigt ist, Ausführungsbeispiele auf die jeweils offenbarten Formen zu beschränken, sondern dass Ausführungsbeispiele vielmehr sämtliche funktionale und/oder strukturelle Modifikationen, Äquivalente und Alternativen, die im Bereich der Erfindung liegen, abdecken sollen. Gleiche Bezugszeichen bezeichnen in der gesamten Figurenbeschreibung gleiche oder ähnliche Elemente.

[0017] Man beachte, dass ein Element, das als mit einem anderen Element „verbunden“ oder „verkoppelt“ bezeichnet wird, mit dem anderen Element direkt verbunden oder verkoppelt sein kann oder dass dazwischenliegende Elemente vorhanden sein können. Wenn ein Element dagegen als „direkt verbunden“ oder „direkt verkoppelt“ mit einem anderen Element bezeichnet wird, sind keine dazwischenliegenden Elemente vorhanden. Andere Begriffe, die verwendet werden, um die Beziehung zwischen Elementen zu beschreiben, sollten auf ähnliche Weise interpretiert werden (z.B., „zwischen“ gegenüber „direkt dazwischen“, „angrenzend“ gegenüber „direkt angrenzend“ usw.).

[0018] Die Terminologie, die hierin verwendet wird, dient nur der Beschreibung bestimmter Ausführungsbeispiele und soll die Ausführungsbeispiele nicht beschränken. Wie hierin verwendet, sollen die Singularformen „einer“, „eine“, „eines“ und „der, die, das“ auch die Pluralformen beinhalten, solange der Kontext nicht eindeutig etwas anderes angibt. Ferner sei klargestellt, dass die Ausdrücke wie z.B. „beinhaltet“, „beinhaltend“, „aufweist“, „umfasst“, „umfassend“ und/oder „aufweisend“, wie hierin verwendet, das Vorhandensein von genannten Merkmalen, ganzen Zahlen, Schritten, Arbeitsabläufen, Elementen und/oder Komponenten angeben, aber das Vorhandensein oder die Hinzufügung von einem bzw. einer oder mehreren Merkmalen, ganzen Zahlen, Schritten, Arbeitsabläufen, Elementen, Komponenten und/oder Gruppen davon nicht ausschließen.

[0019] Solange nichts anderes definiert ist, haben sämtliche hierin verwendeten Begriffe (einschließlich von technischen und wissenschaftlichen Begriffen) die gleiche Bedeutung, die ihnen ein Durchschnittsfachmann auf dem Gebiet, zu dem die Ausführungsbeispiele gehören, beimisst. Ferner sei klargestellt, dass Ausdrücke, z.B. diejenigen, die in allgemein ver-

wendeten Wörterbüchern definiert sind, so zu interpretieren sind, als hätten sie die Bedeutung, die mit ihrer Bedeutung im Kontext der einschlägigen Technik konsistent ist, und nicht in einem idealisierten oder übermäßig formalen Sinn zu interpretieren sind, solange dies hierin nicht ausdrücklich definiert ist.

[0020] Fig. 1 zeigt ein Ablaufdiagramm eines Ausführungsbeispiels eines Verfahrens **10** zur Detektion eines Lecks in einem Patientengasmodul, das einen kontinuierlichen Probengasstrom von einem beatmeten Patienten absaugt und analysiert, beispielsweise in einem Beatmungssystem zur Beatmung eines Patienten. Das Verfahren **10** umfasst ein Bestimmen **12** eines ersten zeitlichen Verlaufs einer Kohlendioxidkonzentration in einem Atemgasgemisch des Patienten und ein Bestimmen **14** eines zweiten zeitlichen Verlaufs einer Konzentration eines anderen, sich von Kohlendioxid unterscheidenden Gases in dem Atemgasgemisch. Das Verfahren umfasst ferner ein Bestimmen **16** eines statistischen Ähnlichkeitsmaßes zwischen dem ersten und dem zweiten zeitlichen Verlauf und ein Detektieren **18** des Lecks basierend auf dem Ähnlichkeitsmaß.

[0021] Fig. 2 zeigt ein Beatmungssystem **40** zur Beatmung eines Patienten **20** in einem Ausführungsbeispiel. Der Patient **20** ist über ein Mundstück und ein Verzweigungs- oder auch Y-Stück **22** an zwei Zweige zur Zufuhr (Einatmung, Inspiration) und Abfuhr (Ausatmung, Expiration) des Atemgases angeschlossen. Im unteren Zweig, der für die Zufuhr vorgesehen ist, befindet sich ein Rückschlagventil **23a**, das Gas in Richtung des Patienten **20** durchlässt und in Gegenrichtung sperrt. Ein Gebläse **24a** sorgt für einen entsprechenden Volumenstrom in Richtung des Patienten **20**. Dem Gebläse **24a** vorgeschaltet ist ein Kohlendioxid-Absorber **25a**, der Kohlendioxid aus dem zugeführten Atemgasgemisch absorbiert. Im oberen Zweig des Beatmungssystems **40**, der für die Abfuhr des Atemgases vorgesehen ist, befindet sich ebenfalls ein Rückschlagventil **23b**, das Atemgas in Richtung vom Patienten **20** weg durchlässt und in Richtung zum Patienten **20** hin sperrt. Das Rückschlagventil **23b** wird gefolgt von einem PEEP-Ventil **24b** (von englisch „positive end-expiratory pressure“, positiver endexpiratorischer Druck). Das PEEP-Ventil **24b** sorgt während der Inspirationsphase gemeinsam mit dem Gebläse für einen regelbaren positiven Druck in der Lunge des Patienten **20** und öffnet bzw. hält einen wählbaren Restdruck während der Expirationsphase. Der obere und der untere Zweig des Beatmungssystems **40** können über ein T-Stück verbunden sein, das ferner an einen Atembeutel **26** angeschlossen ist, über den der Beatmungskreislauf angetrieben werden kann. Darüber hinaus kann Frischluft/Frischgas **27** und/oder dampfförmiges Anästhesiemittel **28** dem Kreislauf zugeführt werden.

[0022] Wie die **Fig. 2** weiter zeigt, ist das Beatmungssystem **40** über ein weiteres Ventil **29** mit weiteren Komponenten verbindbar, beispielsweise zur Reinigung des Atemgases. Bei dem Ventil **29** kann es sich um ein APL-Ventil (von englisch „Adjustable-Pressure-Limiting“, einstellbares Überdruckventil) handeln, das einerseits eine Drucklimitierung bei volumenkontrollierter Beatmung und andererseits die Spontanatmung des Patienten ermöglichen kann. Wenn der eingestellte Maximaldruckerreicht wird, öffnet das Ventil **29**.

[0023] Die **Fig. 2** illustriert ferner ein Ausführungsbeispiel einer Vorrichtung **30** zum Durchführen eines der hierin beschriebenen Verfahren **10**, die mit einem Patientengasmodul **50** gekoppelt ist. Das Patientengasmodul **50** ist über eine Wasserfalle **51**, zur Abscheidung von Kondenswasser und Verunreinigungen, und einen Schlauch **52** mit dem Beatmungssystem **40** gekoppelt. An diesem Schlauch bzw. an dessen Anschluss an die Wasserfalle **51** kann beispielsweise ein Leck auftreten. In dem Patientengasmodul **50** werden im vorliegenden Ausführungsbeispiel Gaskonzentrationen bestimmt **53**, **54** und eine Pumpe **55** fördert das Gas über einen Rückführschlauch **56** zurück in das System. Gemäß der **Fig. 1** wird vorliegend eine Kohlendioxidkonzentration (CO₂) bestimmt und zumindest eine Konzentration eines anderen Gases. Das andere Gas kann beispielsweise Sauerstoff (**O₂**), Lachgas (**N₂O**) oder ein Narkosegas (Agas) sein.

[0024] Die Konzentrationen werden dann der Vorrichtung **30** bereitgestellt und gemäß dem Verfahren **10** der **Fig. 1** verarbeitet. Ein weiteres Ausführungsbeispiel ist ein Computerprogramm mit einem Programmcode zur Durchführung eines der hierin beschriebenen Verfahren, wenn der Programmcode auf einem Computer, einem Prozessor oder einer programmierbaren Hardwarekomponente ausgeführt wird. Die Vorrichtung **30** kann insofern als Computer, Prozessor oder programmierbare Hardwarekomponente implementiert sein. In Ausführungsbeispielen kann die Vorrichtung einem beliebigen Controller oder Prozessor oder einer programmierbaren Hardwarekomponente entsprechen. Das Verfahren **10** kann als Software realisiert sein, die für eine entsprechende Hardwarekomponente programmiert ist. Insofern kann die Vorrichtung als programmierbare Hardware mit entsprechend angepasster Software implementiert sein. Dabei können beliebige Prozessoren, wie Digitale Signal-Prozessoren (DSPs) zum Einsatz kommen. Ausführungsbeispiele sind dabei nicht auf einen bestimmten Typ von Prozessor eingeschränkt. Es sind beliebige Prozessoren oder auch mehrere Prozessoren zur Implementierung der Vorrichtung **30** denkbar.

[0025] Die Vorrichtung **30** kann demnach zur Verarbeitung von Abtastwerten der einzelnen Konzen-

trationen ausgebildet sein. In Ausführungsbeispielen werden die Konzentrationen mit entsprechend abgetastet, wobei die Abtastrate entsprechend der Vermeidung von Aliasing gewählt wird. Beispielsweise werden die Konzentrationen alle 20ms (Abtastrate von 50Hz) bestimmt. In einem Ausführungsbeispiel finden die schnellsten zu erwartenden Änderungen über einen Zeitraum von 100ms (300ms bei CO₂) statt, sodass bei der gewählten Abtastrate kein Aliasing zu erwarten ist. Darüber hinaus können verschiedene Sensoren für die verschiedenen Gase zum Einsatz kommen, die vorzugsweise in unmittelbarer Nähe zueinander angeordnet sind, um zeitliche Verzögerungen (aufgrund der Ausbreitungsgeschwindigkeit) bei den Messungen der Konzentrationen gering zu halten und zeitlich synchronisierte Messwerte zu erhalten. In anderen Ausführungsbeispielen können beabstandete Sensoren verwendet werden, wobei die Abstände basierend auf der Ausbreitungsgeschwindigkeit des Gases bei den Messungen berücksichtigt werden können.

[0026] In dem in der **Fig. 2** gezeigten Ausführungsbeispiel kann beispielsweise eine kontinuierliche Überwachung der absaugenden Messung bei maximaler Verfügbarkeit der Gasmessung sichergestellt werden. Generell kann in Ausführungsbeispielen das Verfahren **10** daher auch ein Absaugen des Atemgasgemischs über eine Probegasleitung **52** umfassen. In manchen Ausführungsbeispielen können auffällige Zeitverläufe der CO₂-Konzentration Grundlage für die Erkennung einer Leckage sein. **Fig. 3** zeigt ein Kapnogramm (zeitlicher Verlauf einer CO₂ Konzentration im mmHg) eines Patienten in einem Ausführungsbeispiel. Das Kapnogramm wurde in einem System mit internem Gasanalysesensor aufgezeichnet. Der Verlauf zeigt einen periodischen Verlauf der innerhalb einer Periode zunächst auf ein Plateau ansteigt. Das Plateau wird gefolgt von einem kurzen Anstieg bevor die Konzentration steil auf Null abfällt. Bei dieser Untersuchung korrelierten die CO₂-Konzentrationen im Atemgas gut mit dem arteriellen Kohlendioxidpartialdruck, wobei die höchsten CO₂-Konzentrationen mehr als 30mmHg über den Höchstwerten des arteriellen Kohlendioxidpartialdrucks lagen, vgl. auch „End-Tidal CO₂ Excretion Waveform and Error with Gas Sampling Line Leak“, Zupan, Joanne MD; Martin, Michael MD; Benumof, Jonathan L. MD, *Anesthesia & Analgesia*: June 1988 - Volume 67 - Issue 6 - ppg 579-581.

[0027] Ähnliche Auffälligkeiten finden sich auch in Kapnogrammen, die im folgenden Ausführungsbeispiel mit einer Simulationslunge (z.B. Michigan-Lunge) im Labor erzeugt wurden. **Fig. 4** zeigt Konzentrationsverläufe von Kohlendioxid (ungekennzeichneter Verlauf in Volumenprozent) und Sauerstoff (mit „x“ gekennzeichnete Verlauf in Volumenprozent) in einem Ausführungsbeispiel. Dabei wurde ein kleines Leck im Bereich des Probegas-Eingangs/Wasser-

falle vgl. **Fig. 2**, am Patientengas-Modul ab T=30s geöffnet und bei T=90s geschlossen (durchstochener Probengasschlauch). Gleichzeitig mit der CO₂-Kurve ist auch die O₂-Kurve dargestellt. Neben der in o. g. Veröffentlichung diskutierten Peak-haften Überhöhung des CO₂-Verlaufes im Leckage-Fall jeweils zum Ende der Exspirationsphase, findet sich in Folge der Verdünnung durch die Leckage auch gleichzeitig eine Beeinflussung der O₂-Kurve statt. Neben einer Änderung der Amplituden- und Mittelwerte der Konzentrationskurven, die jedoch nicht Leckage-spezifisch sind, findet sich aber eine scheinbare Phasenverschiebung zwischen CO₂- und O₂-Kurve. Kritisch für die Amplitude und Mittelwerte der Konzentrationsverläufe sind z. B. auch Änderungen der Beatmungseinstellungen und Frischgas-Konzentration.

[0028] Die im Leckage-Fall beobachtbare Phasenverschiebung zwischen CO₂- und O₂-Kurve (je nach Konzentrationsverhältnissen und/oder auch zwischen CO₂ und Agas- bzw. N₂O-Kurve vorhanden) ist absolut messend, d. h. ohne Kenntnis der Konzentrationsverhältnisse der vorangehenden Atemphasen anwendbar. Dies kann ein Vorteil sein, da sich mit diesem Merkmal auch bei wechselnden Konzentrationsverhältnissen und ohne Vorwissen bzw. ohne Messwerte vorangegangener Atemphasen Lecks oder Leckagen zuverlässig detektieren lassen. Als weiteren Vorteil bietet das beschriebene Verfahren die Möglichkeit, Leckagen auch dann zu detektieren, wenn diese zeitlich nicht abrupt auftreten sondern über mehrere Atemphasen kontinuierlich anwachsen. Eine Voraussetzung für dieses Verfahren ist, dass genügend große Beatmungsdruck-Änderungen am Patienten-seitigen Anschlusspunkt der Probengasleitung vorliegen ($\Delta P \geq 10$ hPa). In Ausführungsbeispielen kann als Ähnlichkeitsmaß demnach eine Phasenverschiebung zwischen dem ersten (CO₂) und dem zweiten Verlauf (z.B. O₂) herangezogen werden. Das Bestimmen **16** des Ähnlichkeitsmaßes kann ein Bestimmen einer für ein Leck eigentümlichen Verformung in dem ersten oder dem zweiten Verlauf umfassen, vgl. **Fig. 3** und **Fig. 4**. Darüber hinaus kann das Ähnlichkeitsmaß ein Maß für eine Symmetrie zwischen dem ersten und dem zweiten Verlauf sein.

[0029] In einigen Ausführungsbeispielen kann demnach eine quantitative Auswertung der Konzentrationsverläufe stattfinden. Eine Grundlage können dabei Beatmungsdruck-Schwankungen bilden, die zu Phasenverschiebungen zwischen CO₂- und O₂ bzw. Agas-/N₂O-Kurven führen. Diese Phasenverschiebungen werden in den im Folgenden beschriebenen Ausführungsbeispielen mit Hilfe der Kovarianz (Cov) ausgewertet:

$$Cov_{xy} := \frac{2}{n} \sum_{i=1}^n \left[\frac{(x_i - \bar{x})}{Max_x - Min_x} \times \frac{(y_i - \bar{y})}{Max_y - Min_y} \right]$$

mit den maximalen (Max) bzw. minimalen (Min) der Konzentrationswerten innerhalb der betrachteten Atemphase und den Mittelwerten

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i,$$

$$\bar{y} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n y_i.$$

[0030] Dabei geht der Laufindex i über alle Werte in der betrachteten Atemphase ($i = 1 \dots n$). Die Werte x_i stehen für die Echtzeit CO₂-Werte und die y_i für die Echtzeitwerte aus der Gruppe **02**, Agas oder N₂O. Es gibt in Ausführungsbeispielen also zumindest eine Auswertung pro Atemphase. Im Nicht-Leckage-Fall gilt idealer Weise

$$Cov(CO_2, Y) = -1, \text{ mit } Y \in \{O_2, AGas, N_2O\},$$

d. h. die normierten und Mittelwerts-befreiten Kurven sind (zumindest theoretisch) komplett antisymmetrisch. Tatsächlich liegen die entsprechenden Kovarianz-Werte aber eher zwischen -0,6 und -0,8. Das Ähnlichkeitsmaß ist demnach im vorliegenden Ausführungsbeispiel eine Kovarianz zwischen dem ersten (CO₂) und dem zweiten (O₂) zeitlichen Verlauf der Konzentrationen. In Ausführungsbeispielen kann daher das Ähnlichkeitsmaß auch ein Maß für die zwischen den Verläufen vorhandene Symmetrie oder Asymmetrie sein. Im Leckage-Fall kommt es zu einer Beatmungsdruckverursachten Phasenverschiebung, die die Kovarianz in Richtung positiver Werte verschiebt. Der Schwellwert für die Kovarianz zur Erkennung einer Leckage beträgt z.B. -0,4, d. h.

$$Cov_{xy} > -0.4 \Rightarrow \text{Leckage!}$$

[0031] Im Allgemeinen ist der Schwellwert abhängig von dem Bauzustand des Patientengasmoduls etc. Daher stellt der Schwellwert keine universelle Größe dar, sondern ist zumindest in manchen Ausführungsbeispielen spezifisch für das verwendete Patientengasmodul. In diesem Ausführungsbeispiel umfasst das Verfahren also ferner ein Vergleichen des Ähnlichkeitsmaßes mit einem Schwellenwert und ein Detektieren des Lecks basierend auf dem Schwellenwertvergleich.

[0032] In einigen weiteren Ausführungsbeispielen lässt sich eine verbesserte Unterscheidung zwischen Leckage und Nicht-Leckage z. B. dadurch erreichen, dass zu einem festgelegten Zeitpunkt mit unabhängigen Verfahren die Integrität der Absaug-Strecke festgestellt wird (etwa mit einer Druckprüfung wie weiter unten beschrieben). Dann kann der tatsächliche Kovarianz-Wert ermittelt bzw. der Grenzwert

für eine Leckage diesem Messwert angepasst werden (z. B. Grenzwert = $2/3 \times$ Kovarianz-Messwert im Nicht-Leckage-Fall). Insofern kann das Verfahren **10** in einigen Ausführungsbeispielen ferner ein Kalibrieren des Schwellenwertes basierend auf einer Referenzmessung an dem Beatmungssystem ohne Leck umfassen.

[0033] Fig. 5 zeigt einen Kohlendioxid-Konzentrationsverlauf (Verlauf ohne Markierungen) und einen Kohlendioxid-Sauerstoff-Kovarianzverlauf (mit „x“ gekennzeichneten Verlauf) in einem Ausführungsbeispiel für die Detektion einer Leckage mit dem oben dargestellten Verfahren und in dem in der Fig. 2 gezeigten System. In der Fig. 5 sind die CO₂-Konzentration und die CO₂/O₂-Kovarianz ohne und mit Leckage (Perforation Absaugeschlauch im Bereich der Wasserfalle) zu sehen. Die Leckage wurde bei $t \approx 30$ s geöffnet und bei $t \approx 90$ s wieder geschlossen. Der Verlauf der Kovarianz (gekennzeichnet mit „x“) verzeichnet einen deutlichen Sprung, wenn die Leckage geöffnet wird und eignet sich daher, um die Leckage zu detektieren.

[0034] In einem weiteren Ausführungsbeispiel werden anstatt von Konzentrationen direkt, Konzentrationsänderungen betrachtet, um das Ähnlichkeitsmaß zu ermitteln. Das Ähnlichkeitsmaß kann dann eine Kovarianz zwischen einem ersten und einem zweiten zeitlichen Verlauf von Konzentrationsänderungen sein. Ähnlich wie im o. g. Fall (Konzentrationskovarianz) beruht die Leckage-Erkennung im vorliegenden Ausführungsbeispiel ebenfalls auf der Kovarianz - allerdings werden in diesem Fall die Änderung (bzw. die Differenzen) der Echtzeitmesswerte berücksichtigt. Vorteil kann hier sein, dass dann auch bei niedrigen Beatmungsfrequenzen signifikante Änderungen deutlicher heraustreten und die unveränderten Teile der Zeitverläufe besser unterdrückt bzw. nicht bewertet werden.

[0035] Damit ergibt sich als Delta-Kovarianz:

$$\Delta Cov_{xy} := \frac{2}{n-l} \sum_{i=1+l}^n [(\tilde{x}_i - \tilde{x}_{i-l}) \cdot (\tilde{y}_i - \tilde{y}_{i-l})]$$

mit den normalisierten Werten

$$\tilde{x}_i = \frac{1}{Max_x - Min_x} \left[x_i - \frac{Max_x + Min_x}{2} \right],$$

$$\tilde{y}_i = \frac{1}{Max_y - Min_y} \left[y_i - \frac{Max_y + Min_y}{2} \right]$$

[0036] Als brauchbarer Wert hat sich z.B. $l=10$ herausgestellt (bei einer Abtastfrequenz von $1/20$ ms ergibt sich daraus als Zeitdifferenz 200 ms für die

Messwertdifferenzen). Wie im Fall der Kovarianz wird die Summe beispielsweise immer über die aktuelle Atemphase ausgewertet und man erhält dann jeweils einen Wert pro Atemphase. Auch hier kann initial ein Grenzwert zur Unterscheidung zwischen Leckage und Nicht-Leckage ermittelt werden (Kalibrierung). Insofern kann das Verfahren **10** auch in diesem Ausführungsbeispiel ferner ein Vergleichen des Ähnlichkeitsmaßes mit einem Schwellenwert und ein Detektieren des Lecks basierend auf dem Schwellenwertvergleich umfassen. Darüber hinaus kann ein Kalibrieren des Schwellenwertes basierend auf einer Referenzmessung an dem Beatmungssystem ohne Leck stattfinden.

[0037] In einem weiteren Ausführungsbeispiel findet in dem Verfahren ein Bestimmen einer Laufzeit des Atemgasgemischs von dem Patienten über eine Probengasleitung **52** zu einem Patientengasmodul **50** statt. Das Verfahren **10** umfasst ferner ein Bestimmen einer Laufzeit von Konzentrationsänderungen in dem Atemgasgemisch und ein Bestimmen des Ähnlichkeitsmaßes basierend auf den Laufzeiten. Bei der absaugenden Patientengasmessung wird ein Gasstrom vom Patienten abgesaugt, vgl. Fig. 2. Die Konzentrationen des Gasgemisches des Gasstroms werden von der Gasmessung ausgewertet. Gewöhnlich besteht das Gasgemisch aus einem Anteil Sauerstoff σ_{O_2} , einem Anteil CO₂ σ_{CO_2} , einem Anteil Narkosegas σ_A und einem Anteil Lachgas σ_{N_2O} . Hat das Gasgemisch zum Zeitpunkt t die Konzentrationswerte σ_i , werden diese Werte von der Gasmessung zu einem Zeitpunkt $t + \Delta t_{pat}$ erfasst. Die Ursache für die Verzögerung ist die Laufzeit Δt_{pat} , die das Gas benötigt, um vom Patienten über die Probengasleitung zum Patientengasmodul zu gelangen. Die Laufzeit kann näherungsweise in der Form

$$\Delta t_{pat} = \frac{L_{sample} \cdot \pi \cdot d_{sample}^2}{4 \cdot \dot{V}_{gas}}$$

bestimmt werden. Der abgesaugte Gasstrom \dot{V}_{gas} benötigt die Zeit Δt_{pat} , um über die Probengasleitung mit der Länge L_{sample} und dem Querschnitt $\pi \cdot d_{sample}^2$ vom Patienten zum Patientengasmodul zu gelangen.

[0038] Der Druck am Patienten wird ebenfalls vom Patientengasmodul erfasst. Durch die zwischen Patienten und Patientengasmodul liegenden Volumina und Strömungswiderstände spiegelt der gemessene Druckwert aber nicht die Verhältnisse am Patienten wieder. Lediglich die Druckdifferenz zwischen den Atemphasen Inspiration und Expiration kann näherungsweise korrekt wiedergegeben werden. Zudem können Druckschwankungen am Patienten vom Patientengasmodul nahezu zeitgleich erfasst werden, da

sich das Drucksignal mit Schallgeschwindigkeit ausbreitet.

[0039] Fig. 6 zeigt Konzentrationsverläufe und Druckverläufe in einem Patientengasmodul in einem Ausführungsbeispiel ohne Leckage. Fig. 6 illustriert gemessene Konzentrationen von CO₂ (ohne Markierung), Narkosegas (Sevoflurane mit „x“-Markierung), O₂ (mit „o“-Markierung) sowie einen qualitativen Verlauf des Drucks p (mit „|“-Markierung) im Patientengasmodul in Abhängigkeit der Zeit ohne eine Leckage.

[0040] Zu Beginn einer Expirationsphase fällt das Drucksignal im Patientengasmodul ab, da der Atemwegsdruck auf den Expirationsdruck abfällt. Zu Beginn einer Inspirationsphase steigt das Drucksignal im Patientengasmodul an, da der Atemwegsdruck auf den Inspirationsdruck ansteigt. Diese beiden Zeitpunkte sind in Fig. 6 entsprechend markiert. Zeitverzögert (um Δt_{pat}) steigt zu Beginn einer Expirationsphase das CO₂-Signal an und die Signale für O₂ und Sevoflurane fallen entsprechend ab. Zu Beginn einer Inspirationsphase fällt das CO₂-Signal zeitverzögert (um Δt_{pat}) ab und die Signale für O₂ und Sevoflurane steigen entsprechend an. Auch diese Übergänge sind in Fig. 6 markiert. Die Zeitverzögerung Δt_{pat} ist gut zu erkennen und hat den Wert $\Delta t_{\text{pat}} \approx 2,3\text{s}$. Die pneumatische Zeitverzögerung dürfte deutlich niedriger ausfallen, da im Signalverlauf eine Verzögerung der Verarbeitung der Konzentrationssignale ebenfalls enthalten ist.

[0041] Deutlich zu erkennen ist, dass im Falle eines Atemphasenwechsels das Drucksignal klar vor den Konzentrationssignalen auf den Wechsel reagiert. Dies und die Tatsache, dass keine weiteren signifikanten Änderungen in den Konzentrationsverläufen auftreten, sprechen für ein System ohne Leckage. Für den Fall, dass keine relevante Leckage die Patientengasmessung beeinflusst, kann jede Änderung der Konzentrationen des Gasgemisches am Patienten, die durch die Atemphasen hervorgerufen werden, frühestens nach der Zeit Δt_{pat} detektiert werden.

[0042] Für den Fall, dass eine relevante Leckage im Bereich der Patientengasmessung vorhanden ist, verändern sich die strömungsmechanischen Eigenschaften des Systems. Betrachtet man z.B. ein Leck am Ort, wo die Probengasleitung 52 mit dem Patientengasmodul 50 verbunden ist, vgl. Fig. 2, ergibt sich ein Volumenstrom V_{leck} , der in Abhängigkeit der vorhandenen Druckdifferenz Δp_{leck} , in das System eindringt und die Konzentrationen des zu messenden Gasgemisches verändert oder aus dem System austritt, die Zusammensetzung des Gasgemisches aber nicht ändert. Für den Fall, dass ein Volumenstrom V_{leck} in das System eintritt, setzt sich ein Volumenstrom V_{pump} , den die Pumpe im Patientengasmodul absaugt, aus einem Anteil V_{sample} , der durch die Pro-

bengasleitung fließt, und V_{leck} zusammen. Die beiden Anteile variieren je nach Atemphase. Ist in der Inspirationsphase der Druck am Patienten hoch, ist die Druckdifferenz am Ort der Leckage klein, wohingegen in der Expirationsphase der Druck am Patienten niedrig und somit die Druckdifferenz am Ort der Leckage groß ist. Diese Druckschwankungen verändern den Volumenstrom V_{leck} und somit auch die Konzentrationen der Gase am Ort der Leckage.

[0043] Diese Änderungen werden durch das Patientengasmodul 50 mit einer anderen Zeitverzögerung erfasst, als die Änderungen am Patienten. Eine Änderung des Gasgemisches am Ort der Leckage kann vom Patientengasmodul nach der Zeit

$$\Delta t_{\text{leck}} = \frac{\Delta L_{\text{sample}} \cdot \pi \cdot d_{\text{sample}}^2}{4 \cdot V_{\text{gas}}}$$

erfasst werden. Dabei bezeichnet ΔL_{sample} hier den Abstand zwischen Leckage-Ort (z. B. am Eingang der Wasserfalle) bis zum Patientengassensor und es gilt: $\Delta L_{\text{sample}} < L_{\text{sample}}$

[0044] Fig. 7 zeigt Konzentrationsverläufe und Druckverläufe in einem Patientengasmodul in einem Ausführungsbeispiel mit Leckage. Fig. 7 zeigt gemessene Konzentrationen von CO₂ (ohne Markierung), Sevoflurane („x“-Markierung), O₂ („o“-Markierung) und den qualitativen Verlauf des Drucks p („|“-Markierung) im Patientengasmodul 50 in Abhängigkeit der Zeit mit einer Leckage. Neben den anhand der Fig. 6 erläuterten Verläufen der Konzentrationssignale ergeben sich im Falle einer Leckage weitere Auffälligkeiten. Bezogen auf den Start der Expirationsphase fallen die Konzentrationen von O₂ und Sevoflurane nach einer Zeit Δt_{leck} ab. Dies ist eine Folge des erhöhten Differenzdrucks am Ort der Leckage in der Expirationsphase und der damit verbundenen größeren Verdünnung des abgesaugten Gases durch den vergrößerten, eindringenden Volumenstrom.

[0045] Bezogen auf den Start der Inspirationsphase steigt das CO₂-Signal nach einer Zeit Δt_{leck} an und es fallen gleichzeitig die Konzentrationen von O₂ und Sevoflurane ab. Dies ist eine Folge des Beatmungsdruckbedingten verringerten Differenzdrucks am Ort der Leckage in der Inspirationsphase und der damit verbundenen niedrigeren Verdünnung des abgesaugten Gases durch den verringerten, eindringenden Volumenstrom. In diesem Fall ergibt sich wieder der Wert $\Delta t_{\text{pat}} \approx 2,3\text{s}$, aber auch der deutlich kleinere Wert $\Delta t_{\text{leck}} \approx 1,2\text{s}$.

[0046] Für den Fall, dass eine relevante Leckage die Patientengasmessung beeinflusst, führt jede Änderung der Konzentrationen des Gasgemisches am Patienten, die mit einer Druckänderung durch einen

Wechsel der Atemphasen verbunden ist, zu gemessenen Konzentrationsänderungen nach einer Verzögerung von Δt_{leck} und Δt_{pat} , wobei gilt $\Delta t_{\text{leck}} < \Delta t_{\text{pat}}$.

[0047] Der Indikator für die Feststellung einer Leckage ist das Verhalten der Konzentrationssignale am Patientengasmodul nach dem Beginn einer Atemphase. Veränderungen der Konzentrationen, die erst nach Δt_{pat} auftreten, stehen für ein System ohne Leckage, Veränderungen die bereits nach Δt_{leck} auftreten, indizieren ein System mit Leckage.

[0048] In Ausführungsbeispielen mit dieser Art der Erkennung einer Leckage können ein Indikator für den Beginn der Atemphasen und ein Indikator zur Erfassung der Zeitpunkte der Konzentrationsänderungen am Patientengasmodul **50** bestimmt werden. Indikatoren für den Beginn der Atemphasen sind beispielsweise

- das Drucksignal im Patientengasmodul (siehe **Fig. 6** und **Fig. 7**) oder
- ein Signal vom Atemsystem, das den Beginn einer Atemphase anzeigt.

[0049] Indikatoren zur Erfassung des Zeitpunkts einer Konzentrationsänderung sind

- eine signifikante Veränderung der ersten Ableitung der Konzentrationswerte in Abhängigkeit der Zeit oder
- eine Bewertung der Konzentrationswerte vor und nach dem Beginn einer Atemphase.

[0050] Das oben beschriebene Verfahren **10** ermöglicht eine Detektion einer Leckage in einer abgesaugten Patientengasmessung durch die Erfassung der zeitlichen Verzögerung von Konzentrationsänderungen im abgesaugten Gasgemisch nach einer Änderung der Atemphase. Ausführungsbeispiele können demnach ein Bestimmen der Laufzeit basierend auf Konzentrationsänderungen über der Zeit oder basierend auf einer Bewertung von Konzentrationsänderungen vor und nach einem Beginn von Atemphasen umfassen. Das Ähnlichkeitsmaß kann demnach durch eine zeitliche Verzögerung bestimmt sein oder einer zeitlichen Verzögerung entsprechen.

[0051] In einem weiteren Ausführungsbeispiel umfasst das Verfahren **10** ferner ein Durchführen einer Druckmessung an dem Beatmungssystem, wenn ein Leck detektiert wurde. Ist nun durch ein o. g. Verfahren eine Leckage-Indikation gegeben, so erfolgt zumindest in manchen Ausführungsbeispielen nun ein Druckmess-Manöver, das dann eine valide Aussage zum Leckage-Status ermöglicht. Der Ablauf des Manövers, das zu einem beliebigen Zeitpunkt während einer Beatmung/Operation erfolgen kann und die Variation des Messdruckes in dem Gasmonitor (bzw. in der Messzelle des Gasmoni-

tors) auf Grund der aufgeprägten Beatmungsdruckschwankungen, untergliedert sich gemäß:

1. Ausschalten der Probengaspumpe,
2. Ausgangseitiges Dichtsetzen des Patientengasmoduls (mittels eines entsprechenden elektromagnetischen Ventils),
3. Ermittlung des Inspirations- und Expirationsdrucks im Patientengasmodul,
4. Berechnung der Druckdifferenz zwischen Expirations- und Inspirationsdruckwert im Patientengasmodul, und
5. Vergleich mit den Druckwerten im Beatmungskreis bzw. mit den Einstellwerten am Beatmungs-Ventilator: Bei einem Unterschied > 3 hPa erfolgt eine Leckage-Alarmierung.

[0052] Durch diesen Ablauf kann in manchen Ausführungsbeispielen sichergestellt werden, dass die Häufigkeit dieses Manövers, das ja mit dem Ausfall der Gasmessfunktion verbunden ist so klein wie möglich ausfällt und nur dann ausgeführt wird, wenn ein begründeter Leckage-Verdacht besteht. Gleichzeitig kann eine Alarmierung auch nur dann ausgelöst werden, wenn eine eindeutige Leckage vorliegt.

[0053] **Fig. 8** zeigt Konzentrationsverläufe und Druckverläufe in einem Patientengasmodul **50** in einem weiteren Ausführungsbeispiel mit Leckage. **Fig. 8** zeigt Verläufe für CO₂ (ohne Markierung), O₂ („|“-Markierung), den Leckageabschnitt („o“-Markierung) und den Druckverlauf ΔP (Druck im Patientengasmodul relativ zum Umgebungsdruck, „x“-Markierung) mit und ohne Leckage. Das Druckmanöver mit ausgeschalteter Probengaspumpe ist gekennzeichnet durch konstante O₂- und CO₂-Verläufe. Zur besseren Darstellung der Signifikanz dieser Prüfung wurde das Druckmanöver mit (Zeitbereich $t \approx 90\text{s} \dots 100\text{s}$) und ohne Leckage (Zeitbereich $t \approx 105\text{s} \dots 125\text{s}$) durchgeführt. Die Unterschiede sind in der **Fig. 8** deutlich zu erkennen.

[0054] Die in der vorstehenden Beschreibung, den Ansprüchen und den Zeichnungen offenbarten Merkmale können sowohl einzeln als auch in beliebiger Kombination für die Verwirklichung von Ausführungsbeispielen in ihren verschiedenen Ausgestaltungen von Bedeutung sein und - soweit sich nicht aus der Beschreibung etwas anderes ergibt - beliebig miteinander kombiniert werden.

[0055] Obwohl manche Aspekte im Zusammenhang mit einer Vorrichtung beschrieben wurden, versteht es sich, dass diese Aspekte auch eine Beschreibung des entsprechenden Verfahrens darstellen, so dass ein Block oder ein Bauelement einer Vorrichtung auch als ein entsprechender Verfahrensschritt oder als ein Merkmal eines Verfahrensschrittes zu verstehen ist. Analog dazu stellen Aspekte, die im Zusam-

menhang mit einem oder als ein Verfahrensschritt beschrieben wurden, auch eine Beschreibung eines entsprechenden Blocks oder Details oder Merkmals einer entsprechenden Vorrichtung dar.

[0056] Je nach bestimmten Implementierungsanforderungen können Ausführungsbeispiele der Erfindung in Hardware oder in Software implementiert sein. Die Implementierung kann unter Verwendung eines digitalen Speichermediums, beispielsweise einer Floppy-Disk, einer DVD, einer Blu-Ray Disc, einer CD, eines ROM, eines PROM, eines EPROM, eines EEPROM oder eines FLASH-Speichers, einer Festplatte oder eines anderen magnetischen oder optischen Speichers durchgeführt werden, auf dem elektronisch lesbare Steuersignale gespeichert sind, die mit einer programmierbaren Hardwarekomponente derart zusammenwirken können oder zusammenwirken, dass das jeweilige Verfahren durchgeführt wird.

[0057] Eine programmierbare Hardwarekomponente kann durch einen Prozessor, einen Computerprozessor (CPU = Central Processing Unit), einen Grafikprozessor (GPU = Graphics Processing Unit), einen Computer, ein Computersystem, einen anwendungsspezifischen integrierten Schaltkreis (ASIC = Application-Specific Integrated Circuit), einen integrierten Schaltkreis (IC = Integrated Circuit), ein Ein-Chip-System (SOC = System on Chip), ein programmierbares Logikelement oder ein feldprogrammierbares Gatterarray mit einem Mikroprozessor (FPGA = Field Programmable Gate Array) gebildet sein.

[0058] Das digitale Speichermedium kann daher maschinen- oder computerlesbar sein. Manche Ausführungsbeispiele umfassen also einen Datenträger, der elektronisch lesbare Steuersignale aufweist, die in der Lage sind, mit einem programmierbaren Computersystem oder einer programmierbaren Hardwarekomponente derart zusammenzuwirken, dass eines der hierin beschriebenen Verfahren durchgeführt wird. Ein Ausführungsbeispiel ist somit ein Datenträger (oder ein digitales Speichermedium oder ein computerlesbares Medium), auf dem das Programm zum Durchführen eines der hierin beschriebenen Verfahren aufgezeichnet ist.

[0059] Allgemein können Ausführungsbeispiele der vorliegenden Erfindung als Programm, Firmware, Computerprogramm oder Computerprogrammprodukt mit einem Programmcode oder als Daten implementiert sein, wobei der Programmcode oder die Daten dahin gehend wirksam ist bzw. sind, eines der Verfahren durchzuführen, wenn das Programm auf einem Prozessor oder einer programmierbaren Hardwarekomponente abläuft. Der Programmcode oder die Daten kann bzw. können beispielsweise auch auf einem maschinenlesbaren Träger oder Datenträger gespeichert sein. Der Programmcode oder die Daten können unter anderem als Quellcode, Maschi-

nencode oder Bytecode sowie als anderer Zwischen-code vorliegen.

[0060] Ein weiteres Ausführungsbeispiel ist ferner ein Datenstrom, eine Signalfolge oder eine Sequenz von Signalen, der bzw. die das Programm zum Durchführen eines der hierin beschriebenen Verfahren darstellt bzw. darstellen. Der Datenstrom, die Signalfolge oder die Sequenz von Signalen kann bzw. können beispielsweise dahin gehend konfiguriert sein, um über eine Datenkommunikationsverbindung, beispielsweise über das Internet oder ein anderes Netzwerk, transferiert zu werden. Ausführungsbeispiele sind so auch Daten repräsentierende Signalfolgen, die für eine Übersendung über ein Netzwerk oder eine Datenkommunikationsverbindung geeignet sind, wobei die Daten das Programm darstellen.

[0061] Ein Programm gemäß eines Ausführungsbeispiels kann eines der Verfahren während seiner Durchführung beispielsweise dadurch umsetzen, dass dieses Speicherstellen ausliest oder in diese ein Datum oder mehrere Daten hinein schreibt, wodurch gegebenenfalls Schaltvorgänge oder andere Vorgänge in Transistorstrukturen, in Verstärkerstrukturen oder in anderen elektrischen, optischen, magnetischen oder nach einem anderen Funktionsprinzip arbeitenden Bauteile hervorgerufen werden. Entsprechend können durch ein Auslesen einer Speicherstelle Daten, Werte, Sensorwerte oder andere Informationen von einem Programm erfasst, bestimmt oder gemessen werden. Ein Programm kann daher durch ein Auslesen von einer oder mehreren Speicherstellen Größen, Werte, Messgrößen und andere Informationen erfassen, bestimmen oder messen, sowie durch Schreiben in eine oder mehrere Speicherstellen eine Aktion bewirken, veranlassen oder durchführen sowie andere Geräte, Maschinen und Komponenten ansteuern.

[0062] Die oben beschriebenen Ausführungsbeispiele stellen lediglich eine Veranschaulichung der Prinzipien der vorliegenden Erfindung dar. Es versteht sich, dass Modifikationen und Variationen der hierin beschriebenen Anordnungen und Einzelheiten anderen Fachleuten einleuchten werden. Deshalb ist beabsichtigt, dass die Erfindung lediglich durch den Schutzzumfang der nachstehenden Patentansprüche und nicht durch die spezifischen Einzelheiten, die anhand der Beschreibung und der Erläuterung der Ausführungsbeispiele hierin präsentiert wurden, beschränkt sei.

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

- US 8033280 B2 [0004]
- WO 2014/068000 A1 [0005]
- WO 2004/076944 A2 [0005]

Zitierte Nicht-Patentliteratur

- „End-Tidal CO2 Excretion Waveform and Error with Gas Sampling Line Leak“, Zupan, Joanne MD; Martin, Michael MD; Benumof, Jonathan L. MD , Anesthesia & Analgesia: June 1988 - Volume 67 - Issue 6 - ppg 579-581 [0026]

Patentansprüche

1. Verfahren (10) zur Detektion eines Lecks in einem Patientengasmodul, das einen kontinuierlichen Probengasstrom von einem beatmeten Patienten (20) absaugt und analysiert, mit

Bestimmen (12) eines ersten zeitlichen Verlaufs einer Kohlendioxidkonzentration in einem Atemgasgemisch des Patienten (20);

Bestimmen (14) eines zweiten zeitlichen Verlaufs einer Konzentration eines anderen, sich von Kohlendioxid unterscheidenden Gases in dem Atemgasgemisch;

Bestimmen (16) eines statistischen Ähnlichkeitsmaßes zwischen dem ersten und dem zweiten zeitlichen Verlauf; und

Detektieren (18) des Lecks basierend auf dem Ähnlichkeitsmaß.

2. Verfahren (10) gemäß Anspruch 1, wobei das andere Gas Sauerstoff, Lachgas oder ein Narkosegas ist.

3. Verfahren (10) gemäß einem der vorangehenden Ansprüche, wobei das Ähnlichkeitsmaß einer Phasenverschiebung zwischen dem ersten und dem zweiten Verlauf entspricht.

4. Verfahren (10) gemäß einem der vorangehenden Ansprüche, wobei das Bestimmen (16) des Ähnlichkeitsmaßes ein Bestimmen einer für ein Leck eigentümlichen Verformung in dem ersten oder dem zweiten Verlauf umfasst.

5. Verfahren (10) gemäß einem der vorangehenden Ansprüche, wobei das Ähnlichkeitsmaß ein Maß für eine Symmetrie zwischen dem ersten und dem zweiten Verlauf ist.

6. Verfahren (10) gemäß einem der vorangehenden Ansprüche, wobei das Ähnlichkeitsmaß eine Kovarianz zwischen dem ersten und dem zweiten zeitlichen Verlauf der Konzentrationen ist.

7. Verfahren (10) gemäß einem der vorangehenden Ansprüche, wobei das Ähnlichkeitsmaß eine Kovarianz zwischen einem ersten und einem zweiten zeitlichen Verlauf von Konzentrationsänderungen ist.

8. Verfahren (10) gemäß einem der vorangehenden Ansprüche, ferner umfassend Vergleichen des Ähnlichkeitsmaßes mit einem Schwellenwert und Detektieren des Lecks basierend auf dem Schwellenwertvergleich.

9. Verfahren (10) gemäß Anspruch 8, ferner umfassend Kalibrieren des Schwellenwertes basierend auf einer Referenzmessung an dem Beatmungssystem ohne Leck.

10. Verfahren (10) gemäß einem der vorangehenden Ansprüche, ferner umfassend Bestimmen einer Laufzeit des Atemgasgemischs von dem Patienten (20) über eine Probengasleitung (52) zu einem Patientengasmodul (50).

11. Verfahren (10) gemäß Anspruch 10, ferner umfassend Bestimmen einer Laufzeit von Konzentrationsänderungen in dem Atemgasgemisch und Bestimmen des Ähnlichkeitsmaßes basierend auf den Laufzeiten.

12. Verfahren (10) gemäß Anspruch 11, ferner umfassend Bestimmen der Laufzeit basierend auf Konzentrationsänderungen über der Zeit oder basierend auf einer Bewertung von Konzentrationsänderungen vor und nach einem Beginn von Atemphasen.

13. Verfahren (10) gemäß einem der vorangehenden Ansprüche, ferner umfassend Durchführen einer Druckmessung an dem Beatmungssystem (40), wenn ein Leck detektiert wurde.

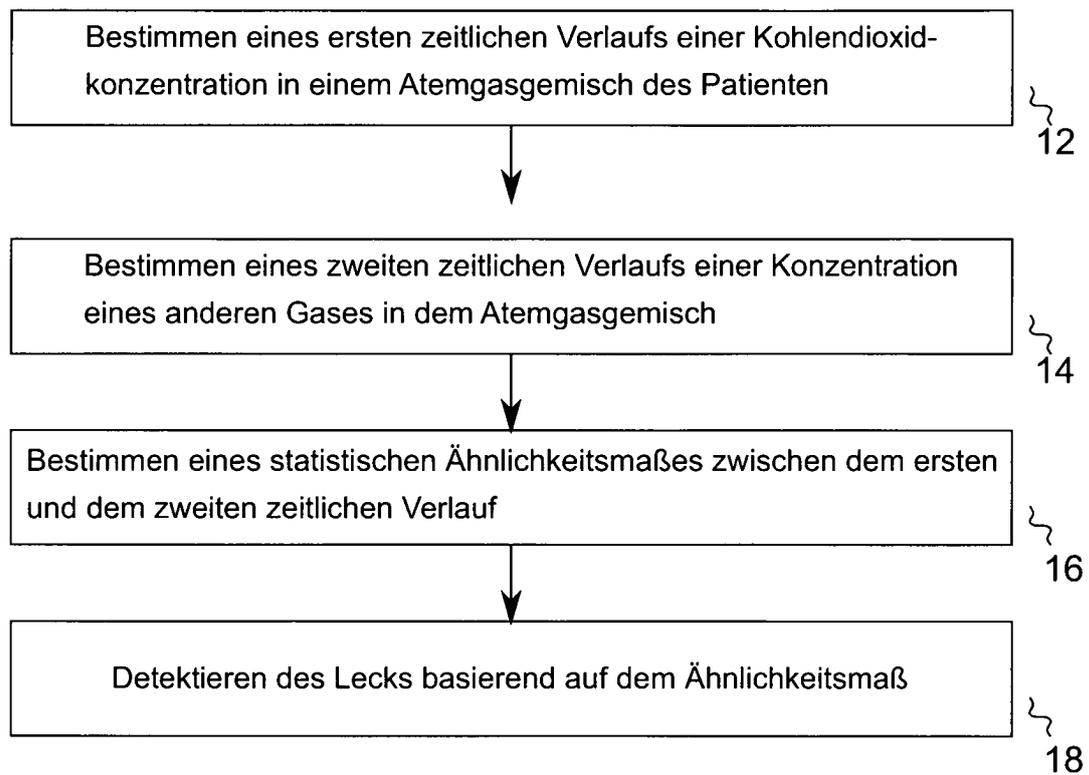
14. Computerprogramm mit einem Programmcode zur Durchführung eines der Verfahren gemäß einem der vorangehenden Ansprüche, wenn der Programmcode auf einem Computer, einem Prozessor oder einer programmierbaren Hardwarekomponente ausgeführt wird.

15. Vorrichtung (30) zum Durchführen eines der Verfahren (10) eines der Ansprüche 1 bis 13.

16. Beatmungssystem (40) für einen Patienten (20) mit der Vorrichtung (30) gemäß Anspruch 15.

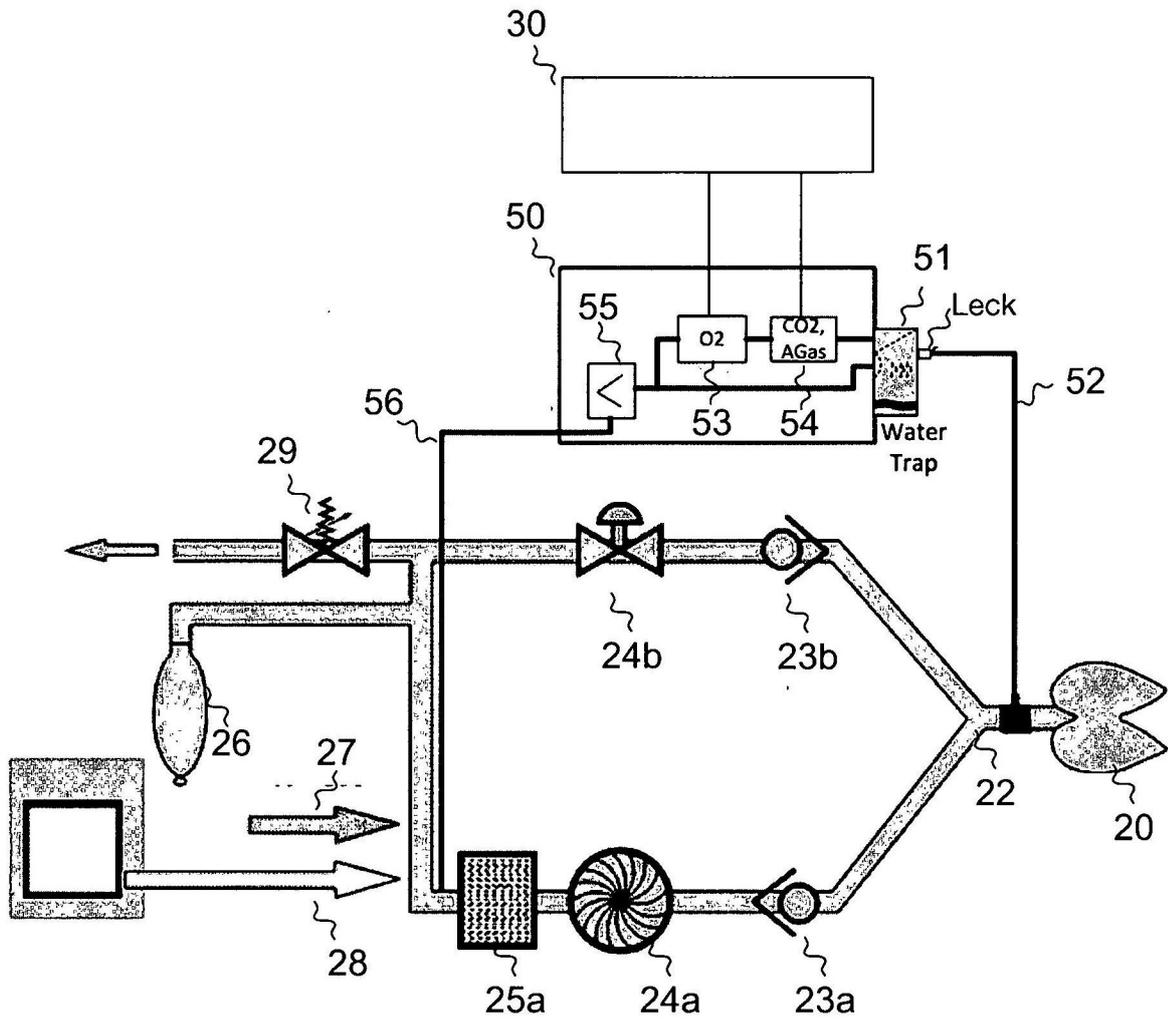
Es folgen 8 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen



10

Fig. 1



40

Fig. 2

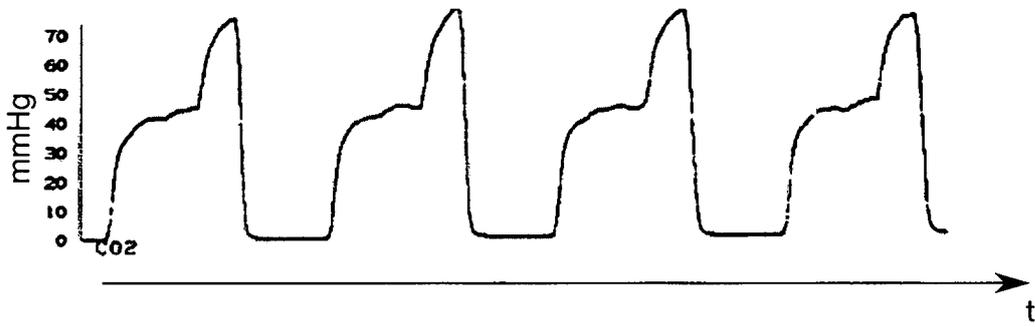


Fig. 3

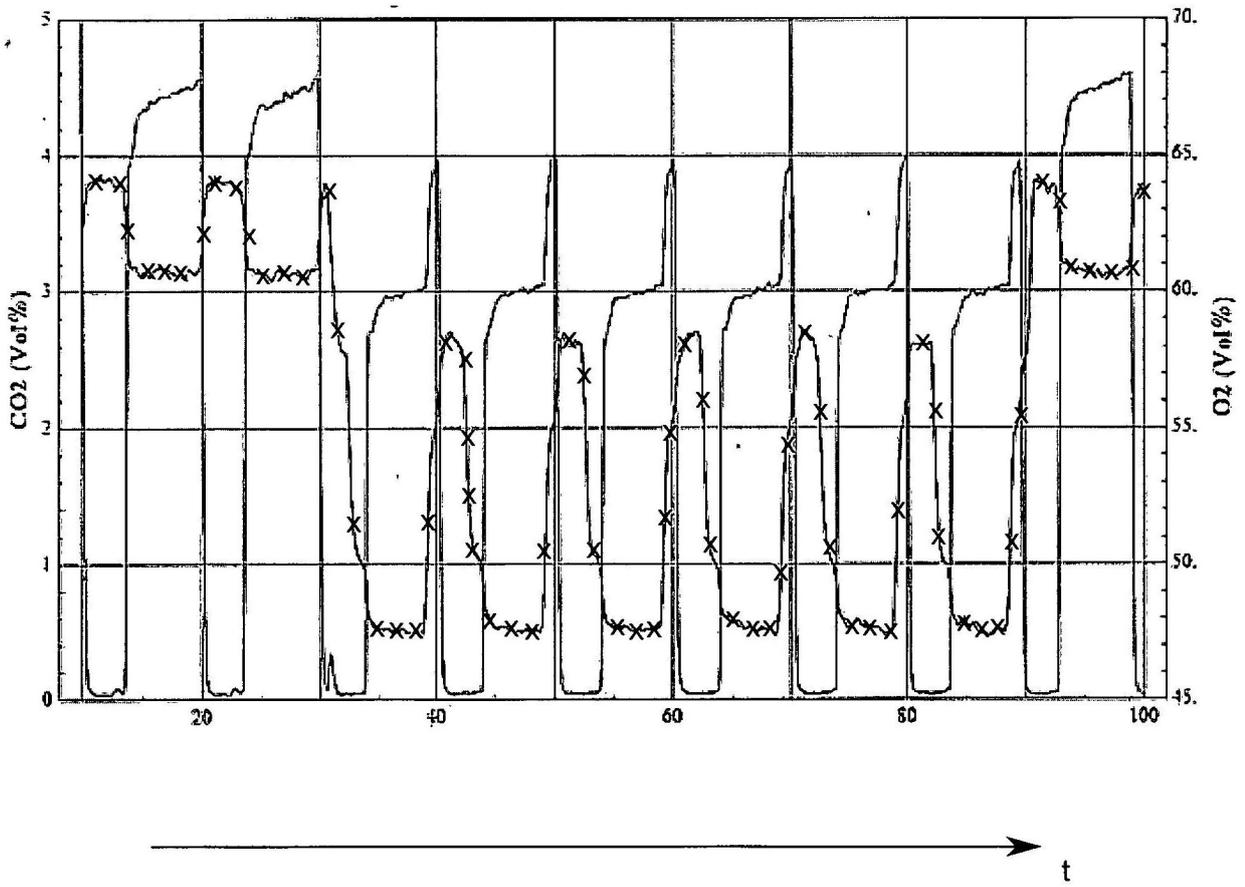


Fig. 4

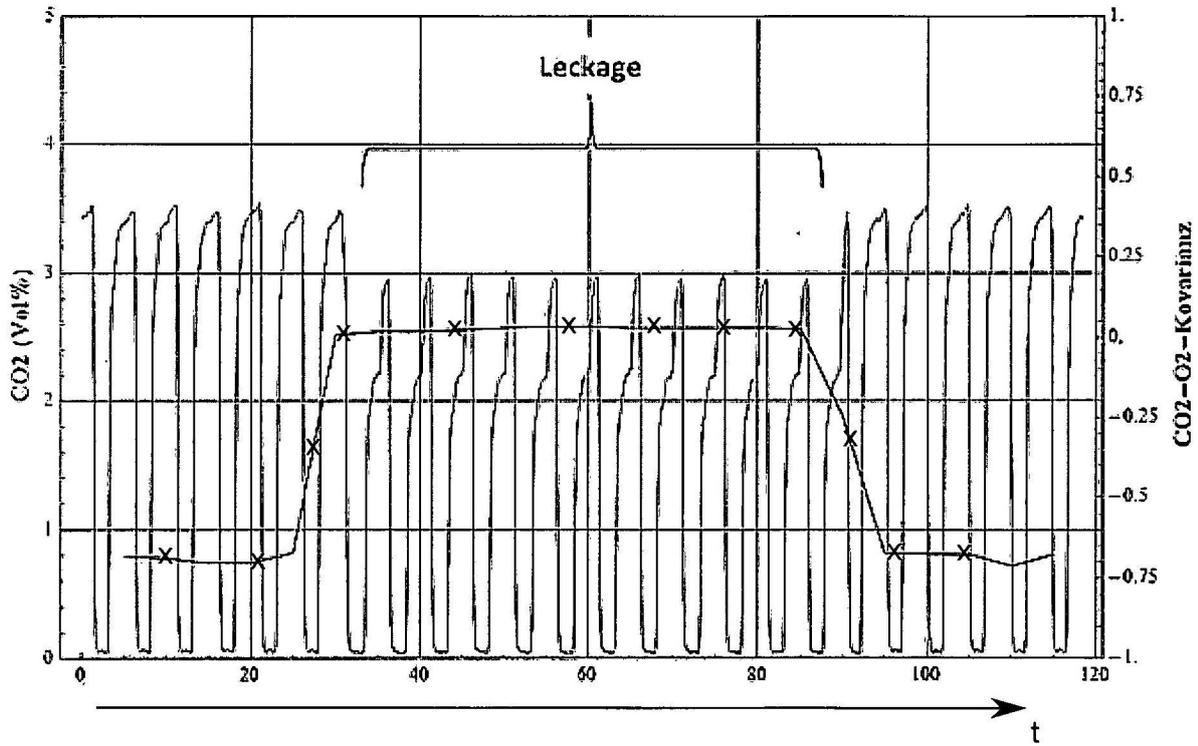


Fig. 5

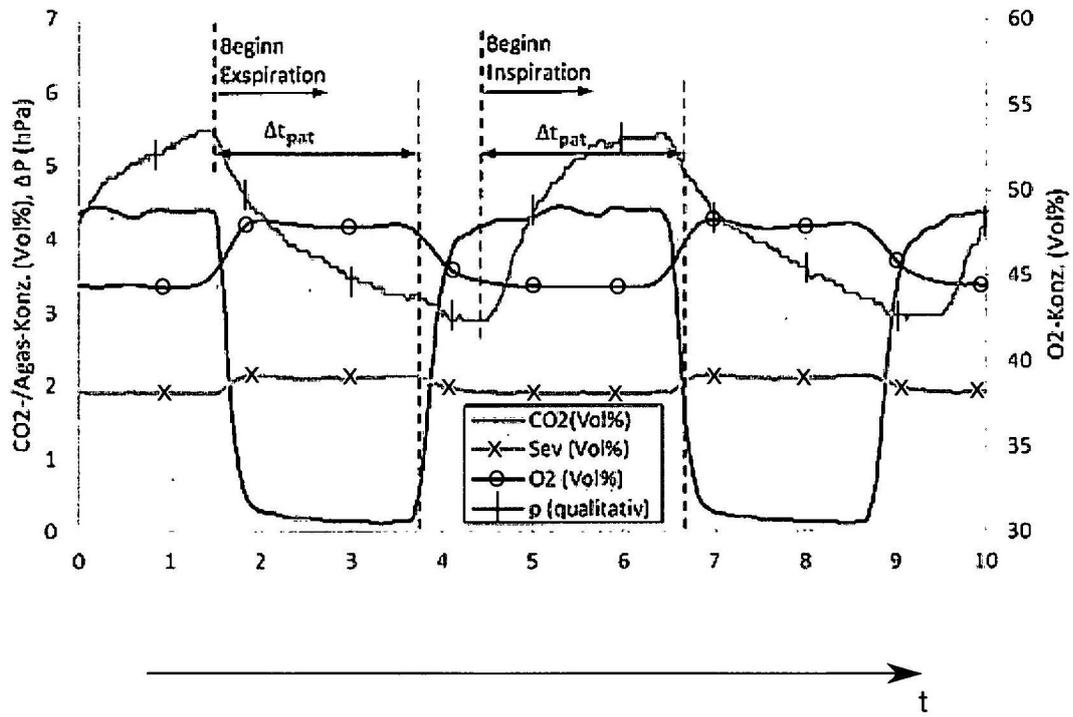


Fig. 6

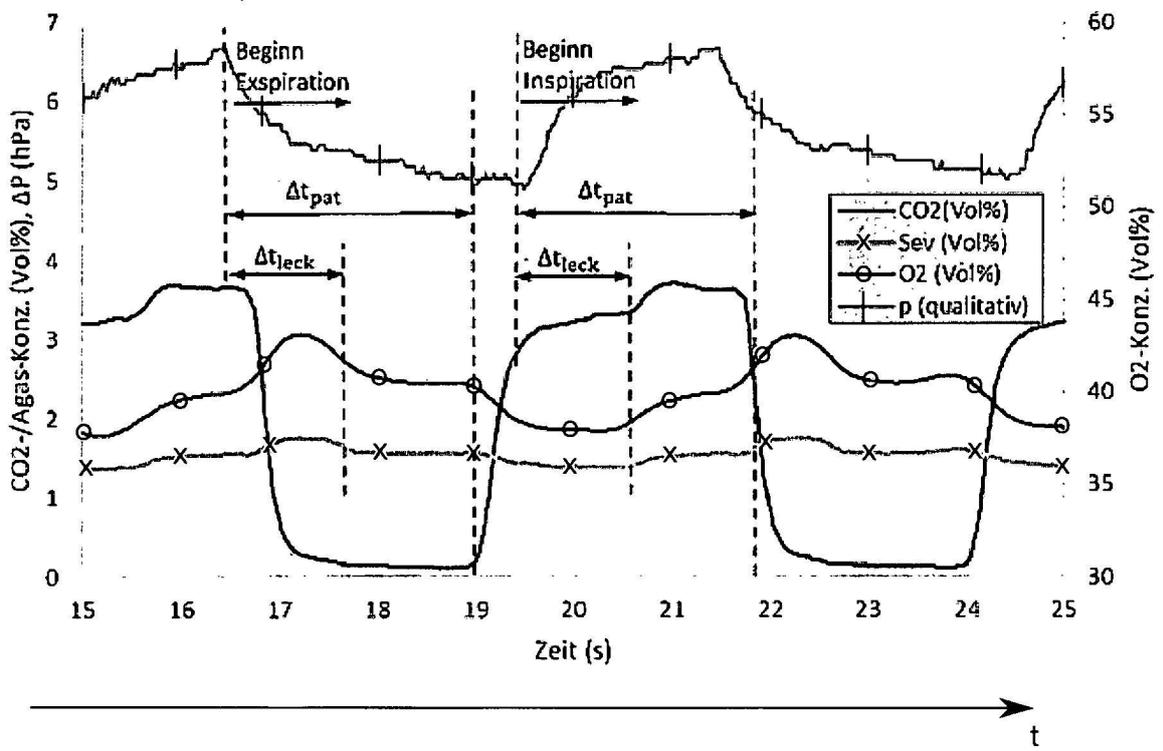


Fig. 7

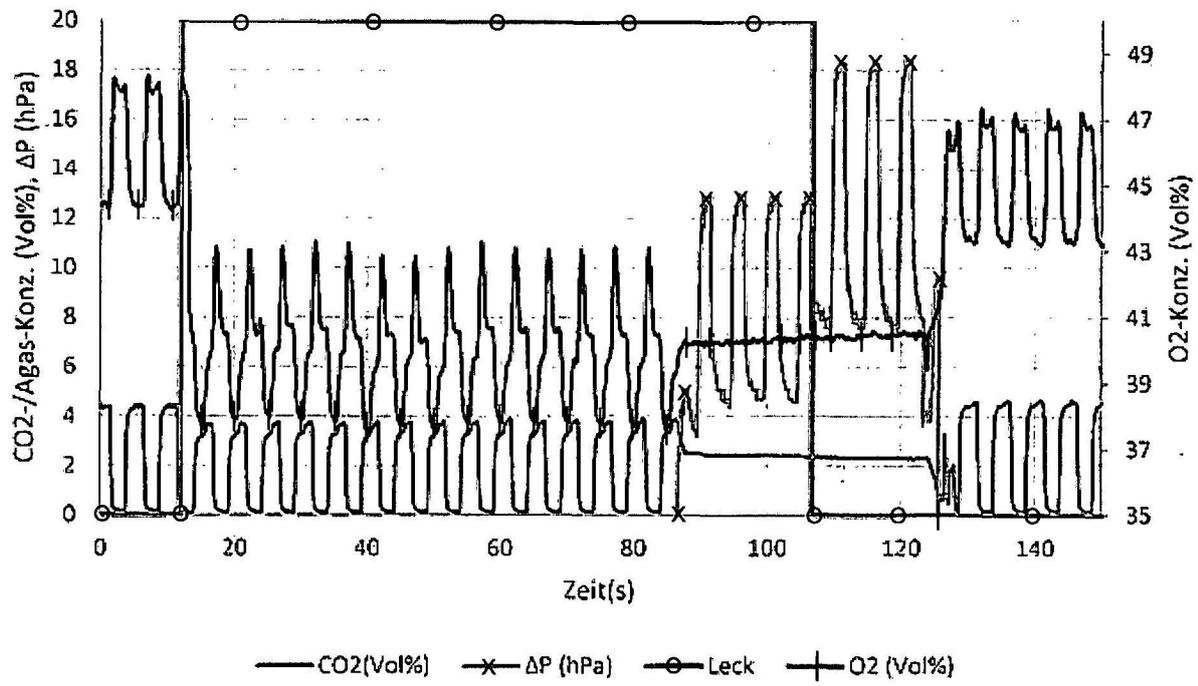


Fig. 8