



(12) **Offenlegungsschrift**

(21) Aktenzeichen: **10 2009 023 965.0**

(22) Anmeldetag: **05.06.2009**

(43) Offenlegungstag: **14.10.2010**

(51) Int Cl.⁸: **A61M 16/00** (2006.01)
A61B 5/08 (2006.01)

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

(72) Erfinder:
**Eger, Marcus, Dr., 23562 Lübeck, DE; Handzuj,
Thomas, 23568 Lübeck, DE; Zhao, Zhanqi, 79106
Freiburg, DE; Möller, Knut, Prof. Dr., 79199
Kirchzarten, DE**

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

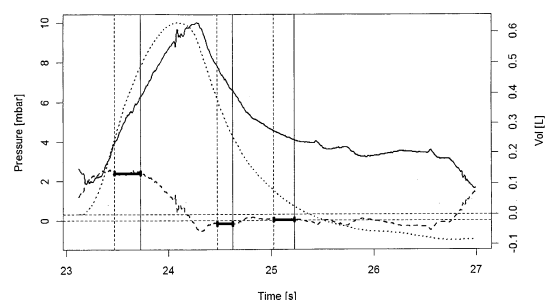
DE 10 2007 062214 B3

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

(54) Bezeichnung: **Beatmungsvorrichtung mit einer selbsttätig gesteuerten druckunterstützenden Beatmung**

(57) Zusammenfassung: Die Beatmungsvorrichtung mit einem einstellbaren Druck- oder Volumenstromverlauf weist eine Steuer- und Auswerteeinheit auf, die dazu eingerichtet ist, die Resistance R und den alveolaren Druck $P_{alv}(t)$ zu bestimmen und die funktionelle Abhängigkeit von $P_{alv}(t)$ und des Atemvolumens $Vol(t)$ auf Zeitintervalle hin zu untersuchen, in denen ein Maß für die Güte einer linearen funktionellen Abhängigkeit von $P_{alv}(t)$ und $Vol(t)$ ein vorgegebenes Schwellenkriterium erfüllt und nur in den so ermittelten Zeitintervallen die Elastance E oder Compliance C aus der Steigung des alveolaren Druckes $P_{alv}(t)$ in Abhängigkeit vom Volumen $Vol(t)$ zu bestimmen.



Beschreibung

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft eine Beatmungsvorrichtung und ein Verfahren zum automatischen Steuern einer Beatmungsvorrichtung zur druckunterstützenden Ventilation, wobei die Beatmungsvorrichtung einen Ventilator zur Zufuhr von Atemgas mit einem einstellbaren Druck, Einrichtungen zur Aufnahme von Messwerten für Atemwegsdruck $P_{aw}(t)$ und Volumenstrom $flow(t)$ und zum Bestimmen des Atemvolumens $Vol(t)$ und einer Steuer- und Auswerteeinheit zur Steuerung der Beatmungsvorrichtung für eine druckunterstützende Ventilation unter Heranziehung der lungenmechanischen Parameter Resistance und Elastance oder Compliance, die gemäß dem Verfahren und der Beatmungsvorrichtung automatisch bestimmt werden.

[0002] Ziel der Beatmung ist die Unterstützung der Atemmuskulatur, um eine hinreichende Sauerstoffversorgung (Oxygenierung) und Kohlendioxid-Elimination zu erreichen. Sind die lungenmechanischen Eigenschaften (Resistance und Elastance (= $1/Compliance$)) eines Patienten bekannt, kann damit die spontane Atemaktivität rechnerisch ermittelt werden. Die Beatmungsvorrichtung kann dann abhängig vom Grad der Atemaktivität des Patienten die Atemarbeit vollständig übernehmen oder, bei unterstützten Verfahren, die Atemarbeit erleichtern. Im ersten Fall ist der Patient zum Beispiel durch Sedierung passiv und auf vollständige Beatmung angewiesen. Im zweiten Fall atmet der Patient spontan und muss durch die Beatmungsvorrichtung lediglich unterstützt werden. Hierbei ergibt sich die schwierige Aufgabe, Synchronität zwischen dem Patienten und der Beatmungsvorrichtung herzustellen. In der Vergangenheit wurden spontan atmende Patienten häufig sediert, um die Beatmung korrekt einzustellen und die Synchronität zwischen und Beatmungsvorrichtung zu erzwingen. Diese Vorgehensweise ist nach heutigem Wissen nicht mehr akzeptabel, da wegen der Gefahr der Verlegung der Atemwege eine Intubation nötig sein kann und damit ein hohes Risiko der Lungenschädigung durch aktive Atmung eingegangen wird. Die Aufrechterhaltung der Spontanatmung ist heutzutage ein hohes Ziel in der klinischen Behandlung.

[0003] Die Kenntnis der lungenmechanischen Parameter ist notwendig, um bei proportional unterstützender Beatmung (PAV bzw. PPS) die Unterstützungswerte Flow-Assist (FA) und Volume-Assist (VA) einzustellen. Die Anpassung der Unterstützung ist nicht nur zu Beginn notwendig, sondern auch immer wieder im Verlauf, denn die lungenmechanischen Eigenschaften können sich zum Beispiel bei Umlagerung oder Einsetzen von Verschleimung verändern. Da dies im klinischen Alltag nur schwer realisierbar ist und eine berechtigte Angst der Ärzte existiert, Run-Aways zu verursachen (d. h. eine Überkompensation, die eine Instabilität des Beatmungsmodus zur

Folge hat und bei falsch eingestellten Alarmgrenzen den Patienten gefährden könnte oder zumindest dessen Atemarbeit erhöht), gibt es für diese Art der proportional unterstützenden Beatmung trotz ihrer physiologischen Vorteile nur eine geringe praktische Akzeptanz.

[0004] Bei Verfahren mit "Proportional Assist Ventilation" (siehe z. B. Younes, M. "Proportional Assist Ventilation" in: Tobin M. J., ed. "Principles and practice of mechanical ventilation", New York, McGraw-Hill, 1994, Seiten 349–369) wird eine Druckunterstützung generiert, die einen Anteil proportional zum aktuell vorhandenen Volumenstrom (Flow) sowie einen Anteil proportional zum Volumen beinhaltet. Der Grad der Unterstützung wird durch die Einstellwerte Flow-Assist (FA) und Volume-Assist (VA) vorgegeben. Durch die positive Rückkopplung des Volumenstroms und des Volumens realisiert diese Beatmungsform eine Art Servosteuerung, die es ermöglicht, getrennt Anteile der resistiven und elastischen Widerstände des Atemsystems zu kompensieren und damit dem Patienten quantitativ Atemarbeit abzunehmen. Hierzu muss allerdings ein hinreichend genauer Schätzwert für die tatsächliche Resistance (R) und Elastance (E) zur Verfügung stehen, da es sonst zu Instabilitäten (den sogenannten Run-Aways) und möglicherweise zu einer Lungenschädigung durch Barotrauma kommen kann.

[0005] Weiter gibt es seit längerem Anstrengungen, R und E während Spontanatmung verlässlich und minimalinvasiv zu bestimmen (siehe z. B. WO 97/22377 A1). Die besondere Schwierigkeit liegt darin, dass die Spontanatemaktivität des Patienten große Schätzfehler bei der Bestimmung der atemmechanischen Parameter verursachen kann. Eine bekannte Vorgehensweise ist das Einbringen von Störmanövern in das Atemmuster (z. B. durch eine kurzzeitige Okklusion) zu Zeitpunkten, bei denen eine passive Atemphase vermutet wird, und die nachfolgende Analyse der gestörten respiratorischen Signale. Allerdings ist nicht garantiert, dass sich der Patient zur Zeit des Manövers in einer ungestörten Phase des Atemzyklus befindet, und damit die Validität der Messung nicht garantiert; sie kann auch im nachhinein nicht nachgewiesen werden. Dies liegt daran, dass sich die Atemmuskulatur aufgrund von starken Korrelationen weder signaltheoretisch noch statistisch von dem maschinellen Atmungsmuster trennen lässt.

[0006] Von dem Unternehmen Covidien/Tyco/Puritan/Gennett wird die Beatmungsvorrichtung PB840 mit dem Beatmungsmodus PAV+ auf den Markt gebracht, das eine automatische Einstellung der Unterstützungslieferung soll. Allerdings sind die bestimmten Parameter für die Resistance (R) und Elastance (E) bzw. Compliance ($C = 1/E$) ungenau, so dass eine sichere Kompensation der Atemarbeit nur bei geringen Unterstützungsgraden (d. h. bei niedrigen Unterstüt-

zungswerten FA und VA) möglich ist.

[0007] Die Beatmungsvorrichtung PB840 mit dem implementierten Verfahren PAV+ verwendet auch Okklusionen, also kurzzeitige Verschlüsse der Atemgaszuleitung zu dem Patienten, jeweils nach Beendigung der Einatmung des Patienten. Diese Okklusionen sind relativ lang (300 ms) und stören daher deutlich das Atemmuster des Patienten. Weiterhin erfolgt die Okklusion zu einem Zeitpunkt im Atemzyklus, bei dem es – anders als für die Wirksamkeit des Verfahrens vorauszusetzen wäre – häufig starke Atemaktivität des Patienten gibt. Hieraus folgen Fehler bei der Berechnung der lungenmechanischen Parameter Resistance (R) und Elastance (E) sowie eine hohe Streuung der Zahlenwerte. Da diese Parameter R und E für die Einstellung der Unterstützungswerte FA und VA herangezogen werden, ist eine sichere Kompensation der Atemarbeit folglich nur im Rahmen von niedrigen Unterstützungswerten möglich.

[0008] Es ist Aufgabe der vorliegenden Erfindung, eine Beatmungsvorrichtung und ein Verfahren zu dessen automatischer Steuerung anzugeben, mittels derer die Elastance bzw. Compliance genauer und zuverlässiger bestimmt werden kann.

[0009] Zur Lösung dieser Aufgabe dient die Beatmungsvorrichtung mit den Merkmalen des Patentanspruchs 1 und das Verfahren zu deren Betrieb nach Patentanspruch 11. Bevorzugte Ausführungsformen der Erfindung sind in den Unteransprüchen angegeben.

[0010] Die erfindungsgemäße Beatmungsvorrichtung hat einen Ventilator zur Zufuhr von Atemgas mit einem einstellbaren Druck- oder Volumenstromverlauf, Einrichtungen zur Aufnahme von Messwerten für Atemwegsdruck $P_{aw}(t)$ und Volumenstrom $Flow(t)$ und zum Bestimmen des Atemvolumens $Vol(t)$ und eine Steuer- und Auswerteeinheit. Die Steuer- und Auswerteeinheit ist zunächst dazu eingerichtet, die Resistance R zu bestimmen, wobei dazu das in der Patentanmeldung EP 1972274 A1 beschriebene Verfahren unter Verwendung von sehr kurzen Okklusionen von etwa 100 ms angewendet werden kann; alternativ kann die Resistance durch das in dem oben diskutierten Artikel "Proportional Assist Ventilation" von Younes oder durch eine herkömmliche Verfahrensweise, bei der der Patient passiv (zum Beispiel sediert) ist, oder durch irgendeine andere bekannte Methode bestimmt werden. Die zuerst genannte Methode zur Bestimmung der Resistance (Compliance) mittels wiederholter kurzer Okklusionen (sogenannte P0.1-Okklusionen) ist bevorzugt, da diese P0.1-Okklusionen so kurz sind, dass sie vom Patienten kaum wahrgenommen werden und daher die Atemaktivität nicht stören. Weiterhin sind sie klinisch akzeptiert und werden zum Beispiel im Rahmen der Entwöhnung wiederholt angewendet, um den Atemantrieb zu

messen.

[0011] Die Steuer- und Auswerteeinheit ist dazu vorbereitet, aus dem Messwert für den Volumenstrom $Flow(t)$ und dem bestimmten Wert für die Resistance R die resistive Druckkomponente $Flow(t) \cdot R$ zu ermitteln und diese vom gemessenen Atemwegsdruck $P_{aw}(t)$ zu subtrahieren, um so den Alveolardruck $P_{alv}(t)$ zu bestimmen und als Funktion der Zeit aufzunehmen.

[0012] Die Steuer- und Auswerteeinheit ist nun erfindungsgemäß weiter dazu vorbereitet, die funktionelle Abhängigkeit von $P_{alv}(t)$ und $Vol(t)$ zu analysieren und auf bestimmte Zeitintervalle hin abzusuchen, nämlich indem mit variablen Zeitintervalllängen die Abhängigkeit von $P_{alv}(t)$ und $Vol(t)$ auf Zeitintervalle hin untersucht wird, in denen ein Maß für die Güte einer linearen funktionellen Abhängigkeit von $P_{alv}(t)$ und $Vol(t)$ ein vorgegebenes Schwellenkriterium erfüllt, d. h. es wird mit variablen Intervalllängen nach Zeitintervallen gesucht, in denen nur minimale Abweichungen von der Linearität vorhanden sind, so dass auf diese Weise Phasen, in denen eine stark veränderliche Spontanatmung besteht, ausgelassen werden, so dass Berechnungsfehler aufgrund von Spontanatmung verringert werden. Nur in den so ermittelten Zeitintervallen wird schließlich die Elastance oder Compliance aus der Steigung des Alveolardruckes $P_{alv}(t)$ in Abhängigkeit vom Volumen $Vol(t)$ bestimmt.

[0013] Als Maß für die Güte der linearen funktionellen Abhängigkeit können in den Zeitintervallen mit variabler Intervalllänge jeweils lineare Regressionen durchgeführt und jeweils eine die Residuen der linearen Regression kumulierende Funktion, z. B. die Varianz, einem vorgegebenen Schwellenkriterium unterzogen werden, wobei sich die Varianz aus der Summe der quadratischen Residuen (Abweichungen der Geraden von den Messpunkten) ergibt. Die Varianz kann zum Beispiel dazu verwendet werden, um die Vertrauensgrenzen zu einem vorgegebenen Prozentsatz, vorzugsweise die 95% Vertrauensgrenze, für den durch die lineare Regression bestimmten Parameter zu ermitteln, und diese Vertrauensgrenzen können einem vorgegebenen Schwellenkriterium unterzogen werden.

[0014] Es hat sich herausgestellt, dass ein besonders sensitives Maß für die Güte der linearen funktionellen Abhängigkeit erhalten wird, indem die Differenz der Vertrauensgrenzen der in der Regression bestimmten Elastance bestimmt und diese Differenz auf die Wurzel der Anzahl der Datenwerte in dem Zeitintervall und den in der Regression ermittelten Wert für die Elastance normiert wird; dieser so gebildete Wert stellt sozusagen ein normiertes Fehlerintervall da, für das gefordert werden kann, dass es unterhalb eines vorgegebenen Schwellenwertes liegen soll,

was bedeutet, dass die in der linearen Regression bestimmte Elastance (Compliance) einen kleinen Fehler hat.

[0015] Alternativ kann die Steuer- und Auswerteeinheit dazu vorbereitet sein, als Maß für die Güte der linearen funktionellen Abhängigkeit jeweils lineare Regressionen in den Zeitintervallen mit variablen Intervalllängen durchzuführen und jeweils als Maß für die Güte den Korrelationskoeffizienten der jeweiligen Regressionen zu verwenden, wobei als vorgegebenes Schwellenkriterium eine minimale Abweichung des Korrelationskoeffizienten von 1 zugelassen wird.

[0016] Vorzugsweise ist die Steuer- und Auswerteeinheit weiter dazu vorbereitet, falls innerhalb eines Atemzyklus mehrere Zeitintervalle, die das Schwellenkriterium erfüllen, ermittelt werden, die in diesen Zeitintervallen berechneten Werte für die Elastance (oder Compliance) zusammenzufassen, indem zunächst ein Ausreißertest durchgeführt und festgestellte Ausreißer verworfen werden und die verbleibenden Werte zu einem Mittel- oder Medianwert zusammengefasst werden. Zusätzlich kann die Steuer- und Auswerteeinheit dazu vorbereitet sein, die in mehreren Zeitintervallen über aufeinanderfolgende Atemzüge hinweg berechneten Werte für die Elastance (oder Compliance) zusammenzufassen, indem zunächst ein Ausreißertest durchgeführt und festgestellte Ausreißer verworfen werden und die verbleibenden Werte zu einem Mittel- oder Medianwert zusammengefasst werden.

[0017] Die erfindungsgemäß mit der Vorrichtung oder dem Verfahren bestimmte Elastance oder Compliance kann dann zusammen mit der anderweitig bestimmten Resistance zu verschiedenen Zwecken verwendet werden:

- Zur Einstellung des Unterstützungsgrades bei proportionaler Druckunterstützung (Proportional Pressure Support oder Proportional Assist Ventilation),
- zur automatischen Einstellung einer Rampe bei Pressure Support wie in DE 10 2007 033 546 B3 beschrieben, für den Einsatz von Gasaustauschmodellen zur optimierten Beatmung,
- zur Diagnose- oder Monitorzwecken,
- zur Berechnung des Atemmuskeldruckes (P_{mus}),
- um damit maschinelle Atemhübe zu triggern oder zu beenden,
- als Differenzsignal zur Skalierung eines nicht pneumatischen Muskelaktivitätssignals, zum Beispiel des sEMG-Signals wie in der Patentanmeldung DE 10 2007 062 214 beschrieben, zu dienen,
- bei der Bestimmung des Grads der Atemmuskelschöpfung verwendet zu werden,
- bei einer Strategie zur Entwöhnung von der Beatmung herangezogen zu werden,
- allgemein zu Diagnose- oder Monitorzwecken

angezeigt zu werden,
– zur medizinischen Entscheidungsunterstützung verwendet zu werden, beispielsweise zur frühzeitigen Bestimmung des Zeitpunkts der Extubation.

[0018] Die Erfindung wird im Folgenden, anhand der Figuren näher erläutert, in denen:

[0019] [Fig. 1](#) Die Abhängigkeit des Volumens vom alveolären Druck für einen beispielhaften Atemzug zeigt, und

[0020] [Fig. 2](#) die Abhängigkeit des Volumens, des alveolären Drucks und des geschätzten Muskeldrucks von der Zeit für denselben beispielhaften Atemzug aus [Fig. 1](#) zeigt.

[0021] Vor dem Hintergrund der vorliegenden Erfindung lässt sich die Elastance beziehungsweise Compliance in solchen Phasen gut bestimmen, in denen die Atemmuskulaktivität hinlänglich konstant bleibt. Unter Annahme eines 1-Kompartiment-Modells gilt für den Zusammenhang zwischen Muskelaktivität $P_{\text{mus}}(t)$, den lungenmechanischen Parametern (R und E) und den Beatmungssignalen $p_{\text{aw}}(t)$, Volumenstrom $\text{Flow}(t)$, Volumen $\text{Vol}(t)$ die sogenannte Bewegungsgleichung

$$p_{\text{mus}}(t) + P_{\text{aw}}(t) = R \cdot \text{Flow}(t) + E \cdot \text{Vol}(t) + \text{PEEPi}$$

PEEPi hier ist der sogenannte intrinsische PEEP, d. h. der (relativ konstante) in der Lunge verbleibende Druck nach Ausatmung. Nimmt man an, dass die Muskelaktivität in einem Zeitfenster konstant ist, d. h. $p_{\text{mus}}(t) = K$, und zieht man die resistive Druckkomponente $R \cdot \text{Flow}(t)$ vom Atemwegsdruck $p_{\text{aw}}(t)$ ab, ergibt sich der alveoläre Druck $p_{\text{alv}}(t)$ zu

$$P_{\text{alv}}(t) = E \cdot \text{Vol}(t) + \text{PEEPi} - K.$$

[0022] Diese Gleichung zeigt, dass die Elastance E mittels Regression zwischen den Variablen $p_{\text{alv}}(t)$ und $\text{Vol}(t)$ unter Annahme einer konstanten Muskelaktivität $p_{\text{mus}}(t) = K$ bestimmt werden kann.

[0023] Bei spontan atmenden Patienten ändert sich $p_{\text{mus}}(t)$ jedoch laufend. Ein wesentliches Merkmal der vorliegenden Erfindung besteht darin, automatisch solche Zeitintervalle oder Zeitfenster zu finden, in denen $p_{\text{mus}}(t)$ hinlänglich konstant ist, wobei diese Zeitintervalle dadurch identifiziert werden, dass nacheinander Zeitintervalle mit variabler Intervalllänge über den Atemzyklus geschoben werden und jeweils eine lineare Regression von $p_{\text{alv}}(t)$ und $\text{Vol}(t)$ durchgeführt wird und ein Maß für die Güte der Anpassung ermittelt wird. Vorzugsweise wird die Varianz der jeweilige linearen Regression beziehungsweise die daraus abgeleiteten 95% Vertrauensgrenzen einem Schwellenkriterium unterzogen, um die Güte der linearen Abhängigkeit festzustellen. Praktisch werden dazu ite-

rativ Regressionen mit verschiedenen Zeitintervalllängen und Zeitintervalllagen durchgeführt, solange, bis ein Zeitintervall gefunden ist, in dem das Vertrauensintervall für den berechneten Elastance-Wert unter einem vorgegebenen Minimalwert liegt. Dies ist dann der Fall, wenn $p_{\text{mus}}(t)$ in dem so gefundenen Intervall hinreichend konstant ist und gleichzeitig eine maßgebliche Volumenänderung stattfindet, so dass eine Bestimmung der Elastance ohne Störung durch die Muskeltätigkeit möglich ist.

[0024] [Fig. 1](#) zeigt eine Darstellung des Volumens in Abhängigkeit vom alveolären Druck für einen beispielhaften Atemzug. Mit einer erfindungsgemäßen Beatmungsvorrichtung wurde die Abhängigkeit des alveolären Drucks vom Volumen in vielen sukzessiven Schritten unter Variation von Zeitintervalllängen und der Lagen der Zeitintervalle analysiert, indem für jedes sukzessive Zeitintervall eine lineare Regression der Abhängigkeit durchgeführt und ein Maß für die Güte ermittelt und einem Schwellenkriterium unterzogen wurde, wobei im vorliegenden Fall die Differenz der 95%-Vertrauensgrenzen für den in der linearen Regression bestimmten Wert für die Elastance E normiert auf die Wurzel der Anzahl der Datenwerte in dem Zeitintervall und den ermittelten Wert für die Elastance E verwendet wurden und gefordert wurde, dass dieser Wert einen vorgegebenen Minimalwert unterschreitet. Die danach ermittelten Zeitintervalle sind jeweils durch ihren Startpunkt (ungefüllter Kreis) und Endpunkt (gefüllter Kreis) markiert. Die dick gestrichelten Linien zwischen den jeweiligen Start- und Endpunkten stellen die Regressionsgeraden dar, aus denen die Elastance berechnet wird. Die ermittelten Regressionsgeraden sind im Wesentlichen parallel zueinander, das heißt die in dem jeweiligen Zeitintervall ermittelten Elastancewerte variieren kaum.

[0025] [Fig. 2](#) zeigt eine Darstellung der Zeitabhängigkeit der Größen $\text{volumen}(\text{Vol}(t))$, gepunktete Linie), des alveolären Drucks ($P_{\text{alv}}(t)$, durchgezogene Linie) und des geschätzten Muskeldrucks ($P_{\text{mus}}(t)$, gestrichelte Kurve) für denselben beispielhaften Atemzug wie in [Fig. 1](#). Die erfindungsgemäß ermittelten Zeitintervalle sind durch ihren jeweiligen Startzeitpunkt (gestrichelte senkrechte Linie) und Endzeitpunkt (durchgezogene senkrechte Linie) sowie durch dicke horizontale Balken markiert. Aus der Gegenüberstellung mit der Kurve des geschätzten Muskeldrucks $P_{\text{mus}}(t)$ zeigt sich, dass die anhand der Abhängigkeit von $P_{\text{alv}}(t)$ und $\text{Vol}(t)$ ermittelten Zeitintervalle tatsächliche Zeitintervalle identifizieren, in denen sich der anschließend berechnete Muskeldruck $P_{\text{mus}}(t)$ im Wesentlichen nicht ändert.

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

- WO 97/22377 A1 [\[0005\]](#)
- EP 1972274 A1 [\[0010\]](#)
- DE 102007033546 B3 [\[0017\]](#)
- DE 102007062214 [\[0017\]](#)

Zitierte Nicht-Patentliteratur

- Younes, M. "Proportional Assist Ventilation" in: Tobin M. J., ed. "Principles and practice of mechanical ventilation", New York, McGraw-Hill, 1994, Seiten 349–369 [\[0004\]](#)

Patentansprüche

1. Beatmungsvorrichtung mit einem Ventilator zur Zufuhr von Atemgas mit einem einstellbaren Druck- oder Volumenstromverlauf, Einrichtungen zur Aufnahme von Messwerten für Atemwegsdruck $P_{aw}(t)$ und Volumenstrom $Flow(t)$ und zum Bestimmen des Atemvolumens $Vol(t)$ und einer Steuer- und Auswerteeinheit, die dazu eingerichtet ist, die Resistance R zu bestimmen und durch Subtraktion der resistiven Druckkomponente $Flow(t) \cdot R$ vom gemessenen Atemwegsdruck $P_{aw}(t)$ den alveolaren Druck $P_{alv}(t)$ zu bestimmen und als Funktion der Zeit aufzunehmen, die funktionelle Abhängigkeit von $P_{alv}(t)$ und $Vol(t)$ dahingehend zu analysieren, dass mit variablen Intervalllängen die funktionelle Abhängigkeit von $P_{alv}(t)$ und $Vol(t)$ auf Zeitintervalle hin untersucht wird, in denen ein Maß für die Güte einer linearen funktionellen Abhängigkeit von $P_{alv}(t)$ und $Vol(t)$ ein vorgegebenes Schwellenkriterium erfüllt, und nur in den so ermittelten Zeitintervallen die Elastance E oder Compliance C aus der Steigung des alveolaren Druckes $P_{alv}(t)$ in Abhängigkeit vom Volumen $Vol(t)$ zu bestimmen.

2. Beatmungsvorrichtung nach Anspruch 1, wobei die Steuer- und Auswerteeinheit dazu vorbereitet ist, als Maß für die Güte der linearen funktionellen Abhängigkeit von $P_{alv}(t)$ und $Vol(t)$ jeweils lineare Regressionen in den Zeitintervallen mit variablen Intervalllängen durchzuführen und jeweils eine Funktion der Residuen der linearen Regression, z. B. die Varianz, einem vorgegebenen Schwellenkriterium zu unterziehen.

3. Beatmungsvorrichtung nach Anspruch 2, wobei die Steuer- und Auswerteeinheit dazu vorbereitet ist, jeweils die Varianz der linearen Regression und daraus die Vertrauensgrenzen zu einem vorgegebenen Prozentsatz, vorzugsweise die 95%-Vertrauensgrenze, zu bestimmen und die Vertrauensgrenzen einem vorgegebenen Schwellenkriterium zu unterziehen.

4. Beatmungsvorrichtung nach Anspruch 3, wobei die Steuer- und Auswerteeinheit dazu vorbereitet ist, als Maß für die Güte der Regression die Differenz der Vertrauensgrenzen zu bilden und diese Differenz auf die Wurzel der Anzahl der Datenwerte in dem Zeitintervall und den in der Regression ermittelten Wert für die Elastance zu normieren und als Schwellenkriterium zu verlangen, dass das Ergebnis kleiner als ein vorgegebener Wert ist.

5. Beatmungsvorrichtung nach Anspruch 1, wobei die Steuer- und Auswerteeinheit dazu vorbereitet ist, als Maß für die Güte der linearen funktionellen Abhängigkeit von $P_{alv}(t)$ und $Vol(t)$ jeweils lineare Regressionen in den Zeitintervallen mit variablen Intervalllängen durchzuführen und jeweils als Maß für die

Güte den Korrelationskoeffizienten der jeweiligen Regressionen zu verwenden, wobei als vorgegebenes Schwellenkriterium eine minimale Abweichung des Korrelationskoeffizienten von 1 zugelassen wird.

6. Beatmungsvorrichtung nach Anspruch 1, wobei die Steuer- und Auswerteeinheit dazu vorbereitet ist, als Maß für Güte der linearen funktionellen Abhängigkeit von $P_{alv}(t)$ und $Vol(t)$ in den Zeitintervallen mit variablen Intervalllängen jeweils Hypothesentests für die Hypothese, dass es sich um eine lineare Abhängigkeit handelt, durchzuführen und als vorgegebener Schwellenwert ein Signifikanzniveau des Hypothesentests von wenigstens 95% zu fordern.

7. Beatmungsvorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die Steuer- und Auswerteeinheit dazu vorbereitet ist, falls innerhalb eines Atemzyklus mehrere Zeitintervalle, die das Schwellenkriterium erfüllen, ermittelt werden, die in diesen Zeitintervallen berechneten Werte für Compliance oder Elastance zusammenzufassen, indem zunächst ein Ausreißertest durchgeführt und festgestellte Ausreißer verworfen werden und die verbleibenden Werte zu einem Mittel- oder Medianwert zusammengefasst werden.

8. Beatmungsvorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die Steuer- und Auswerteeinheit dazu vorbereitet ist, die in mehreren Zeitintervallen über aufeinanderfolgende Atemzüge hinweg berechneten Werte für Compliance oder Elastance zusammenzufassen, indem zunächst ein Ausreißertest durchgeführt und festgestellte Ausreißer verworfen werden und die verbleibenden Werte zu einem Mittel- oder Medianwert zusammengefasst werden.

9. Beatmungsvorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die Steuer- und Auswerteeinheit dazu vorbereitet ist, die ermittelte Resistance und Elastance/Compliance zur Einstellung des Unterstützungsgrades bei proportionaler Druckunterstützung (proportional Pressure support oder proportional assist ventilation) zu verwenden.

10. Beatmungsvorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die Steuer- und Auswerteeinheit dazu vorbereitet ist, den durch Atemmuskulatur erzeugten Druck $P_{mus}(t)$ gemäß der Beziehung $p_{mus}(t) + P_{aw}(t) = R \cdot Flow(t) + E \cdot Vol(t) + PEEP_i$ zu berechnen.

11. Verfahren zum automatischen Betreiben einer Beatmungsvorrichtung mit einem Ventilator zur Zufuhr von Atemgas mit einem einstellbaren Druck- oder Volumenstromverlauf, bei dem in einer Steuer- und Auswerteeinheit Messwerte für Atemwegsdruck $P_{aw}(t)$ und Volumenstrom $Flow(t)$ aufgenommen und das Atemvolumen $Vol(t)$ und die

Resistance R bestimmt wird und durch Subtraktion der resistiven Druckkomponente $\text{Flow}(t) \cdot R$ vom gemessenen Atemwegsdruck $P_{aw}(t)$ der alveolaren Druck $P_{alv}(t)$ bestimmt und als Funktion der Zeit aufgenommen wird, wobei in der Steuer- und Auswerteeinheit die funktionelle Abhängigkeit von $P_{alv}(t)$ und $\text{Vol}(t)$ dahingehend zu analysiert wird, dass mit variablen Intervalllängen die funktionelle Abhängigkeit von $P_{alv}(t)$ und $\text{Vol}(t)$ auf Zeitintervalle hin untersucht wird, in denen ein Maß für die Güte einer linearen funktionellen Abhängigkeit von $P_{alv}(t)$ und $\text{Vol}(t)$ über einem vorgegebenen Schwelle liegt, und nur in den so ermittelten Zeitintervallen die Elastance oder Compliance aus der Steigung des alveolaren Druckes $P_{alv}(t)$ in Abhängigkeit vom Volumen $\text{Vol}(t)$ bestimmt wird, und die Steuer- und Auswerteeinheit den Ventilator zur Erzeugung eines in Abhängigkeit von der so bestimmten Elastance oder Compliance definierten Druckverlaufs steuert.

Es folgen 2 Blatt Zeichnungen

Fig. 1

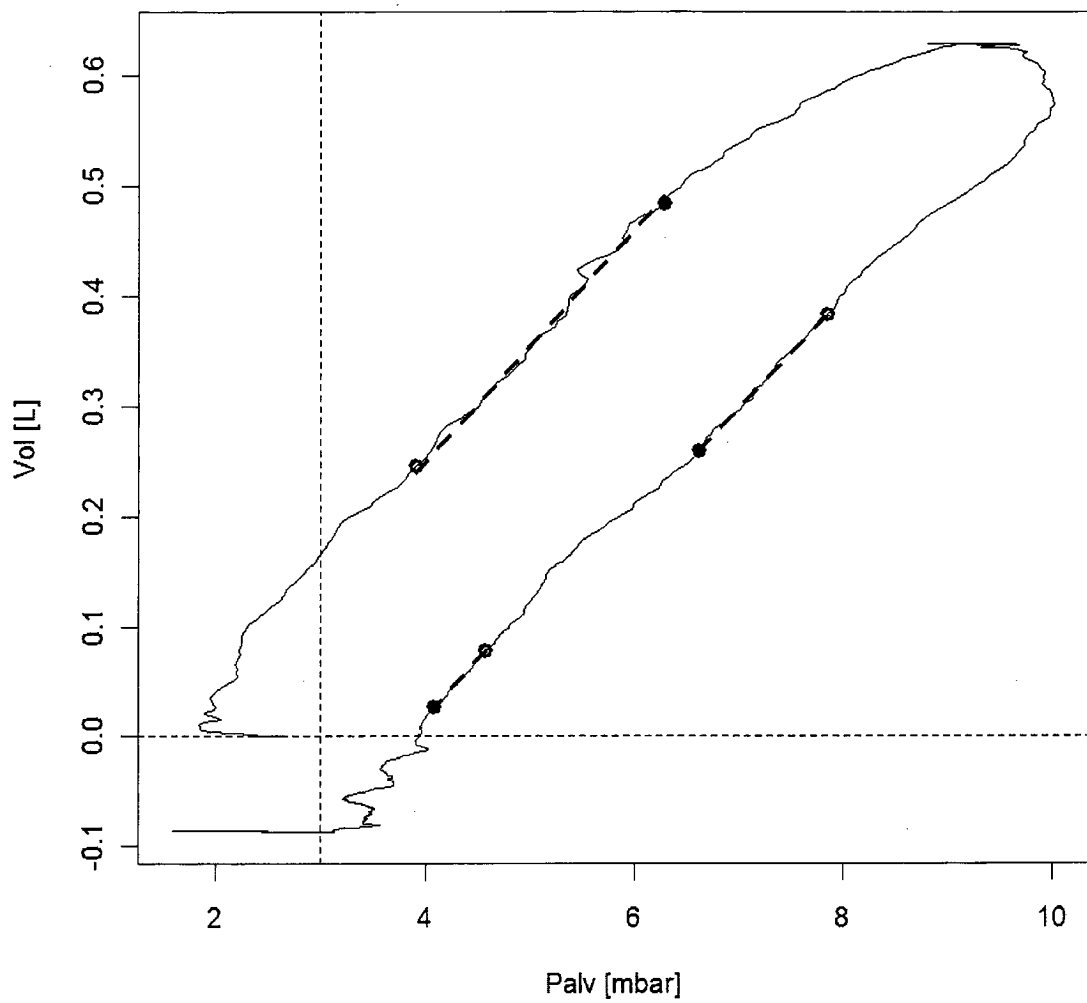


Fig. 2

