

(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
20. Januar 2022 (20.01.2022)



(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2022/012812 A1

(51) Internationale Patentklassifikation:
A61M 16/00 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2021/064749

(22) Internationales Anmeldedatum:
02. Juni 2021 (02.06.2021)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2020 118 529.4
14. Juli 2020 (14.07.2020) DE

(71) Anmelder: **VENTINOVA TECHNOLOGIES B.V.**
[NL/NL]; Meerenakkerplein 7, 5652 BJ Eindhoven (NL).

(72) **Erfinder: ENK, Dietmar**; Stadtbusch 35, 48653 Coesfeld (DE). **BARNES, Thomas Heinrich**; 20 Mayes Close, Warlingham Surrey CR6 9LB (GB).

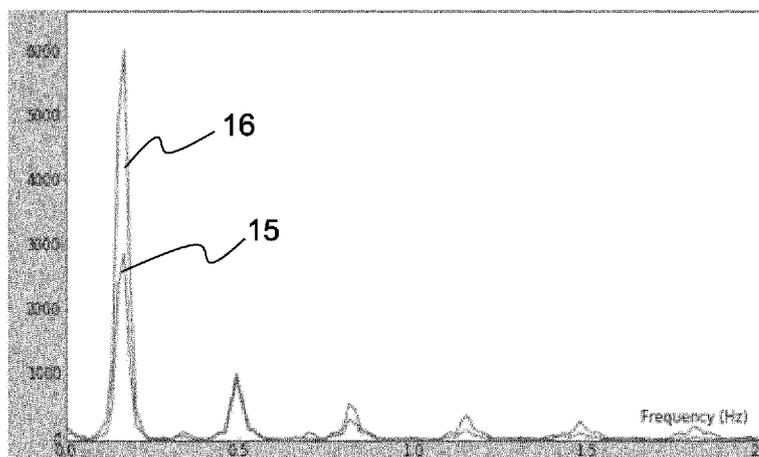
(74) **Anwalt: RÖSSLER, Matthias**; karo IP Patentanwälte Kahlhöfer Rößler Kreuels PartG mbB, 32 01 02, 40416 Düsseldorf (DE).

(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, 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,

(54) **Title:** VENTILATOR AND METHOD FOR DETERMINING AT LEAST ONE ALVEOLAR PRESSURE AND/OR A PROFILE OF AN ALVEOLAR PRESSURE IN A RESPIRATORY TRACT OF A PATIENT

(54) **Bezeichnung:** BEATMUNGSVORRICHTUNG UND VERFAHREN ZUR BESTIMMUNG ZUMINDEST EINES ALVEOLÄREN DRUCKES BZW. EINES VERLAUFS EINES ALVEOLÄREN DRUCKES IN EINEM ATEMWEG EINES PATIENTEN

Fig. 4



19

(57) **Abstract:** The invention relates to a ventilator (1), at least comprising a gas supply device (2) and a gas discharge device (3), for supplying a first fluid flow (4) to a respiratory tract (5) of a patient and for discharging a second fluid flow (6) from the respiratory tract (5) back into the ventilator (1) or to a surrounding area (7); a pressure sensor (8) for sensing a pressure (9) in the respiratory tract (5); and a control device (10) for operating the ventilator (1) and for determining an alveolar pressure P_{alv} (9) and/or a profile of an alveolar pressure P_{alv} (9) of a respiratory tract (5) of a patient. The invention also relates to a method for determining at least one alveolar pressure P_{alv} (9) and/or a profile of an alveolar pressure P_{alv} (9) of a respiratory tract (5) of a patient with a ventilator (1).

(57) **Zusammenfassung:** Beatmungsvorrichtung (1), zumindest umfassend eine Gaszuführeinrichtung (2) und eine Gasabführeinrichtung (3), zum Zuführen eines ersten Fluidstroms (4) hin zu einem Atemweg (5) eines Patienten und zum Abführen eines zweiten Fluidstroms (6) aus dem Atemweg (5) zurück in die Beatmungsvorrichtung (1) oder an eine Umgebung (7), einen Drucksensor (8) zur Erfassung eines Druckes (9) in dem Atemweg (5) sowie eine Steuereinrichtung (10) zum



WO 2022/012812 A1

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, 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:

- mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz 3)

Betreiben der Beatmungsvorrichtung (1) und zur Ermittlung eines alveolären Druckes P_{alv} (9) bzw. eines Verlaufs eines alveolären Druckes P_{alv} (9) eines Atemwegs (5) eines Patienten. Verfahren zur Bestimmung zumindest eines alveolären Druckes P_{alv} (9) bzw. eines Verlaufs eines alveolären Druckes P_{alv} (9) eines Atemwegs (5) eines Patienten mit einer Beatmungsvorrichtung (1).

Beatmungsvorrichtung und Verfahren zur Bestimmung zumindest eines alveolären Druckes bzw. eines Verlaufs eines alveolären Druckes in einem Atemweg eines Patienten

5

Die Erfindung betrifft eine Beatmungsvorrichtung und ein Verfahren zur Ermittlung bzw. Bestimmung von Kennwerten bzw. zumindest eines (globalen) alveolären Druckes bzw. eines Verlaufs eines alveolären Druckes (in den Lungenbläschen) in einem Atemweg eines Patienten, ggf. zusätzlich zur Ermittlung bzw. Bestimmung einer atemwegsrelatierten Resistance und / oder einer gewebsrelatierten Resistance.

10

Der inspiratorische Spitzendruck oder „peak inspiratory pressure“ (PIP) bezeichnet den höchsten positiven Druck [in mbar, also Millibar], der während der Einatmung (Inspiration) künstlich im Atemweg erzeugt wird.

15

Der endinspiratorische (Plateau-)Druck ist der Druck, der am Ende der Inspiration im Atemweg gemessen wird.

Der endexpiratorische (Plateau-)Druck, der nach Abschluss der Ausatmung (Expiration) im Atemweg gehalten wird, ist vorzugsweise positiv und wird daher auch als positiver endexpiratorischer Druck oder „positive end-expiratory pressure“ (PEEP) bezeichnet. Im Folgenden wird immer auf den PEEP verwiesen.

20

Die Compliance [in ml / mbar, also Milliliter / Millibar] ist ein Maß für die Dehnbarkeit oder auch Druckelastizität des Lunge-Brustkorb-Systems eines Patienten. Unter Beatmungsbedingungen wird für die Berechnung der sogenannten statischen Compliance das Tidalvolumen (V_T) [in ml], das während einer Inspiration zugeführte Luftvolumen bezeichnet, und die Differenz von endinspiratorischem (Plateau-)Druck (z. B. P_{I1}) und endexpiratorischem (Plateau-)Druck (z. B. P_{E1}) herangezogen.

30

Hingegen wird die sogenannte dynamische Compliance auf der Basis des V_T und der Differenz von PIP (z. B. P_{I2}) und PEEP (z. B. P_{E2}) [in mbar] berechnet. Die Druckdifferenz ist daher bei der dynamischen Compliance regelmäßig größer oder zumindest gleich groß wie die Druckdifferenz bei der statischen Compliance. Da die Compliance im Allgemeinen ein sich – mit sich änderndem Druck (P) und Volumen (V) – änderndes Verhältnis von Druck und Volumen aufweist, stellt sie sich in einem Druck-Volumen-Diagramm als Kurve dar.

Die Compliance gibt also an, wie viel Fluid (z. B. Atemgas, also ein Luftvolumen), also ein ΔV , in den mindestens einen Atemweg eingeführt oder aus dem Atemweg entfernt wird, so dass sich ein Druck in dem Atemweg um eine Druckdifferenz ΔP verändert. Während mindestens eines Beatmungsvorgangs (umfassend einen Inspirationsvorgang, also das Zuführen von Fluid in den Atemweg, sowie einen Expirationsvorgang, also das Abführen von Fluid aus dem Atemweg) kann ein Verlauf der Compliance-Kurve ermittelt oder zusätzlich abgeschätzt werden (z. B. aufgrund von Erfahrungswerten). Dabei kann insbesondere der Teilbereich der Compliance-Kurve ermittelt werden, bei dem ein bestimmtes Volumen (ggf. V_T) in einem möglichst kleinen Druckintervall zugeführt werden kann.

Ein Anwender oder vorzugsweise eine (automatisch arbeitende) Steuereinrichtung einer Beatmungsvorrichtung kann so, unter Berücksichtigung eines ermittelten oder zusätzlich abgeschätzten Verlaufs zumindest eines Teilbereichs einer Compliance-Kurve in einem Druck-Volumen-Diagramm, eine Lage eines Druckintervalls mit den Drücken P_I und P_E bestimmen und diese Drücke dann an der Beatmungsvorrichtung einstellen (z. B. PIP als P_I und PEEP als P_E), so dass zumindest ein Beatmungsvorgang, also eine Inspiration und / oder eine Expiration, zwischen diesen Drücken P_I und P_E erfolgt und ein Betrag der Compliance dieses Beatmungsvorgangs möglichst groß ist.

Die fortlaufende Beatmung sollte dabei so eingestellt werden, dass ein für eine Normoventilation (also die adäquate Elimination bzw. Abatmung von

Kohlendioxid) erforderliches Minutenvolumen (also $V_T \cdot$ Beatmungsfrequenz [/min, also Beatmungsvorgänge pro Minute]) möglichst klein ist und bei möglichst maximaler Compliance zu- und abgeführt werden kann.

- 5 Im Gegensatz zur statischen Compliance fließen in die dynamische Compliance zwangsläufig auch die während der In- bzw. Expiration zu überwindenden Widerstände (im weitesten Sinne) einschließlich von Effekten der sogenannten Beatmungshistorie (also wie die Lunge beatmet wurde) mit ein. Letzteres ergibt sich aus dem Umstand, dass es sich bei der Lunge um ein viskoelastisches Organ
- 10 handelt, dessen mechanische Eigenschaften davon abhängen, wie es bewegt wird bzw. wurde.

- Die Resistance (gemessen in mbar / l / s; also Millibar / Liter / Sekunde bzw. mbar \cdot s / l, also Millibar \cdot Sekunde / Liter) beschreibt die während der In- bzw.
- 15 Expiration zu überwindenden Widerstände und gibt den Druck an, der für den Gasfluss (Fluidstrom) und damit die Volumenänderung (in der Lunge) pro Zeit notwendig ist.

- Bei einem beatmeten Patienten wird die Resistance typischerweise während der
- 20 Inspiration durch Messung der Druckdifferenz zwischen inspiratorischem Spitzendruck (PIP) und endinspiratorischem (Plateau-)Druck in Relation zum mittleren inspiratorischen Fluss (inspiratorischen Fluidstrom) abgeschätzt. Voraussetzung für die Messung ist (bisher) ein Stopp des inspiratorischen Flusses.

- 25 So ergibt sich z. B. aus einer Druckdifferenz zwischen inspiratorischem Spitzendruck (P_{I2}) und endinspiratorischem (Plateau-)Druck (P_{E2}) von 2 mbar bei einem mittleren inspiratorischen Fluss von 18 l / min [Liter / Minute] eine (inspiratorische) Resistance von 6,67 mbar / l / s; also 2 mbar / 18 l / min bzw.
- 2 mbar \cdot 60 s / 18 l.

- 30 In konventionellen Beatmungsgeräten wird die Resistance zumeist mit diesem Verfahren bestimmt. Daneben gibt es verschiedene andere, auf intermittierenden

oder superponierten Messungen beruhende Verfahren zur Bestimmung der Resistance.

Um die Eigenschaften einer beatmeten Lunge vollumfänglich erfassen und beschreiben zu können, ist neben einer präzisen Messung der dynamischen Compliance auch eine genaue Bestimmung der in- und expiratorischen Resistance wünschenswert. Dies ist eine Voraussetzung, um insbesondere kritisch (lungen-) kranke Patienten individualisiert und möglichst schonend im Bereich optimaler Compliance beatmen zu können, also zwischen einem sogenannten unteren Inflektionspunkt, an dem die Compliance inspiratorisch im Sinne optimaler Rekrutierung des Lungengewebes maximal zunimmt und einem sogenannten oberen Inflektionspunkt, an dem die Compliance inspiratorisch aufgrund zunehmender Überdehnung im Lungengewebe maximal abnimmt.

Die Resistance ergibt sich aber nicht nur aus dem gasflussabhängigen Widerstand der Luftwege (atemwegsrelatiert; z. B. Querschnitt der Atemwege, Turbulenzen), sondern auch aus Widerständen im Gewebe (gewebsrelatiert; z. B. durch Scherung, Friktion, Viskoelastizität, ggf. durch Massenträgheit).

Massenträgheitseffekte spielen insbesondere zu Beginn der Inspiration und Expiration eine Rolle, wenn durch die Zu- bzw. Abnahme des Lungenvolumens Gewebe (sowohl der Lunge selbst als auch umgebendes/ angrenzendes Gewebe) beschleunigt und abgebremst werden muss. Zu Scherung kann es innerhalb (insbesondere funktionell inhomogenen) Lungengewebes kommen (sogeannter „shear stress“), zu Friktion hingegen an Grenzflächen wie z. B. der Verschiebeschicht von Brust- und Lungenfell (Pleura parietalis und Pleura visceralis), die inspiratorisch zudem von der (Flächen-)Größe zu- und expiratorisch von der (Flächen-)Größe wieder abnimmt. Viskoelastische Effekte ergeben sich u.a. aus einem in- und expiratorisch unterschiedlichen Blutvolumen in der Lungenstrombahn, wodurch die Lunge unterschiedlich resistiv wird.

Innerhalb der Lunge gibt es nicht nur unterschiedlich kompliant (dehnbare) Lungenkompartimente, sondern auch bezüglich der Resistance finden sich Lungenkompartimente, die eine niedrigere oder höhere atemwegs- oder gewebsrelatierte Resistance aufweisen. Daraus ergibt sich notwendigerweise, dass man von außen immer nur ein globales Bild der Compliance und der Resistance bekommt.

Eine Differenzierung der Resistance in einen atemwegs- und gewebsrelatierten Teil ist aber klinisch interessant: Auf der Basis des atemwegsrelatierten Teils kann grundsätzlich der (globale) alveoläre Druckverlauf (in den Lungenbläschen) berechnet werden. Zudem ist eine erhöhte atemwegsrelatierte Resistance (im Gegensatz zum gewebsrelatierten Teil) einer medikamentösen Therapie zugänglich. Hingegen weist die gewebsrelatierte Resistance auf Veränderungen im (Lungen-)Gewebe hin. Damit bietet sich die gewebsrelatierte Resistance als diagnostischer, therapeutischer oder sogar prognostischer Parameter an.

In der Literatur wird der Anteil der gewebsrelatierten Resistance an der auf (inspiratorischem) Spitzendruck gemessenen (Gesamt-)Resistance auf etwa 25 % geschätzt, d. h. etwa 75 % der (Gesamt-)Resistance entfällt auf den atemwegsrelatierten Teil. Diesen Angaben liegen zumeist invasive Messverfahren (z. B. Ösophagusdruckmessungen) zugrunde.

Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, die mit Bezug auf den Stand der Technik angeführten Probleme (zumindest teilweise) zu lösen. Insbesondere soll eine Beatmungsvorrichtung und ein Verfahren zur Bestimmung von Kennwerten bzw. zumindest eines (globalen) alveolären Druckes bzw. eines Verlaufs eines alveolären Druckes (in den Lungenbläschen) in einem Atemweg eines Patienten, ggf. zusätzlich zur Ermittlung bzw. Bestimmung einer atemwegsrelatierten Resistance und / oder einer gewebsrelatierten Resistance mit einer Beatmungsvorrichtung vorgeschlagen werden. Insbesondere soll eine Beatmungsvorrichtung vorgeschlagen werden, durch die Kennwerte festlegbar und bestimmbar sind.

Zur Lösung dieser Aufgaben trägt eine Beatmungsvorrichtung mit den Merkmalen gemäß Patentanspruch 1 und ein Verfahren mit den Merkmalen gemäß Patentanspruch 15 bei. Vorteilhafte Weiterbildungen sind Gegenstand der abhängigen Patentansprüche. Die in den Patentansprüchen einzeln aufgeführten Merkmale sind in technologisch sinnvoller Weise miteinander kombinierbar und können durch erläuternde Sachverhalte aus der Beschreibung und / oder Details aus den Figuren ergänzt werden, wobei weitere Ausführungsvarianten der Erfindung aufgezeigt werden.

Es wird eine Beatmungsvorrichtung vorgeschlagen, zumindest umfassend eine Gaszuführeinrichtung und eine Gasabführeinrichtung, zum Zuführen eines (inspiratorischen) Fluidstroms hin zu einem Atemweg eines Patienten und zum Abführen eines (expiratorischen) Fluidstroms aus dem Atemweg (des Patienten) zurück in die Beatmungsvorrichtung oder an eine Umgebung, einen Drucksensor zur Erfassung eines Druckes in dem Atemweg sowie eine Steuereinrichtung zum Betreiben der Beatmungsvorrichtung.

Insbesondere ist ein Fluidstrom zumindest während eines Inspirationsvorgangs und eines Expirationsvorgangs auf einen vorbestimmbaren Wert einstellbar.

Die Steuereinrichtung ist zum Betreiben der Beatmungsvorrichtung und zur Durchführung eines Verfahrens, insbesondere eines Mess- und Berechnungsverfahrens, eingerichtet, das zumindest die folgenden Schritte umfasst

- a) Festlegen eines Druckintervalls, in dem der Patient für ein festgelegtes Zeitintervall zu beatmen ist;
- b) wiederholtes abwechselndes Durchführen von jeweils einem Inspirationsvorgang mit einem ersten Fluidstrom Q_1 mittels der Gaszuführeinrichtung und von jeweils einem Expirationsvorgang mit einem zweiten Fluidstrom Q_2 mittels der Gasabführeinrichtung innerhalb des Druckintervalls,
- c) Erfassen des sich während Schritt b) verändernden Druckes und der Fluidströme;

- d) Durchführen einer Fouriertransformation für die erfassten Werte des Druckes und Bilden eines ersten Frequenzspektrums für den Druck sowie
Durchführen einer Fouriertransformation für die erfassten Werte der Fluidströme und Bilden eines zweiten Frequenzspektrums für die Fluidströme;
- 5 e) Berechnen einer Impedanz Z_{aw} des Atemwegs durch Dividieren des ersten Frequenzspektrums durch das zweite Frequenzspektrum, wobei die Impedanz einen realen Anteil $\text{Real}(Z_{aw})$ und einen imaginären Anteil $\text{Im}(Z_{aw})$ aufweist;
- 10 f) Nachbilden zumindest des realen Anteils durch ein mathematisches erstes Modell und Ermitteln eines alveolären Druckes bzw. eines Verlaufs eines alveolären Druckes.

Insbesondere erfolgt bei der hier vorgeschlagenen Beatmungsvorrichtung eine Beatmung des Patienten ausschließlich über die Beatmungsvorrichtung. Insbesondere wird also der Atemweg des Patienten ausschließlich über die Beatmungsvorrichtung mit dem Fluidstrom beaufschlagt (während der In- und Expiration). Es liegt also insbesondere kein Fluidstrom vor, der nicht von der Beatmungsvorrichtung initiiert oder generiert wird. Insbesondere umfasst die Beatmungsvorrichtung dafür ein Lumen für die Inspiration und ein Lumen für die Expiration. Insbesondere ist ein gemeinsames Lumen (z. B. ein Beatmungskatheter) vorgesehen, so dass der Fluidstrom nur durch ein Lumen dem Atemweg zugeführt oder aus dem Atemweg abgeführt wird.

15
20

Insbesondere ist der Drucksensor endotracheal (also in der Luftröhre) angeordnet. Damit kann der Druck innerhalb des Atemwegs des Patienten ermittelt werden.

25

Insbesondere ist der Drucksensor am distalen Ende eines Beatmungskatheters angeordnet, der sich als Bestandteil der Beatmungsvorrichtung in dem Atemweg des Patienten befindet.

30

Der Drucksensor kann ggf. auch nicht endotracheal, sondern beabstandet vom Patienten angeordnet sein. Der tracheale Druck sollte dann rechnerisch bestimmbar sein. Allerdings können sich bei einer derartigen Anordnung des Drucksensors Ungenauigkeiten ergeben, die die hier beschriebenen Messungen beeinträchtigen können.

Der Beatmungskatheter weist insbesondere ein Totraumvolumen (also das Volumen, das während eines Inspirations- oder Expirationsvorgangs in dem Beatmungskatheter verbleibt) von höchstens 100 ml auf, insbesondere von höchstens 50 ml.

Insbesondere werden die in Schritt c) erfassten Werte des Druckes und der Fluidströme ausschließlich anhand des Beatmungsvorgangs (umfassend einen Inspirationsvorgang und einen Expirationsvorgang) erfasst, d. h. es erfolgt insbesondere keine zusätzliche Anregung bzw. Veränderung des Druckes oder der Fluidströme durch eine nicht ausschließlich der Beatmung dienende Vorrichtung.

Es ist z. B. bekannt, dass der Atemweg bzw. eine Beatmungsvorrichtung mit einem Signal angeregt werden können, so dass dadurch hervorgerufene Schwankungen des Druckes innerhalb des Atemwegs erfasst werden können. Dabei erfolgt diese Anregung jedoch außerhalb des eigentlichen Beatmungsvorgangs, also nicht während des Vorliegens eines Fluidstroms. Weiterhin ist zur Erzeugung des Signals eine eigene Vorrichtung bereitzustellen bzw. ein zusätzlicher apparativer Aufwand erforderlich.

Insbesondere wird vorliegend berücksichtigt, dass z. B. eine atemwegsrelatierte Resistance und eine gewebsrelatierte Resistance sich im Hinblick auf eine Beatmungsfrequenz unterschiedlich verändern. Dabei kann insbesondere angenommen werden, dass z. B. die atemwegsrelatierte Resistance im Wesentlichen unabhängig von der Beatmungsfrequenz ist, sich also bei sich ändernder Beatmungsfrequenz nicht verändert.

Insbesondere werden vorliegend Frequenzspektren für die erfassten Werte des Druckes und der Fluidströme gebildet, d. h. die in Schritt c) im Zeitbereich erfassten Werte werden im Rahmen des Schrittes d) durch eine Fouriertransformation in den Frequenzbereich transformiert.

5

Die Qualität dieser Transformation kann insbesondere durch die Art der Beatmung beeinflusst werden. Bestimmte Beatmungsverfahren und dafür eingerichtete Beatmungsvorrichtungen sind daher in besonders vorteilhafter Weise zur Durchführung dieses Verfahrens geeignet.

10

Im Rahmen des Schrittes e) kann eine Impedanz aus den Frequenzspektren berechnet werden. Diese umfasst insbesondere einen realen und einen imaginären Anteil, ist also eine komplexe Größe. Diese berechnete Impedanz bzw. deren Verlauf über die Frequenz, insbesondere deren realer Anteil kann insbesondere im Rahmen des Schrittes f) durch ein mathematisches erstes Modell nachgebildet werden.

15

Ist der Verlauf durch das mathematische erste Modell nachgebildet, z. B. mit einer vorbestimmbaren Genauigkeit, können aus dem ersten Modell bestimmte Parameter bzw. Kennwerte ausgelesen werden. Insbesondere kann zumindest aus dem realen Anteil der alveoläre Druck bzw. dessen Verlauf bestimmt werden.

20

Insbesondere umfasst das erste Modell die Gleichung $Real(Z_{aw}) = R_{aw} + G/\omega^\alpha$, mit

25

R_{aw} : atemwegsrelatierte Resistance;

G/ω^α : gewebesrelatierte Resistance; mit G als einer Konstanten, ω der Kreisfrequenz (also $2 \times \pi \times$ Frequenz der Beatmung) und α als einer Konstanten; wobei der reale Anteil die Resistance, also die während der In- bzw. Expiration zu überwindenden Widerstände, beschreibt.

30

Dabei ist die Kreisfrequenz ω insbesondere die Beatmungsfrequenz (d. h. die Anzahl Beatmungsvorgänge pro Zeiteinheit während Schritt b)) multipliziert mit dem Faktor $2 \times \pi$.

- 5 Der Verlauf des gemäß Schritt e) berechneten realen Anteils der Impedanz kann insbesondere durch die Kennwerte bzw. Parameter des ersten Modells mathematisch nachgebildet werden. Dabei können bekannte Näherungsverfahren eingesetzt werden.
- 10 Insbesondere wird der alveoläre Druck P_{alv} bzw. dessen Verlauf aus der Gleichung $P_{alv} = P_{trach} - Q_i \times R_{aw}$ ermittelt, mit Q_i : dem jeweils während Schritt b) vorliegenden Fluidstrom.

Der gemessene oder bestimmte Druck P_{trach} ist der über die Zeit sich verändernde Druck in dem Atemweg. Der Verlauf des Druckes P_{alv} über die Zeit ergibt sich also in Abhängigkeit von dem sich über die Zeit ändernden Druck P_{trach} .

Es ist beobachtet worden, dass sich die (Gesamt-)Resistance, also die Summe aus atemwegsrelatierter Resistance und gewebsrelatierter Resistance, bei Zunahme des V_T aber gleichem Gaszufluss erhöht, mutmaßlich durch Zunahme der gewebsrelatierten Resistance. Dies erscheint aus folgendem Grund plausibel: Der geringe Druckfall von den kleinen Bronchien bzw. Bronchiolen (mit glatter Muskulatur), die maßgeblich die atemwegsrelatierte Resistance bestimmen, zu den Alveolen (Lungenbläschen) macht eine von den Beatmungsdrücken weitgehend unabhängige atemwegsrelatierte Resistance annehmbar, da höhere Drücke in den kleinen Bronchien bzw. Bronchiolen (mit glatter Muskulatur) notwendigerweise auch mit höheren Drücken in den abhängigen, die kleinen Bronchien bzw. Bronchiolen (mit glatter Muskulatur) umgebenden Alveolen einhergehen.

- 30 Insbesondere scheint die atemwegsrelatierte Resistance während des Inspirationsvorgangs aber eher leicht abzunehmen. Dies kann man durch eine (wenn gleich geringe) Querschnittsvergrößerung der Bronchien bei steigendem Druck

erklären, was den widerstandserhöhenden Effekt einer während der Inspiration zunehmenden Länge der kleinen Bronchien bzw. Bronchiolen (mit glatter Muskulatur) mehr als kompensiert. Diesbezüglich sei auf das Hagen-Poiseuille-Gesetz verwiesen, das beschreibt, dass sich Änderungen des Radius in der vierten Potenz, Änderungen der Länge aber lediglich proportional auf den Gasfluss (Fluidstrom) auswirken.

Auch wenn notwendigerweise die Höhe des Druckfalls von den kleinen Bronchien bzw. Bronchiolen (mit glatter Muskulatur) zu den Alveolen gasflussabhängig ist und es somit bei höheren Gasflüssen zu einer relativ stärkeren Dehnung und damit Querschnittsvergrößerung der kleinen Bronchien bzw. Bronchiolen (mit glatter Muskulatur) kommen kann, so führen höhere Atemwegsdrücke also allenfalls zu einer Abnahme, nicht aber Zunahme der atemwegsrelatierten Resistance.

Es ist daher plausibel anzunehmen, dass die Zunahme der inspiratorischen (Gesamt-)Resistance bei höheren Tidalvolumina aber gleichem Gaszufluss (Fluidstrom während Inspiration) maßgeblich auf einer Zunahme der gewebsrelatierten Resistance beruht. Umgekehrt darf man erwarten, dass bei expiratorischem Abfluss des Atemgases (Fluidstrom während Expiration) und dadurch abnehmendem Lungenvolumen der Anteil der gewebsrelatierten Resistance an der (Gesamt-)Resistance wieder abnimmt und bei vollständiger Expiration schließlich (nahezu) verschwindet bzw. bei PEEP ein Minimum erreicht.

Insbesondere ist in Schritt f) durch ein mathematisches zweites Modell auch der imaginäre Anteil nachbildbar, wobei das zweite Modell die Gleichung $Z_{aw} =$

$$R_{aw} + k \times j \times \omega \times I_{aw} + \frac{G-j \times H}{\omega^\alpha}$$

$$\text{Im}(Z_{aw}) = j \times (k \times \omega \times I_{aw} + \frac{-H}{\omega^\alpha}); \text{ mit}$$

k: einer Konstanten;

30 I_{aw} : Trägheit des Atemwegs;

$\frac{-H}{\omega^\alpha}$: Elastizität des Atemwegs mit H als einer Konstanten;

wobei der imaginäre Anteil die Atemwegsreactance X_a beschreibt, wobei eine Compliance des Atemwegs durch $C = -\frac{1}{\omega \times X_a}$ beschrieben ist.

Der imaginäre Anteil ist für die Bestimmung des alveolären Druckes bzw. dessen
5 Verlaufs insbesondere nicht zu ermitteln. Allerdings können aus dem imaginären Anteil weitere ggf. als relevant erachtete Parameter abgeleitet werden, z. B. die Atemwegsreactance und die Compliance des Atemwegs.

Insbesondere ist der Drucksensor endotracheal angeordnet.

10

Insbesondere werden zumindest die Schritte a) bis c) in verschiedenen Druckintervallen durchgeführt. Dadurch ergeben sich zusätzliche Messwerte, die in den Frequenzspektren berücksichtigt werden. Insbesondere kann so der alveoläre Druck bzw. dessen Verlauf in Abhängigkeit von dem im Atemweg vorliegenden
15 Druck genauer bestimmt werden.

Insbesondere wird das Druckintervall so eingestellt, dass eine Normoventilation in diesem Druckintervall möglich ist.

20

Eine Normoventilation umfasst eine Ventilation, mit der ein Patient für eine zeitlich nicht begrenzte Zeit beatmet werden kann. Es werden also Fluidströme- bzw. volumina zu- und abgeführt, durch die der Patient dauerhaft ausreichend beatmet ist.

25

Bevorzugt ist, dass das Druckintervall zumindest für ein Zeitintervall reduziert wird, wobei das Verfahren innerhalb dieses Zeitintervalls durchgeführt wird.

30

Insbesondere werden die Schritte a) bis c) wiederholt durchgeführt, d. h. es werden nacheinander mehrere unterschiedliche Druckintervalle festgelegt, in denen dann gemäß Schritt c) Werte für Druck und Fluidströme erfasst werden. Diese

Werte aus unterschiedlichen Druckintervallen werden dann in den Schritten d) bis f) weiterverarbeitet.

Insbesondere umfasst das Druckintervall höchstens 10 mbar, insbesondere
5 höchstens 5 mbar, bevorzugt höchstens 2 mbar. Insbesondere umfasst das Druckintervall mindestens 1 mbar, bevorzugt mindestens 2 mbar.

Insbesondere beträgt das innerhalb des Druckintervalls (und innerhalb des einen
10 Beatmungsvorgangs) zu- und / oder abgeführte Fluidvolumen höchstens 10 %, bevorzugt höchstens 5 %, besonders bevorzugt 2 %, eines maximalen Volumens des Atemwegs. Insbesondere beträgt das Fluidvolumen mindestens 1 %, bevorzugt mindestens 2 % des maximalen Volumens des Atemwegs.

Beträgt also ein maximales Volumen (größtes Volumen eines Atemwegs, ohne
15 dass dieser durch die Ausdehnung geschädigt wird) 2.000 ml wird hier ein Fluidvolumen von höchstens 200 ml zu- und / oder abgeführt.

Insbesondere werden in Schritt b) mindestens fünf, bevorzugt mindestens sieben,
20 besonders bevorzugt mindestens 10 Inspirationsvorgänge und Expirationsvorgänge durchgeführt.

Insbesondere werden in Schritt c) Werte für den Druck und den Fluidstrom zu jeweils
25 gleichen Zeitpunkten erfasst werden und die Zeitpunkte weisen zeitliche Abstände von höchstens 0,1 Sekunden, bevorzugt von höchstens 0,05 Sekunden, besonders bevorzugt von höchstens 0,01 Sekunden, auf. Insbesondere weisen die Zeitpunkte zeitliche Abstände von mindestens 0,005 Sekunden, bevorzugt von mindestens 0,01 Sekunden auf.

Insbesondere ist die Beatmungsvorrichtung zur ausschließlichen Beatmung des
30 Patienten geeignet ausgeführt; wobei über die Steuereinrichtung zumindest zeitlich vor Schritt a) oder nach Schritt c) eine Normoventilation des Patienten durchführbar ist.

Insbesondere weist die Beatmungsvorrichtung eine Saugereinrichtung auf, so dass in Schritt b) der zweite Fluidstrom in zumindest einem Expirationsvorgang durch ein Absaugen zumindest teilweise erzeugt wird.

5

Insbesondere erfolgt bei bekannten Beatmungsvorrichtungen eine passive Expiration, so dass ein zweiter Fluidstrom ggf. nicht genau erfassbar ist. Insbesondere ist die vorliegende Beatmungsvorrichtung so ausgeführt, dass zu jedem Zeitpunkt die Fluidströme genau bestimmbar und / oder durch die Beatmungsvorrichtung einstellbar sind.

10

Mittels einer Saugereinrichtung kann insbesondere sichergestellt werden, dass auch zum Ende eines Expirationsvorgangs hin, also bis zum Erreichen z. B. eines PEEP, ein über den gesamten Expirationsvorgang konstanter Fluidstrom aufrechterhalten werden kann.

15

Insbesondere ist der Fluidstrom zumindest während eines Inspirationsvorgangs und eines Expirationsvorgangs auf einen konstanten Wert einstellbar, wobei während Schritt b) der erste Fluidstrom Q_1 und der zweite Fluidstrom Q_2 jeweils konstant sind.

20

Insbesondere variieren die jeweils eingestellten Fluidströme um höchstens 30 %, bevorzugt um höchstens 20 %, besonders bevorzugt um höchstens 10 %. Ganz besonders bevorzugt variieren die Fluidströme jeweils nur um höchstens 5 % oder sind sogar konstant.

25

Konstant heißt insbesondere, dass die Fluidströme um weniger als 5 %, bevorzugt um weniger als 1 %, variieren.

30

Insbesondere erfolgt die Beatmung gemäß Schritt b) ausschließlich mit konstanten Fluidströmen. Insbesondere sind zwischen dem Inspirationsvorgang und dem

Expirationsvorgang keine Pausen vorgesehen, d. h., dass sich die Inspirationsvorgänge und Expirationsvorgänge unmittelbar aneinander anschließen.

5 Insbesondere sind die Fluidströme gleich groß, d. h. der (inspiratorische) erste Fluidstrom und der (expiratorische) zweite Fluidstrom sind betragsgleich.

Die Einstellung der Fluidströme, insbesondere auf konstante Fluidströme, kann die Genauigkeit des vorgeschlagenen Verfahrens erhöhen. Insbesondere können so geeignete Frequenzspektren erzeugt werden, aus denen die Impedanz mit
10 hoher Präzision bestimmbar ist. Die Nachbildung der Anteile der Impedanz durch die mathematischen Modelle kann damit mit hoher Genauigkeit erfolgen, so dass die durch das Verfahren bestimmbaren Parameter mit hoher Genauigkeit errechnet werden können.

15 Für eine möglichst präzise Ermittlung der genannten Kennwerte bzw. Parameter (also z. B. des alveolären Druckes, der atemwegsrelatierten sowie der gewebsrelatierten Resistance usw.) ist insbesondere Folgendes nötig bzw. sinnvoll:

- 20 i. stabiler bzw. konstanter, insbesondere vom Betrag gleicher Gasfluss (Fluidstrom) während der Inspiration (Inspirationsvorgang) und Expiration (Expirationsvorgang);
- ii. idealerweise tracheale (in der Luftröhre) Messung des Druckes während der Inspiration;
- iii. idealerweise tracheale (in der Luftröhre) Messung des Druckes während der Expiration.

25 Gerade bei bestimmten Beatmungsbedingungen (konstanter und gleicher Fluidstrom während Inspiration und Expiration; Verhältnis 1:1 zwischen Inspiration und Expiration) ist der alveoläre Druck in geringstem Maße abhängig von dem imaginären Anteil der Impedanz, so dass der alveoläre Druck mit hoher Genauig-
30 keit nur aus dem realen Anteil der Impedanz bestimmbar ist.

Eine flusskontrollierte Ventilation („Flow-Controlled Ventilation“, FCV; z. B. DE 10 2016 103 678.1 und DE 10 2016 109 528.1) ist ein mittlerweile auch klinisch implementierter Beatmungsmodus, bei dem (im Gegensatz zu herkömmlichen Beatmuvorrichtungen) der Gasfluss nicht nur inspiratorisch, sondern auch expiratorisch kontrolliert und geregelt wird. Bei FCV entspricht der expiratorische Gasabfluss insbesondere dem inspiratorischen Gaszufluss; dabei ergibt sich ein Verhältnis von In- und Expiration von vorzugsweise 1:1. Der Gasfluss (Fluidstrom) ist stabil bzw. konstant (ändert sich also vom Betrag nicht relevant) und dabei vorzugsweise gerade so hoch, dass eine Normoventilation beim Patienten erreicht werden kann. Insbesondere zu Beginn der Expiration, also ausgehend vom inspiratorischen Spitzendruck, wird der zweite Fluidstrom vorzugsweise reduziert (z. B. durch einen Widerstand). Während der Expiration und insbesondere gegen Ende der Expiration, also hin zum endexpiratorischen Druck, wird der zweite Fluidstrom dann zunehmend unterstützt (z. B. durch Saugwirkung).

Es ist nur ein weiteres, experimentelles (klinisch aber bislang nicht verfügbares) Beatmungsverfahren bekannt, bei dem der expiratorische Gasabfluss moduliert werden kann: Bei „FLow-controlled EXpiration“ (FLEX; s. *Minerva Anesthesiologica* 80 (1): 19-28 (2014)) wird eine gewisse Kontrolle der Expiration durch einen passiven, dynamischen Resistor erreicht, der im Ausatmungsschenkel eines herkömmlichen Beatmungsgerätes angeordnet ist und dessen Widerstand während der Expiration sukzessiv erniedrigt wird. Abhängig von den Rückstellkräften des Brustkorb-Lunge-Systems und der expiratorischen (Gesamt-)Resistance kann dieses System den Gasabfluss zwar modulieren, nicht aber einen (weitgehend) stabilen expiratorischen Gasabfluss schaffen und halten. Auch ein I:E-Verhältnis von 1:1 und somit ein vom Betrag gleicher in- und expiratorischer Gasfluss (Fluidstrom) ist nicht möglich.

Im Vergleich zu FLEX besteht der Vorteil von FCV darin, dass der expiratorische Fluidstrom aktiv geregelt (im Sinne eines stabilen bzw. konstanten Gasflusses) und damit bekannt bzw. jederzeit einstellbar ist. Dies kann z. B. mit einem aktiven, dynamischen Resistor erreicht werden (z. B. Kombination eines

- Widerstandelementes mit einer Saugung, z. B. durch ein Gasstromumkehrelement, z. B. bekannt aus DE 10 2007 013 385.7). Dabei wird z. B. in einer (zeitlich) ersten Hälfte der Expiration der durch die Rückstellkräfte des Brustkorb-Lunge-Systems besonders hohe Fluidstrom zunächst durch ein Widerstandselement verringert. In einer (zeitlich) zweiten Hälfte der Expiration, wenn die Rückstellkräfte geringer werden und damit der Fluidstrom üblicherweise sukzessive abnehmen würde, wird der Fluidstrom von einer Saugung (z. B. einem Unterdruckanschluss oder ähnlichem) erhöht und insgesamt konstant gehalten.
- 5
- 10 Insbesondere in der (zeitlich) zweiten Hälfte der Expiration ist der Gasabfluss (zweiter Fluidstrom) damit sehr stabil und kann vom Betrag insbesondere dem inspiratorischen Gaszufluss (erstem Fluidstrom) entsprechend eingestellt werden, also insbesondere über den gesamten Expirationsvorgang hinweg.
- 15 Verglichen mit Beatmungsverfahren, die mit in- und / oder expiratorisch dezelerierendem Gasfluss arbeiten (z. B. VCV, also volumenkontrollierte Beatmung mit nur inspiratorisch geregeltem Gasfluss, oder PCV, also druckkontrollierte Beatmung mit ebenfalls nur inspiratorisch geregeltem Gasfluss), schafft FCV optimale Bedingungen für die hier beschriebenen Messungen und Berechnungen.
- 20 Für eine möglichst genaue Berechnung des (globalen) alveolären Druckes bzw. Druckverlaufes ist ein jeweils stabiler bzw. konstanter, insbesondere vom Betrag gleicher, in- und expiratorischer Fluidstrom bevorzugt. Diese Voraussetzungen erfüllt nur FCV.
- 25 Auch aus anderen (z. B. mechanischen und energetischen) Gründen ist eine Beatmung mit langsamen, gleichmäßigen Druck- und Volumenänderungen unter Nutzung des Bereiches individuell optimaler, also maximaler, Compliance sinnvoll.
- 30

FCV ist insbesondere für die kontrollierte, maximal lungenprotektive Beatmung, nicht aber zur Unterstützung von Spontanatmung gedacht, da hierfür deutlich höhere Gasflüsse notwendig sind.

- 5 Insbesondere durch einen möglichst niedrigen, stabilen und vom Betrag in- und expiratorisch gleichen Fluidstrom können Unterschiede hinsichtlich der Gasverteilung in der Lunge (innerhalb des physikalisch Möglichen) minimiert werden. CT-Untersuchungen und elektrische Impedanz-Tomografie haben eine insgesamt bessere und homogenere Belüftung sowohl gesunder als auch kranker
10 Lungen durch FCV bereits belegt.

- Ziel der Erfindung ist es also insbesondere, eine Beatmungsvorrichtung bzw. ein Verfahren zu beschreiben, die bzw. das eine (im Rahmen des physikalisch Möglichen) genaue Bestimmung von Kennwerten bzw. Parametern (z. B. die Ermittlung des (globalen) alveolären Druckes bzw. Druckverlaufes sowie der atemwegs- und gewebsrelatierten Resistance) während der kontrollierten Beatmung
15 eines Patienten ermöglicht.

- Bei der Beatmungsvorrichtung handelt es sich insbesondere um ein Beatmungs-
20 gerät, das mit einem kontinuierlichen (ohne relevante Pausen), jeweils stabilen bzw. konstantem, vom Betrag in- und expiratorisch gleichen Fluidstrom (und damit einem I:E-Verhältnis von typischerweise 1:1) vorzugsweise im Bereich optimaler bzw. maximaler Compliance beatmet. Dabei ist der Fluidstrom gerade so hoch, dass Normoventilation bzw. der gewünschte Grad der Kohlendioxidelimination bzw. -abatmung beim Patienten erreicht wird.
25

- Ein Anwender oder vorzugsweise eine (automatisch arbeitende) Steuereinrichtung der Beatmungsvorrichtung kann, unter Berücksichtigung eines ermittelten oder zusätzlich abgeschätzten Verlaufs zumindest eines Teilbereichs einer Compliance-Kurve in einem Druck-Volumen-Diagramm, eine Lage eines Druckintervalls mit den Drücken P_I und P_E bestimmen und diese Drücke an der Beatmungsvorrichtung einstellen (z. B. PIP als P_I bzw. als ersten Druck und PEEP als P_E
30

bzw. als dritten Druck), so dass zumindest ein Beatmungsvorgang, also eine Inspiration und / oder eine Expiration, zwischen diesen Drücken P_I und P_E erfolgt und dadurch über das resultierende V_T ein Betrag der Compliance dieses Beatmungsvorgangs möglichst groß ist. Alternativ kann die Lage eines Druckintervalls mit den Drücken P_I und P_E auch in einem Volumen-Druck-Diagramm ermittelt werden. Der Beatmungsvorgang sollte zudem so eingestellt werden, dass ein für eine Normoventilation erforderliches Minutenvolumen bei möglichst maximaler Compliance zu- und abgeführt werden kann, da ein (optimal) großes V_T mit einer (optimal) niedrigen Beatmungsfrequenz die Effizienz der Kohlendioxidelimination erhöht und so der Atemweg bzw. das Gewebe des Patienten möglichst wenig belastet wird.

Auch wenn der in- und expiratorische Fluidstrom vom Betrag unterschiedlich sein können, ist insbesondere nur eine Abweichung des aktuell vorliegenden Fluidstroms um höchstens 10 %, bevorzugt höchstens 5 %, besonders bevorzugt höchstens 1 %, jeweils während des Inspirationsvorgangs und während des Expirationsvorgangs von einem eingestellten oder durchschnittlich vorliegenden Fluidstrom vorgesehen. Insbesondere ist eine entsprechende Abweichung auch zwischen Inspirationsvorgang und Expirationsvorgang möglich. Insbesondere beträgt aber das Verhältnis zwischen Inspirationsvorgang und Expirationsvorgang 1:1, ist also der Fluidstrom konstant und betragsgleich für den Inspirationsvorgang und den Expirationsvorgang.

Mit der Beatmungsvorrichtung bzw. mit dem Verfahren können, ausgehend von den gemessenen Werten des Druckes und dem (ggf. aktiv gesteuerten und damit zu jedem Zeitpunkt bekannten) in- bzw. expiratorischen Fluidstrom, die genannten Kennwerte bzw. Parameter (atemwegs- und gewebsrelatierten Resistance und (globaler) alveolärer Druck bzw. Druckverlauf) ermittelt und wahlweise ausgegeben werden (z. B. auf einem Display der Beatmungsvorrichtung).

Es wird weiter ein Verfahren zur Bestimmung zumindest eines alveolären Druckes bzw. eines Verlaufs eines alveolären Druckes eines Patienten mit einer

Beatmungsvorrichtung vorgeschlagen, insbesondere mit der beschriebenen Beatmungsvorrichtung.

- Die Beatmungsvorrichtung umfasst zumindest eine Gaszuführeinrichtung und eine Gasabführeinrichtung, zum Zuführen eines (inspiratorischen) ersten Fluidstroms hin zu einem Atemweg eines Patienten und zum Abführen eines (expiratorischen) zweiten Fluidstroms aus dem Atemweg (des Patienten) zurück in die Beatmungsvorrichtung oder an eine Umgebung, einen Drucksensor zur Erfassung eines Druckes in dem Atemweg sowie eine Steuereinrichtung zum Betreiben der Beatmungsvorrichtung. Die Steuereinrichtung ist zur Durchführung des Verfahrens eingerichtet, das zumindest die folgenden Schritte umfasst:
- a) Festlegen eines Druckintervalls, in dem der Patient für ein festgelegtes Zeitintervall zu beatmen ist;
 - b) wiederholtes abwechselndes Durchführen von jeweils einem Inspirationsvorgang mit einem ersten Fluidstrom Q_1 mittels der Gaszuführeinrichtung und von jeweils einem Expirationsvorgang mit einem zweiten Fluidstrom Q_2 mittels der Gasabführeinrichtung innerhalb des Druckintervalls,
 - c) (Messen oder Bestimmen oder) Erfassen des sich während Schritt b) verändernden Druckes und der Fluidströme;
 - d) Durchführen einer Fouriertransformation für die erfassten Werte des Druckes und Bilden eines ersten Frequenzspektrums für den Druck sowie Durchführen einer Fouriertransformation für die erfassten Werte der Fluidströme und Bilden eines zweiten Frequenzspektrums für die Fluidströme;
 - e) Berechnen einer Impedanz Z_{aw} des Atemwegs durch Dividieren des ersten Frequenzspektrums durch das zweite Frequenzspektrum, wobei die Impedanz einen realen Anteil $\text{Real}(Z_{aw})$ und einen imaginären Anteil $\text{Im}(Z_{aw})$ aufweist;
 - f) Nachbilden zumindest des realen Anteils durch ein mathematisches erstes Modell und Ermitteln eines alveolären Druckes bzw. eines Verlaufs eines alveolären Druckes.

Die obige (nicht abschließende) Einteilung der Verfahrensschritte in a) bis f) soll vorrangig nur zur Unterscheidung dienen und keine Reihenfolge und / oder Abhängigkeit erzwingen. Auch die Häufigkeit der Verfahrensschritte z. B. während der Einrichtung und / oder des Betriebes der Beatmungsvorrichtung kann variieren. Ebenso ist möglich, dass Verfahrensschritte einander zumindest teilweise zeitlich überlagern. Ganz besonders bevorzugt finden die Verfahrensschritte a) bis c) jeweils nacheinander statt. Es ist aber auch möglich die Verfahrensschritte a) bis c) mehrmals zu wiederholen (also z. B. für unterschiedliche Druckintervalle). Schritt d) kann insbesondere nach der einmaligen Durchführung der Schritte a) bis c) oder auch nach einer mehrmaligen Durchführung der Schritte a) bis c) durchgeführt werden. Schritte e) und f) werden insbesondere nach Schritt d) durchgeführt. Insbesondere werden die Schritte a) bis f) in der angeführten Reihenfolge durchgeführt.

Insbesondere ist die Beatmungsvorrichtung zur ausschließlichen Beatmung des Patienten geeignet ausgeführt, wobei über die Steuereinrichtung zumindest zeitlich vor Schritt a) eine Normoventilation des Patienten durchgeführt wird.

Insbesondere weist die Beatmungsvorrichtung eine Saugeinrichtung auf, so dass in Schritt b) der zweite Fluidstrom in zumindest einem Expirationsvorgang durch ein Absaugen zumindest teilweise erzeugt wird.

Insbesondere ist der Fluidstrom zumindest während eines Inspirationsvorgangs und eines Expirationsvorgangs auf einen konstanten Wert eingestellt; wobei während Schritt b) der erste Fluidstrom Q_1 und der zweite Fluidstrom Q_2 jeweils konstant sind.

Es wird weiter eine Steuereinrichtung für eine Beatmungsvorrichtung, insbesondere für die beschriebene Beatmungsvorrichtung, vorgeschlagen, die zur Durchführung des beschriebenen Verfahrens (geeignet) ausgestattet, konfiguriert oder programmiert ist.

Die Ausführungen zur Beatmungsvorrichtung sind insbesondere auf das Verfahren und die Steuereinrichtung übertragbar und jeweils umgekehrt.

Weiter kann das beschriebene Verfahren auch von einem Anwender (teilweise)
5 manuell oder einem (separaten) Computer bzw. mit einem Prozessor einer Steuereinrichtung halbautomatisch oder (voll)automatisch ausgeführt werden.

Es wird demnach auch ein System zur Datenverarbeitung vorgeschlagen, das einen Prozessor umfasst, der so angepasst, programmiert und konfiguriert ist, dass
10 er das beschriebene Verfahren bzw. einen Teil der Schritte des Verfahrens (ggf. im Dialog mit einem Anwender) durchführt.

Es kann ein computerlesbares Speichermedium vorgesehen sein, das Befehle / Algorithmen umfasst, die bei der Ausführung durch einen Computer / Prozessor
15 diesen veranlassen, das beschriebene Verfahren bzw. mindestens einen Teil der Schritte des Verfahrens (ggf. im Dialog mit einem Anwender) auszuführen.

Die Verwendung unbestimmter Artikel („ein“, „eine“, „einer“ und „eines“), insbesondere in den Patentansprüchen und in der diese wiedergebenden Beschreibung, ist als solche und nicht als Zahlwort zu verstehen. Entsprechend damit eingeführte Begriffe bzw. Komponenten sind somit so zu verstehen, dass diese mindestens einmal vorhanden sind und insbesondere aber auch mehrfach vorhanden sein können.

25 Vorsorglich sei angemerkt, dass die hier verwendeten Zahlwörter („erste“, „zweite“, ...) vorrangig (nur) zur Unterscheidung von mehreren gleichartigen Gegenständen, Größen oder Prozessen dienen, also insbesondere keine Abhängigkeit und / oder Reihenfolge dieser Gegenstände, Größen oder Prozesse zueinander zwingend vorgeben. Sollte eine Abhängigkeit und / oder Reihenfolge erforderlich sein, ist dies hier explizit angegeben oder es ergibt sich offensichtlich für
30 den Fachmann beim Studium der konkret beschriebenen Ausgestaltung. Soweit ein Bauteil mehrfach vorkommen kann („mindestens ein“), kann die

Beschreibung zu einem dieser Bauteile für alle oder ein Teil der Mehrzahl dieser Bauteile gleichermaßen gelten; dies ist aber nicht zwingend.

Die Erfindung sowie das technische Umfeld werden nachfolgend anhand der be-
5 liegenden Figuren näher erläutert. Es ist darauf hinzuweisen, dass die Erfindung
durch die angeführten Ausführungsbeispiele nicht beschränkt werden soll. Insbe-
sondere ist es, soweit nicht explizit anders dargestellt, auch möglich, Teilaspekte
der in den Figuren erläuterten Sachverhalte zu extrahieren und mit anderen Be-
10 standteilen und Erkenntnissen aus der vorliegenden Beschreibung zu kombinie-
ren. Insbesondere ist darauf hinzuweisen, dass die Figuren und insbesondere die
dargestellten Größenverhältnisse nur schematisch sind. Es zeigen:

Fig. 1: eine Beatmungsvorrichtung im Betrieb;

15 Fig. 2: ein Diagramm mit einem Verlauf eines Druckes während eines Be-
atmungsvorgangs;

Fig. 3: ein Diagramm mit einem Verlauf eines Fluidstroms während des
20 Beatmungsvorgangs nach Fig. 2;

Fig. 4: ein Diagramm mit Frequenzspektren des Beatmungsvorgangs
nach Fig. 2 und 3;

25 Fig. 5: ein Diagramm mit den Anteilen der komplexen Impedanz der Fre-
quenzspektren nach Fig. 4; und

Fig. 6: ein Diagramm mit dem Verlauf eines Druckes während der Durch-
führung des Verfahrens.

30 Die Fig. 1 zeigt eine Beatmungsvorrichtung 1 im Betrieb. Die Beatmungsvorrich-
tung 1 umfasst eine Gaszuführeinrichtung 2 und eine Gasabführeinrichtung 3,
zum Zuführen eines (inspiratorischen) ersten Fluidstroms 4 hin zu einem

Atemweg 5 eines Patienten und zum Abführen eines (expiratorischen) zweiten Fluidstroms 6 aus dem Atemweg 5 zurück in die Beatmungsvorrichtung 1 oder in die Umgebung 7, einen Drucksensor 8 zur Erfassung eines Druckes 9 in dem Atemweg 5 sowie eine Steuereinrichtung 10 zum Betreiben der Beatmungsvorrichtung 1. Der Fluidstrom 4, 6 kann während eines Inspirationsvorgangs 13 und eines Expirationsvorgangs 14 auf einen konstanten Wert eingestellt werden. Die Steuereinrichtung 10 ist zum Betreiben der Beatmungsvorrichtung 1 und zur Durchführung des Messverfahrens geeignet ausgeführt.

10 Der Drucksensor 8 ist endotracheal angeordnet. Der Drucksensor 8 befindet sich am distalen Ende eines Beatmungskatheters, der als Bestandteil der Beatmungsvorrichtung 1 in dem Atemweg 5 des Patienten angeordnet ist.

15 Die Beatmungsvorrichtung 1 umfasst weiter eine Visualisierungseinrichtung 24 (z. B. ein Display), auf der die (Gesamt-)Resistance, atemwegsrelatierte Resistance und gewebsrelatierte Resistance, insbesondere aber auch der aktuelle alveoläre Druck 9 über die Zeit 22 und / oder der Verlauf des alveolären Druckes 9 und Volumens 23 (als Druck-Volumen-Kurve) darstellbar sind.

20 Fig. 2 zeigt ein Diagramm mit einem Verlauf eines Druckes 9 während eines Beatmungsvorgangs. Fig. 3 zeigt ein Diagramm mit einem Verlauf eines Fluidstroms 4, 6 während des Beatmungsvorgangs nach Fig. 2. Die Fig. 2 und 3 werden im Folgenden gemeinsam beschrieben. Auf die Ausführungen zu Fig. 1 wird verwiesen.

25 Auf der vertikalen Achse des Diagramms nach Fig. 2 ist der Druck 9 in [mbar] aufgetragen. Auf der vertikalen Achse des Diagramms nach Fig. 3 sind die Fluidströme 4, 6 in [Liter / Sekunde] aufgetragen. Auf den horizontalen Achsen der Diagramme ist die Zeit 22 aufgetragen.

30 Gemäß Schritt a) des Verfahrens erfolgt ein Festlegen eines Druckintervalls 11, in dem der Patient für ein festgelegtes Zeitintervall 12 (hier nicht festgelegt) zu

beatmen ist. Gemäß Schritt b) erfolgt ein wiederholtes abwechselndes Durchführen von jeweils einem Inspirationsvorgang 13 mit einem ersten Fluidstrom Q_1 4 mittels der Gaszuführeinrichtung 2 und von jeweils einem Expirationsvorgangs 14 mit einem zweiten Fluidstrom Q_2 6 mittels der Gasabführeinrichtung 3 innerhalb des Druckintervalls 11. Gemäß Schritt c) erfolgt ein Erfassen des sich während Schritt b) verändernden Druckes 9 und der Fluidströme 4, 6.

Die Beatmung erfolgt kontinuierlich (also ohne relevante Pausen) mit jeweils stabilen bzw. konstantem, vom Betrag in- und expiratorisch gleichen Fluidströmen 4, 6 (und damit einem I:E-Verhältnis von typischerweise 1:1) vorzugsweise im Bereich optimaler bzw. maximaler Compliance. Dabei ist der Fluidstrom 4, 6 gerade so hoch, dass Normoventilation bzw. der gewünschte Grad der Kohlendioxidelimination bzw. -abatemung beim Patienten erreicht wird.

Es ist erkennbar, dass eine Beatmungsfrequenz von ca. 0,167 Hz vorliegt, d. h. es werden fünf Beatmungsvorgänge in 30 Sekunden durchgeführt.

Fig. 4 zeigt ein Diagramm mit Frequenzspektren 15, 16 des Beatmungsvorgangs nach Fig. 2 und 3. Fig. 5 zeigt ein Diagramm mit den Anteilen 17, 18 der komplexen Impedanz der Frequenzspektren 15, 16 nach Fig. 4. Auf die Ausführungen zu den Fig. 1 bis 3 wird verwiesen.

Gemäß Schritt d) erfolgt ein Durchführen einer Fouriertransformation für die erfassten Werte des Druckes 9 und Bilden eines ersten Frequenzspektrums 15 für den Druck 9 sowie Durchführen einer Fouriertransformation für die erfassten Werte der Fluidströme 4, 6 und Bilden eines zweiten Frequenzspektrums 16 für die Fluidströme 4, 6. Es ist erkennbar, dass die Frequenzspektren 15, 16 klar erkennbare lokale Maxima aufweisen, z. B. bei der Beatmungs-Frequenz 19, also bei 0,167 Hz, und bei Vielfachem der Beatmungs-Frequenz 19, also bei 3 x Beatmungs-Frequenz 19, bei 5 x Beatmungs-Frequenz, bei 7 x Beatmungs-Frequenz 19, bei 9 x Beatmungs-Frequenz 19, usw.

Gemäß Schritt e) erfolgt ein Berechnen einer Impedanz Z_{aw} des Atemwegs 5 durch Dividieren des ersten Frequenzspektrums 15 durch das zweite Frequenzspektrum 16, wobei die Impedanz einen realen Anteil $Real(Z_{aw})$ 17 und einen imaginären Anteil $Im(Z_{aw})$ 18 aufweist.

5

Die Impedanz wird jeweils für die, die lokalen Maxima erzeugenden, Frequenzen 19 ermittelt. In Fig. 5 sind die Werte der einzelnen Anteile 17, 18 für die jeweilige Frequenz 19 dargestellt. Die einzelnen so ermittelten Werte der Anteile 17, 18 der Impedanz, bzw. Punkte im Diagramm, können dann gemäß Schritt f) durch
10 eine Kurve, also durch ein mathematisches erstes Modell, approximiert bzw. nachgebildet werden.

Gemäß Schritt f) erfolgt also ein Nachbilden zumindest des realen Anteils 17 durch ein mathematisches erstes Modell und Ermitteln eines alveolären Druckes
15 9 bzw. eines Verlaufs eines alveolären Druckes 9.

Insbesondere umfasst das erste Modell die Gleichung $Real(Z_{aw}) = R_{aw} + G/\omega^\alpha$, mit

R_{aw} : atemwegsrelatierte Resistance;

20 G/ω^α : gewebsrelatierte Resistance; mit G als einer Konstanten, ω der Kreisfrequenz (also $2 \times \pi \times$ Frequenz der Beatmung) und α als einer Konstanten; wobei der reale Anteil 17 die Resistance, also die während der In- bzw. Expiration zu überwindenden Widerstände des Atemwegs 5, beschreibt.

25 Der alveoläre Druck 9 P_{alv} bzw. dessen Verlauf wird aus der Gleichung $P_{alv} = P_{trach} - Q_i \times R_{aw}$ ermittelt, mit
 Q_i : dem jeweils während Schritt b) vorliegenden Fluidstrom 4, 6 (siehe Fig. 3).

Der gemessene oder bestimmte Druck 9 P_{trach} ist der über die Zeit 22 sich ver-
30 ändernde Druck 9 in dem Atemweg 5 (siehe Fig. 2). Der Verlauf des Druckes 9

P_{alv} über die Zeit 22 ergibt sich also in Abhängigkeit von dem sich über die Zeit 22 ändernden Druck 9 P_{trach} .

Insbesondere ist in Schritt f) durch ein mathematisches zweites Modell auch der imaginäre Anteil 18 (siehe Fig. 5) nachbildbar, wobei das zweite Modell die Gleichung

$$Z_{aw} = R_{aw} + k \times j \times \omega \times I_{aw} + \frac{G-j \times H}{\omega^\alpha}$$

$$Im(Z_{aw}) = j \times (k \times \omega \times I_{aw} + \frac{-H}{\omega^\alpha}); \text{ mit}$$

k: einer Konstanten;

I_{aw} : Trägheit des Atemwegs 5;

10 $\frac{-H}{\omega^\alpha}$: Elastizität des Atemwegs 5 mit H als einer Konstanten;

wobei der imaginäre Anteil 18 die Atemwegsreactance X_a beschreibt, wobei eine Compliance des Atemwegs 5 durch $C = -\frac{1}{\omega \times X_a}$ beschrieben ist.

Der imaginäre Anteil 18 ist für die Bestimmung des alveolären Druckes 9 bzw. dessen Verlaufs insbesondere nicht zu ermitteln. Allerdings können aus dem imaginären Anteil 18 weitere ggf. als relevant erachtete Parameter abgeleitet werden, z. D. die Atemwegsreactance und die Compliance des Atemwegs 5.

Fig. 6 zeigt ein Diagramm mit dem Verlauf eines Druckes 9 während der Durchführung des Verfahrens. Auf der vertikalen Achse des Diagramms ist der Druck 9 in [mbar] aufgetragen. Auf der horizontalen Achse ist die Zeit 22 aufgetragen. Auf die Ausführungen zu Fig. 1 bis 5 wird verwiesen.

Bevorzugt ist, dass das Druckintervall 11 zumindest für ein Zeitintervall 12 reduziert wird, wobei das Verfahren innerhalb dieses Zeitintervalls 12 durchgeführt wird.

Die Schritte a) bis c) werden hier wiederholt durchgeführt, d. h. es werden nacheinander mehrere unterschiedliche Druckintervalle 11 festgelegt, in denen dann gemäß Schritt c) Werte für Druck 9 und Fluidströme 4, 6 erfasst werden. Diese

Werte aus unterschiedlichen Druckintervallen 11 werden dann in den Schritten d) bis f) weiterverarbeitet.

5 In jedem Schritt b) werden fünf Inspirationsvorgänge 13 und Expirationsvorgänge 14 (vgl. Fig. 2) durchgeführt.

Jedes Druckintervall 11 wird einem mittleren Druck 9 zugeordnet, wobei das Druckintervall 11 in einem endexpiratorischen Zustand 20 durch einen Druck 9 PEEP (positive end expiratory pressure) und in einem endinspiratorischem Zustand 21 durch einen Druck 9 PIP (peak inspiratory pressure) begrenzt ist.

15 Das Druckintervall 11 umfasst z. B. höchstens 5 mbar, wobei mit jedem Beatmungsvorgang nur ein geringes Volumen 23 des Fluids zu- bzw. abgeführt wird. Z. B. beträgt das innerhalb des Druckintervalls 11 und innerhalb des einen Beatmungsvorgangs zu- und / oder abgeführte Volumen 23 des Fluids höchstens 10 % eines maximalen Volumens des Atemwegs 5.

20 Hier werden nacheinander fünf Druckintervalle 11 festgelegt, wobei die Beatmung des Patienten mit der Beatmungsvorrichtung 1 erfolgt und der Atemweg 5 mit den unterschiedlichen Druckintervallen unmittelbar nacheinander beaufschlagt wird.

Bezugszeichenliste

	1	Beatmungsvorrichtung
	2	Gaszuführeinrichtung
5	3	Gasabföhreinrichtung
	4	erster Fluidstrom
	5	Atemweg
	6	zweiter Fluidstrom
	7	Umgebung
10	8	Drucksensor
	9	Druck
	10	Steuereinrichtung
	11	Druckintervall
	12	Zeitintervall
15	13	Inspirationsvorgang
	14	Expirationsvorgang
	15	erstes Frequenzspektrum
	16	zweites Frequenzspektrum
	17	realer Anteil
20	18	imaginärer Anteil
	19	Frequenz
	20	endexpiratorischer Zustand
	21	endinspiratorischer Zustand
	22	Zeit
25	23	Volumen
	24	Visualisierungseinrichtung

Patentansprüche

1. Beatmungsvorrichtung (1), zumindest umfassend eine Gaszuführeinrichtung (2) und eine Gasabführeinrichtung (3), zum Zuführen eines ersten Fluidstroms (4) hin zu einem Atemweg (5) eines Patienten und zum Abführen eines zweiten Fluidstroms (6) aus dem Atemweg (5) zurück in die Beatmungsvorrichtung (1) oder an eine Umgebung (7), einen Drucksensor (8) zur Erfassung eines Druckes P_{trach} (9) in dem Atemweg (5) sowie eine Steuereinrichtung (10) zum Betreiben der Beatmungsvorrichtung (1); wobei die Steuereinrichtung (10) zur Durchführung eines Verfahrens eingerichtet ist, das zumindest die folgenden Schritte umfasst:
- a) Festlegen eines Druckintervalls (11), in dem der Patient für ein festgelegtes Zeitintervall (12) zu beatmen ist;
 - b) wiederholtes abwechselndes Durchführen von jeweils einem Inspirationsvorgang (13) mit dem ersten Fluidstrom (4) Q_1 mittels der Gaszuführeinrichtung (2) und von jeweils einem Expirationsvorgangs (14) mit dem zweiten Fluidstrom (6) Q_2 mittels der Gasabführeinrichtung (3) innerhalb des Druckintervalls (11),
 - c) Erfassen des sich während Schritt b) verändernden Druckes (9) und der Fluidströme (4, 6);
 - d) Durchführen einer Fouriertransformation für die erfassten Werte des Druckes (9) und Bilden eines ersten Frequenzspektrums (15) für den Druck (9) sowie Durchführen einer Fouriertransformation für die erfassten Werte der Fluidströme (4, 6) und Bilden eines zweiten Frequenzspektrums (16) für die Fluidströme (4, 6);
 - e) Berechnen einer Impedanz Z_{aw} des Atemwegs (5) durch Dividieren des ersten Frequenzspektrums (15) durch das zweite Frequenzspektrum (16), wobei die Impedanz einen realen Anteil $\text{Real}(Z_{\text{aw}})$ (17) und einen imaginären Anteil $\text{Im}(Z_{\text{aw}})$ (18) aufweist;
 - f) Nachbilden zumindest des realen Anteils (17) durch ein mathematisches erstes Modell und Ermitteln eines alveolären Druckes P_{alv} (9) bzw. eines Verlaufs eines alveolären Druckes P_{alv} (9).

2. Beatmungsvorrichtung (1) nach Patentanspruch 1, wobei das erste Modell die Gleichung $Real(Z_{aw}) = R_{aw} + G/\omega^\alpha$ umfasst, mit
 R_{aw} : atemwegsrelatierte Resistance;
- 5 G/ω^α : gewebsrelatierte Resistance; mit G als einer Konstanten, ω der Kreisfrequenz und α als einer Konstanten; wobei der reale Anteil (17) die Resistance, also die während der In- bzw. Expiration zu überwindenden Widerstände, beschreibt.
- 10 3. Beatmungsvorrichtung (1) nach Patentanspruch 2, wobei der alveoläre Druck P_{alv} aus der Gleichung $P_{alv} = P_{trach} - Q_i \times R_{aw}$ ermittelt wird; mit Q_i : dem jeweils vorliegenden Fluidstrom (4, 6).
- 15 4. Beatmungsvorrichtung (1) nach einem der vorhergehenden Patentansprüche 2 und 3, wobei in Schritt f) durch ein mathematisches zweites Modell auch der imaginäre Anteil (18) nachbildbar ist, wobei das zweite Modell die Gleichung $Z_{aw} = R_{aw} + k \times j \times \omega \times I_{aw} + \frac{G-j \times H}{\omega^\alpha}$ umfasst; wobei
 $Im(Z_{aw}) = j \times (k \times \omega \times I_{aw} + \frac{-H}{\omega^\alpha})$; mit
k: einer Konstanten;
- 20 I_{aw} : Trägheit des Atemwegs (5);
 $\frac{-H}{\omega^\alpha}$: Elastizität des Atemwegs (5) mit H als einer Konstanten;
wobei der imaginäre Anteil (18) die Atemwegsreactance X_a beschreibt, wobei eine Compliance des Atemwegs (5) durch $C = -\frac{1}{\omega \times X_a}$ beschrieben ist.
- 25 5. Beatmungsvorrichtung (1) nach einem der vorhergehenden Patentansprüche, wobei der Drucksensor (8) endotracheal angeordnet ist.
6. Beatmungsvorrichtung (1) nach einem der vorhergehenden Patentansprüche, wobei zumindest die Schritte a) bis c) in verschiedenen Druckintervallen (11) durchgeführt werden.
- 30

7. Beatmungsvorrichtung (1) nach einem der vorhergehenden Patentansprüche, wobei das Druckintervall (11) höchstens 10 mbar umfasst.
- 5 8. Beatmungsvorrichtung (1) nach einem der vorhergehenden Patentansprüche, wobei das innerhalb des Druckintervalls (11) zu- oder abgeführte Fluidvolumen höchstens 10 % eines maximalen Volumens des Atemwegs (5) beträgt.
- 10 9. Beatmungsvorrichtung (1) nach einem der vorhergehenden Patentansprüche, wobei in Schritt b) mindestens fünf Inspirationsvorgänge (13) und Expirationsvorgänge (14) durchgeführt werden.
- 15 10. Beatmungsvorrichtung (1) nach einem der vorhergehenden Patentansprüche, wobei in Schritt c) Werte für den Druck (9) und den Fluidstrom (4, 6) zu jeweils gleichen Zeitpunkten erfasst werden und die Zeitpunkte zeitliche Abstände von höchstens 0,1 Sekunden aufweisen.
- 20 11. Beatmungsvorrichtung (1) nach einem der vorhergehenden Patentansprüche, wobei die Beatmungsvorrichtung (1) zur ausschließlichen Beatmung des Patienten geeignet ausgeführt ist; wobei über die Steuereinrichtung (10) zumindest zeitlich vor Schritt a) oder nach Schritt c) eine Normoventilation des Patienten durchführbar ist.
- 25 12. Beatmungsvorrichtung (1) nach einem der vorhergehenden Patentansprüche, wobei die Gasabführeinrichtung (3) eine Saugereinrichtung aufweist, so dass in Schritt b) der zweite Fluidstrom (6) in zumindest einem Expirationsvorgang (14) durch ein Absaugen zumindest teilweise erzeugt wird.
- 30 13. Beatmungsvorrichtung (1) nach einem der vorhergehenden Patentansprüche, wobei der Fluidstrom (4, 6) zumindest während eines Inspirationsvorgangs (13) und eines Expirationsvorgangs (14) auf einen konstanten Wert

einstellbar ist; wobei während Schritt b) der erste Fluidstrom (4) Q_1 und der zweite Fluidstrom (6) Q_2 jeweils konstant sind.

14. Beatmungsvorrichtung (1) nach Patentanspruch 13, wobei die Fluidströme (4, 6) gleich groß sind.
15. Verfahren zur Bestimmung zumindest eines alveolären Druckes P_{alv} (9) bzw. eines Verlaufs eines alveolären Druckes P_{alv} (9) eines Patienten mit einer Beatmungsvorrichtung (1), wobei die Beatmungsvorrichtung (1) zumindest eine Gaszuführeinrichtung (2) und eine Gasabführeinrichtung (3), zum Zuführen eines ersten Fluidstroms (4) hin zu einem Atemweg (5) eines Patienten und zum Abführen eines zweiten Fluidstroms (6) aus dem Atemweg (5) zurück in die Beatmungsvorrichtung (1) oder an eine Umgebung (7), einen Drucksensor (8) zur Erfassung eines Druckes P_{trach} (9) in dem Atemweg (5) sowie eine Steuereinrichtung (10) zum Betreiben der Beatmungsvorrichtung (1) aufweist; wobei die Steuereinrichtung (10) zur Durchführung des Verfahrens eingerichtet ist, das zumindest die folgenden Schritte umfasst:
- a) Festlegen eines Druckintervalls (11), in dem der Patient für ein festgelegtes Zeitintervall (12) zu beatmen ist;
 - b) wiederholtes abwechselndes Durchführen von jeweils einem Inspirationsvorgang (13) mit einem ersten Fluidstrom (4) Q_1 mittels der Gaszuführeinrichtung (2) und von jeweils einem Expirationsvorgangs (14) mit einem zweiten Fluidstrom (6) Q_2 mittels der Gasabführeinrichtung (3) innerhalb des Druckintervalls (11),
 - c) Erfassen des sich während Schritt b) verändernden Druckes (9) und der Fluidströme (4, 6);
 - d) Durchführen einer Fouriertransformation für die erfassten Werte des Druckes (9) und Bilden eines ersten Frequenzspektrums (15) für den Druck (9) sowie Durchführen einer Fouriertransformation für die erfassten Werte der Fluidströme (4, 6) und Bilden eines zweiten Frequenzspektrums (16) für die Fluidströme (4, 6);

- e) Berechnen einer Impedanz Z_{aw} des Atemwegs (5) durch Dividieren des ersten Frequenzspektrums (15) durch das zweite Frequenzspektrum (16), wobei die Impedanz einen realen Anteil $\text{Real}(Z_{aw})$ (17) und einen imaginären Anteil $\text{Im}(Z_{aw})$ (18) aufweist;
- 5 f) Nachbilden zumindest des realen Anteils (17) durch ein mathematisches erstes Modell und Ermitteln eines alveolären Druckes P_{alv} (9) bzw. eines Verlaufs eines alveolären Druckes P_{alv} (9).
- 10 16. Verfahren (1) nach Patentanspruch 15, wobei die Beatmungsvorrichtung (1) zur ausschließlichen Beatmung des Patienten geeignet ausgeführt ist; wobei über die Steuereinrichtung (10) zumindest zeitlich vor Schritt a) eine Normoventilation des Patienten durchgeführt wird.
- 15 17. Verfahren (1) nach einem der vorhergehenden Patentansprüche 15 und 16, wobei die Gasabführeinrichtung (3) eine Saugereinrichtung aufweist, so dass in Schritt b) der zweite Fluidstrom (6) in zumindest einem Expirationsvorgang (14) durch ein Absaugen zumindest teilweise erzeugt wird.
- 20 18. Verfahren (1) nach einem der vorhergehenden Patentansprüche 15 bis 17, wobei der Fluidstrom (4, 6) zumindest während eines Inspirationsvorgangs (13) und eines Expirationsvorgangs (14) auf einen konstanten Wert eingestellt ist; wobei während Schritt b) der erste Fluidstrom (4) Q_1 und der zweite Fluidstrom (6) Q_2 jeweils konstant sind.
- 25 19. Steuereinrichtung (10) für eine Beatmungsvorrichtung (1), die zur Durchführung des Verfahrens nach einem der vorhergehenden Patentansprüche 15 bis 18 ausgestattet, konfiguriert oder programmiert ist.

Fig. 1

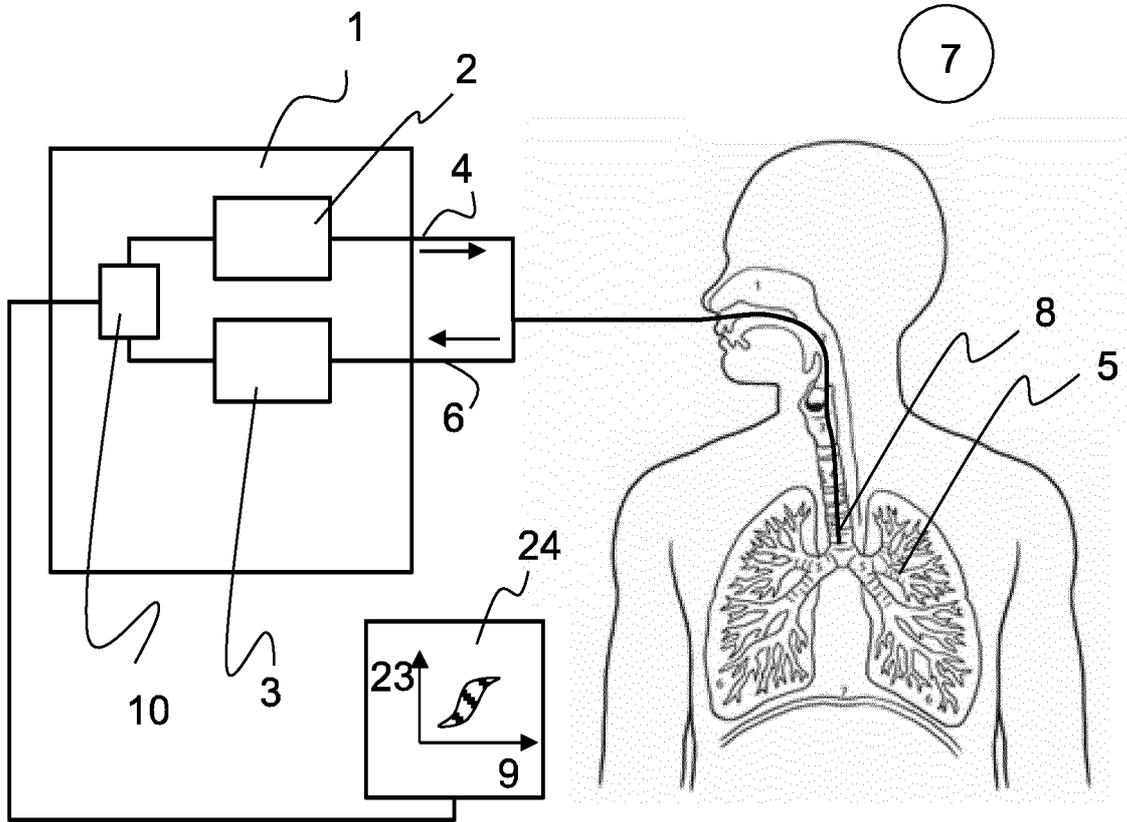


Fig. 2

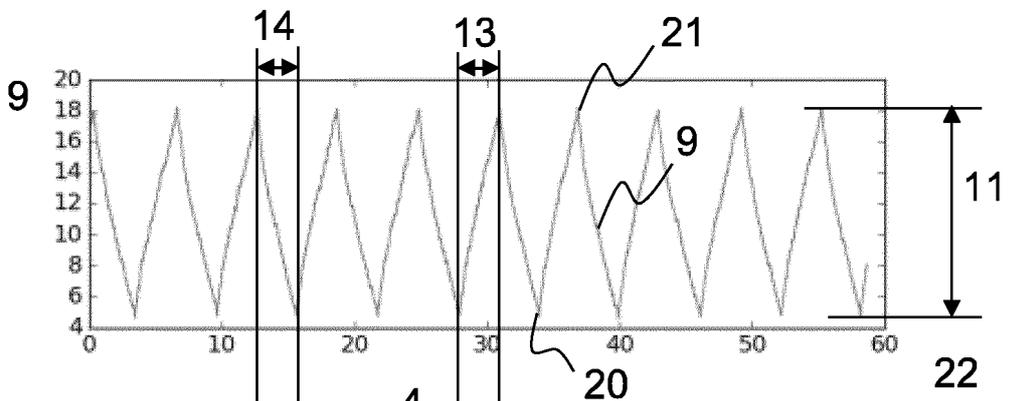
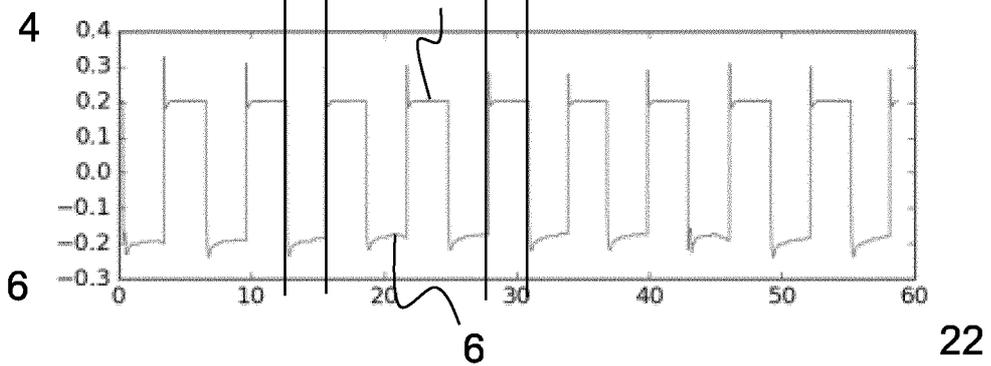
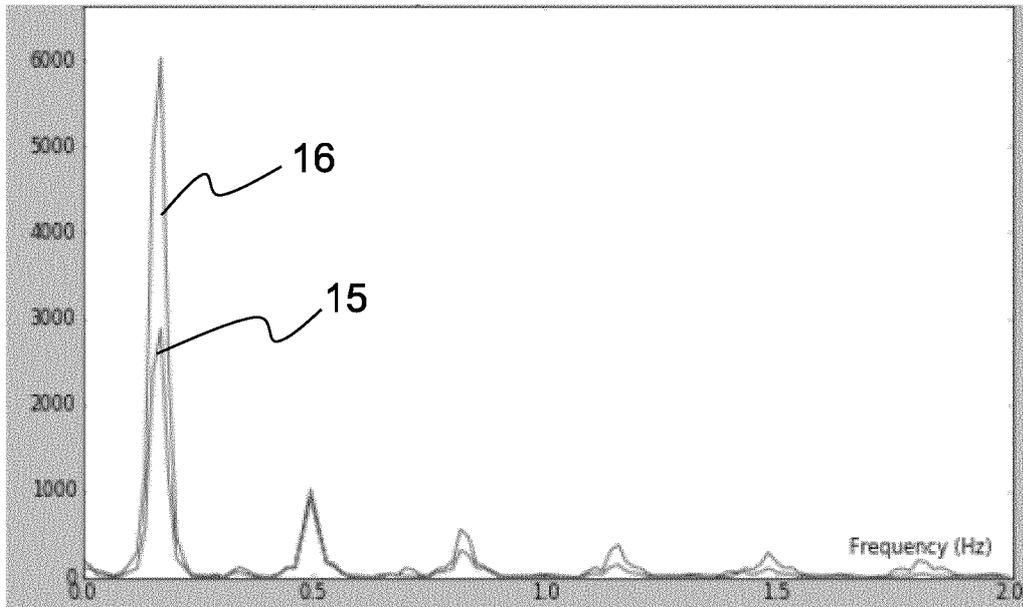


Fig. 3



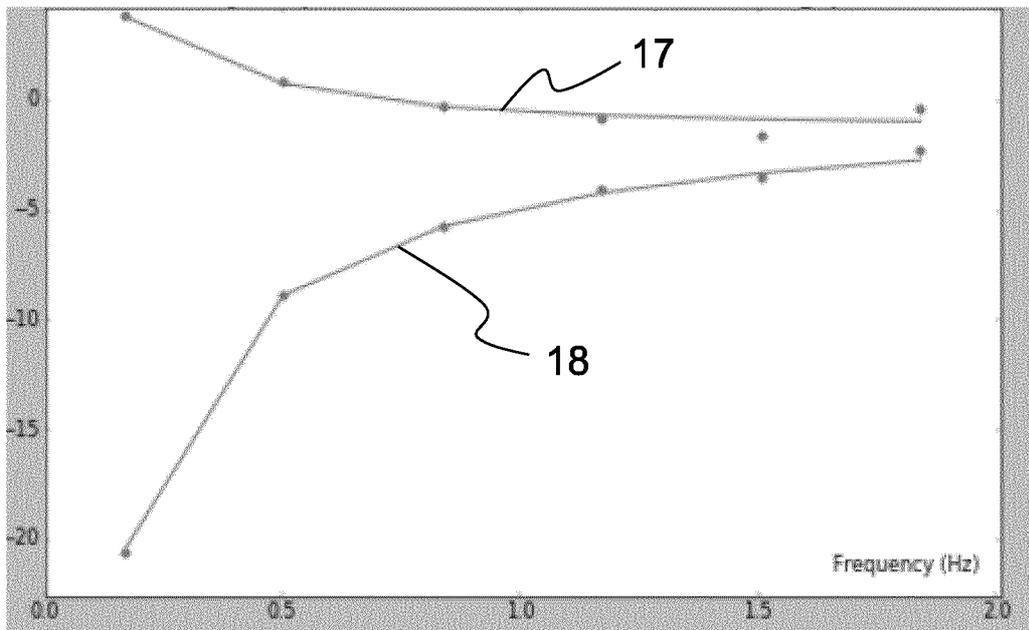
2/2

Fig. 4



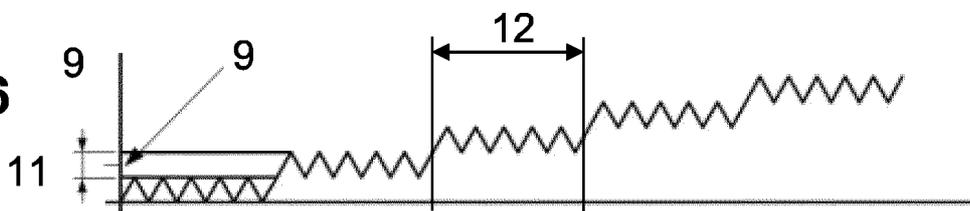
19

Fig. 5



19

Fig. 6



22

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/EP2021/064749

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
A61M 16/00(2006.01)i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)		
A61M		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
EPO-Internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	DAVID W. KACZKA ET AL. "Oscillation Mechanics of the Respiratory System: Applications to Lung Disease" <i>CRITICAL REVIEWS(TM) IN BIOMEDICAL ENGINEERING</i> , Vol. 39, No. 4, 01 January 2011 (2011-01-01), pages 337-359 DOI: 10.1615/CritRevBiomedEng.v39.i4.60 ISSN: 0278-940X, XP055157519 equations 8-11; page 7, paragraph "Inverse modelling of impedance"; figures 1, 5, 7	1-19
X	STANKIEWICZ BARBARA ET AL. "A new infant hybrid respiratory simulator: preliminary evaluation based on clinical data" <i>MEDICAL AND BIOLOGICAL ENGINEERING AND COMPUTING, SPRINGER, HEILDELBERG, DE</i> , Vol. 55, No. 11, 25 March 2017 (2017-03-25), pages 1937-1948, [retrieved on 2017-03-25] DOI: 10.1007/S11517-017-1635-9 ISSN: 0140-0118, XP036341840 equations 1, 2; page 1940; figure 2	1-19
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
<p>* Special categories of cited documents:</p> <p>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date</p> <p>"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)</p> <p>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p> <p>"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention</p> <p>"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone</p> <p>"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art</p> <p>"&" document member of the same patent family</p>		
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report
02 September 2021		13 September 2021
Name and mailing address of the ISA/EP		Authorized officer
European Patent Office p.b. 5818, Patentlaan 2, 2280 HV Rijswijk Netherlands Telephone No. (+31-70)340-2040 Facsimile No. (+31-70)340-3016		Fernández Cuenca, B Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/EP2021/064749

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	MARCHAL ET AL. "Forced oscillations, interrupter technique and body plethysmography in the preschool child" <i>PAEDIATRIC RESPIRATORY REVIEWS</i> , W.B. SAUNDERS, AMSTERDAM, NL, Vol. 6, No. 4, 01 December 2005 (2005-12-01), pages 278-284 DOI: 10.1016/J.PRRV.2005.09.007 ISSN: 1526-0542, XP005166861 equations 2-11; page 279	1-19
.....		

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES INV. A61M16/00 ADD.		
Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC		
B. RECHERCHIERTE GEBIETE Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole) A61M		
Recherchierte, aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen		
Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe) EPO-Internal		
C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	DAVID W. KACZKA ET AL: "Oscillation Mechanics of the Respiratory System: Applications to Lung Disease", CRITICAL REVIEWS(TM) IN BIOMEDICAL ENGINEERING, Bd. 39, Nr. 4, 1. Januar 2011 (2011-01-01), Seiten 337-359, XP055157519, ISSN: 0278-940X, DOI: 10.1615/CritRevBiomedEng.v39.i4.60 Gleichungen 8-11; Seite 7, Absatz Inverse modelling of impedance; Abbildungen 1,5,7 ----- -/--	1-19
<input checked="" type="checkbox"/> Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen <input type="checkbox"/> Siehe Anhang Patentfamilie		
* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen : "A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist "E" frühere Anmeldung oder Patent, die bzw. das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist "L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt) "O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht "P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist "T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist "X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden "Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist "&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist		
Datum des Abschlusses der internationalen Recherche		Absendedatum des internationalen Recherchenberichts
2. September 2021		13/09/2021
Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Bevollmächtigter Bediensteter Fernández Cuenca, B

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	<p>STANKIEWICZ BARBARA ET AL: "A new infant hybrid respiratory simulator: preliminary evaluation based on clinical data", MEDICAL AND BIOLOGICAL ENGINEERING AND COMPUTING, SPRINGER, HEILDELBERG, DE, Bd. 55, Nr. 11, 25. März 2017 (2017-03-25) , Seiten 1937-1948, XP036341840, ISSN: 0140-0118, DOI: 10.1007/S11517-017-1635-9 [gefunden am 2017-03-25] Gleichungen 1, 2; Seite 1940; Abbildung 2</p> <p style="text-align: center;">-----</p>	1-19
A	<p>MARCHAL ET AL: "Forced oscillations, interrupter technique and body plethysmography in the preschool child", PAEDIATRIC RESPIRATORY REVIEWS, W.B. SAUNDERS, AMSTERDAM, NL, Bd. 6, Nr. 4, 1. Dezember 2005 (2005-12-01), Seiten 278-284, XP005166861, ISSN: 1526-0542, DOI: 10.1016/J.PRRV.2005.09.007 Gleichungen 2-11; Seite 279</p> <p style="text-align: center;">-----</p>	1-19