

(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
3. Juni 2010 (03.06.2010)



(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2010/060422 A2

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

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/DE2009/001709

(22) Internationales Anmeldedatum:
24. November 2009 (24.11.2009)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2008 060 799.1
27. November 2008 (27.11.2008) DE

(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme
von US): **TECHNISCHE UNIVERSITÄT DRESDEN**
[DE/DE]; 01062 Dresden (DE).

(72) Erfinder; und

(75) Erfinder/Anmelder (nur für US): **GAMA DE ABREU, Marcelo** [DE/DE]; Am Pressgrund 8, 01328 Dresden (DE). **SPIETH, Peter, Markus** [DE/DE]; Tieckstrasse 21, 01099 Dresden (DE). **KOCH, Thea** [DE/DE]; Lene-Glatzer-Strasse 12b, 01309 Dresden (DE).

(74) Anwalt: **HEMPEL, Hartmut**; Jagdweg 10, 01159 Dresden (DE).

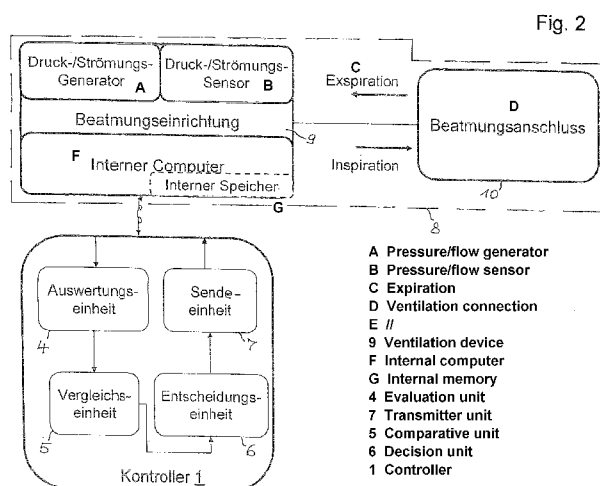
(81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG,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

(84) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare regionale Schutzrechtsart): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches (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, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: CONTROLLER FOR VENTILATION DEVICES FOR ADJUSTING VARIABLE PRESSURE-ASSISTED VENTILATION

(54) Bezeichnung : KONTROLLER FÜR BEATMUNGSGERÄTE ZUR REGELUNG EINER VARIABLEN DRUCKUNTERSTÜTZUNGSBEATMUNG



(57) Abstract: The invention relates to a controller (1) for ventilation devices (8) for adjusting variable pressure-assisted ventilation which is based on the variability of a respiratory system (2), said respiratory system (2) in the form of a subject (P;) having the intrinsic variability of the respiratory intake volume (V_T) and a respiratory rate, the controller including properties of the respiratory system (2) and the ventilation work. The controller (1) is adapted to maintain the variability in the form of variations (ΔV_T) of the respiratory intake volume (V_T) based on an average value (V_{TM}) and the associated average value (V_{TM}) at predetermined respiratory intake volume values in a predetermined respiratory intake target range (V_{TO} - V_{TU}) while a pressure-assistance value (P_{ASB}) is applied to achieve a predetermined respiratory intake target range (V_{TO} - V_{TU}) according to the mechanical properties of the respiratory system (2) and the variability of the respiratory pattern (111, 113, 114, 115, 116). The controller (1) consists of the following elements: an evaluation unit (4) for collecting the properties of the respiratory pattern (111, 113, 114, 115, 116), a comparative unit (5) for testing if predetermined limits (V_{TO} , V_{TU}) within a respiratory intake volume target

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

**Veröffentlicht:**

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

range ($V_{TO}-V_{TU}$) are met in relation to an average value (V_{TM}) or an average standard deviation (RF) of the respiratory intake volume (V_T); a decision unit (6) having predetermined decision algorithms which lead to an adaptation of the average value (V_{TM}) or the average standard deviation (RF) of the assistance pressure value (P_{ASB}), and a transmitter unit (7) having complex distributions of assistance pressure values (P_{ASB}) which are sent individually or as packet-type series to the ventilation device (8), the complexity representing irregular variations of the pressure around an average value.

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft einen Controller (1) für Beatmungsgeräte (8) zur Regelung der variablen Druckunterstützungsbeatmung, die auf der Variabilität eines respiratorischen Systems (2) beruht, wobei dabei das respiratorische System (2) in Form eines Subjekts (PO) mit der intrinsischen Variabilität des Atemhubvolumens (V_T) und einer Atemfrequenz versehen ist, enthaltend Eigenschaften des respiratorischen Systems (2) und die Beatmungsarbeit. Die Lösung besteht darin, dass der Controller (1) in der Lage ist, die Variabilität in Form von Schwankungen (ΔV_T) des Atemhubvolumens (V_T) bezogen auf einen Mittelwert (V_{TM}) und den zugehörigen Mittelwert (V_{TM}) zu vorgegebenen Atemhubvolumenwerten in einem vorgegebenen Atemhubvolumen-Zielbereich ($V_{TO}-V_{TU}$) ZU führen, während ein Druckunterstützungswert (P_{ASB}) anliegt, um den vorgegebenen Atemhubvolumen-Zielbereich ($V_{TO}-V_{TU}$) gemäß den mechanischen Eigenschaften des respiratorischen Systems (2) und der Variabilität des Atemmusters (111, 113, 114, 115, 116) zu erreichen, wobei der Controller (1) aus folgenden Bestandteilen besteht: - einer Auswertungseinheit (4) zur Erhebung der Eigenschaften des Atemmusters (111, 113, 114, 115, 116), - einer Vergleichseinheit (5) zur Testung der Einhaltung von vorgegebenen Grenzen (V_{TO} , V_{TU}) innerhalb eines Atemhubvolumen-Zielbereiches ($V_{TO}-V_{TU}$) in Bezug auf einen Mittelwert (V_{TM}) oder einer mittleren Standardabweichung (RF) des Atemhubvolumens (V_T); - einer Entscheidungseinheit (6) mit vorgegebenen Entscheidungsalgorithmen, welche zu einer Anpassung des Mittelwertes (V_{TM}) oder der mittleren Standardabweichung (RF) des Unterstützungsdrukswertes (P_{ASB}) führen, und - einer Sendeeinheit (7) mit vorgegebenen komplexen Verteilungen von Unterstützungsdrukswerten (P_{ASB}), welche einzeln oder als paketartige Serie zum Beatmungsgerät (8) gesendet werden, wobei die Komplexität irreguläre Schwankungen des Drucks um einen Mittelwert darstellt.

5

10

15

20

**Kontroller für Beatmungsgeräte
zur Regelung einer variablen Druckunterstützungsbeatmung**

Beschreibung

25

Die Erfindung betrifft einen Kontroller für Beatmungsgeräte zur Regelung einer variablen Druckunterstützungsbeatmung.

30

Ein Atemmuster von Patienten, deren Atmung durch ein Beatmungsgerät unterstützt wird, zeichnet sich durch eine Regelmäßigkeit oder eine niedrige Veränderung - Variabilität - von Atemhubvolumina und Atemfrequenz aus. Dies ist auf verschiedene Faktoren zurückzuführen, wobei als Variabilität die Schwankungsbreite des Atemhubvolumens und der Atemfrequenz um einen Mittelwert defi-

niert wird. Zum Einen wird die unterstützte Spontanatmung unter Analgosedierung durchgeführt, was zu einer Senkung der Atemvariabilität führt. Zum Zweiten kann die zugrunde liegende Erkrankung des Patienten zu einer Reduktion der Variabilität des Atemmusters führen. Zum Dritten basieren die meisten herkömmlichen Beatmungsformen auf einer starren Unterstützung der Atmung ohne Beachtung der eigenen intrinsischen Variabilität des Patienten.

Eine Anpassung der Beatmung oder der adaptiven assistierten Spontanatmung - ASB - anhand respiratorischer Parameter ist bereits mehrfach in Druckschriften beschrieben. Die adaptive assistierte Spontanatmung ASB als Beatmungsform ist in der Druckschrift Laubscher et al.: An adaptive lung ventilation controller, IEEE Trans. Biomed. Eng., 41:51-59, 1994, beschrieben und zielt darauf ab, dass bei beatmeten Patienten die Beatmungsarbeit des Beatmungsgerätes an die Atmung des Patienten angepasst wird. Dabei werden die Parameter Atemfrequenz und Atemhubvolumina durch einen im Beatmungsgerät befindlichen Kontroller justiert, so dass ein vom Bediener angegebenes Luftvolumen pro Minute (Minutenvolumen) gewährleistet wird, wobei die Kombination der Parameter zu einer Minimierung der Beatmungsarbeit führen kann. Der Kontroller besteht aus einer zum Beatmungsgerät internen bzw. externen Recheneinheit, welche die Atemfrequenz und das mittlere Atemhubvolumen über eine Überwachungszeit erfasst. Durch einen Algorithmus zur Minimierung der Beatmungsarbeit wird die Atemfrequenz festgelegt und der adaptiv angepasste Unterstützungsdruckwert P_{ASB} berechnet, der das resultierende Atemhubvolumen ermöglicht. Wenn die Atemfrequenz des Patienten zu niedrig ist, werden vom Beatmungsgerät in kontrollierter Weise Atemzüge generiert, d.h. es werden Beatmungszyklen initiiert, um die angepasste Atemfrequenz zu erreichen.

Ein Problem des Verfahrens ist es, dass die spontane Variabilität des Atemmusters nicht nachgebildet wird und das Beatmungsgerät sich nicht an die Variabilität - den Schwankungen des Atemhubvolumens um einen vorgesehenen Mittelwert V_{TM} - anpassen kann. Ein anderes Problem ist die Störung der Synchronie zwischen Beatmungsgerät und Patienten, wenn das Beatmungsgerät unabhängig von der inspiratorischen Anstrengung des Patienten einen Beatmungszyklus erzeugt.

Eine proportional unterstützte Beatmung (engl. Proportional Assist Ventilation – PAV) als Beatmungsform ist in der Druckschrift: Proportional assist ventilation, a new approach to ventilatory support, Theory, Am. Rev. Respir. Dis., 145, S.114-120, 1992, beschrieben, bei der der Unterstützungsdruck proportional zum Atemgasfluss und zum Atemhubvolumen variiert. Das Ziel besteht hierbei darin, dass die durch Widerstand und Elastizität des Beatmungsgerätes erhöhte Beatmungsarbeit kompensiert und die Beatmung an den Bedarf des Patienten angepasst wird.

- 10 In Fig. 1a ist der Verlauf $V_T(t)$ eines Atemhubvolumens 11 über die Zeit t – über eine festgelegte Überwachungszeit $t_{ÜZ}$ von etwa zwanzig Minuten – unter PAV-Bedingungen gemäß dem Stand der Technik abgebildet. Der Mittelwert $V_{TM}(t)$ befindet sich zunächst in dem Atemhubvolumen-Zielbereich V_{TO} - V_{TU} , vergrößert sich aber bei Zunahme der Überwachungszeit t über die Obergrenze V_{TO} des Arbeitshubvolumen-Zielbereiches V_{TO} - V_{TU} hinaus, ohne dass das Beatmungsgerä-
15 t dieser Entwicklung gegensteuert, wobei V_{TU} die Untergrenze des mittleren Atemhubvolumens ist. Die Variabilität der Werte des Atemhubvolumens V_T resultiert allein aus der Variabilität der inspiratorischen Anstrengung und ist in diesem Fall niedriger als die Variabilität, welche zu einer Anpassung des Gasaustausches und der lungenmechanischen Eigenschaften führen kann.
20

- Das Hauptproblem der proportional unterstützten Beatmung - PAV - besteht darin, dass die Steuerung der Druckunterstützung von der Genauigkeit der Messung von Widerstand und Elastizität der Atmung des Patienten abhängig ist.
25 Demnach kann bei einer Fehlschätzung der Parameter eine Über- bzw. Unterkompensation der Beatmungsarbeit erzeugt werden und somit zu niedrigen oder zu hohen Atemhubvolumina führen, ohne dass das Beatmungsgerät gegen eine solche Entwicklung steuert. Ein anderes Problem dieser Beatmungsform besteht darin, dass bei wenig variabler Anstrengung des Patienten, was häufig zu beobachten ist, ein Atemmuster mit im Vergleich zur Spontanatmung reduzierter
30 Variabilität – d.h. geringer Schwankungen des Atemhubvolumens - resultiert.

- Ein Protokoll zur automatischen Entwöhnung von Patienten vom Beatmungsgerät - SCPS - ist in der Druckschrift: A knowledge-based system for assisted ventilation of patients in intensive care units, Int. J. Clin. Monit. Comput., 9, S. 239–250, 1992, beschrieben, bei der der mittlere Unterstützungsdruckwert P_{ASB} der adaptiven Spontanatmung anhand des gemessenen mittleren Atemhubvolumens justiert wird. Das Ziel besteht hierbei darin, dass Änderungen der mechanischen Eigenschaften des Beatmungsgerätes kompensiert werden, wobei der Zielbereich des mittleren Atemhubvolumens vom grundlegenden Krankheitsbild des Patienten abhängig ist.
- 10 In Fig. 1b ist der Verlauf $V_T(t)$ des Atemhubvolumens 111 über die Zeit t unter der Anwendung des Protokolls zur automatischen Entwöhnung nach Entfernung des Beatmungsgerätes für fünf Zustände X_1, X_2, X_3, X_4, X_5 gemäß dem Stand der Technik gezeigt. Der Mittelwert V_{TM1} des Atemhubvolumens 111 während der ersten Überwachungszeit $t_{ÜZ1}$ von zwei Minuten in Phase X_1 befindet sich
- 15 zunächst oberhalb der Obergrenze V_{TO} des Atemhubvolumen-Zielbereiches $V_{TO}-V_{TU}$. Nach Reduktion des mittleren Unterstützungsdruckwertes P_{ASB} durch den Protokoll-Kontroller wird ein Mittelwert V_{TM2} des Atemhubvolumens 111 erreicht, welches während der zweiten Überwachungszeit $t_{ÜZ2}$ in Phase X_2 im Atemhubvolumen-Zielbereich $V_{TO}-V_{TU}$ liegt. In der dritten Überwachungszeit $t_{ÜZ3}$
- 20 in der Phase X_3 bleibt der Mittelwert V_{TM3} des Atemhubvolumens 111 innerhalb des Atemhubvolumen-Zielbereiches $V_{TO}-V_{TU}$, so dass keine Intervention durch den Protokoll-Kontroller notwendig ist. In der vierten Überwachungszeit $t_{ÜZ4}$ der Phase X_4 vergrößern sich die Atemhubvolumenwerte und somit der in dieser Zeit errechnete Mittelwert V_{TM4} , so dass der Protokoll-Kontroller erneut den mittleren Unterstützungsdruckwert P_{ASB} anpassen muss. In der fünften und letzten
- 25 abgebildeten Überwachungszeit $t_{ÜZ5}$ in der Phase X_5 wird der Atemhubvolumen-Zielbereich $V_{TO}-V_{TU}$ für den Mittelwert V_{TM5} des Atemhubvolumens 111 erreicht. Die Variabilität der Werte des Atemhubvolumens wird durch die fast gleich bleibend geringen Schwankungen kaum durch die Variabilität der inspiratorischen
- 30 Anstrengung beeinflusst, da ein fest vorgegebener Unterstützungsdruckwert P_{ASB} , d.h. ohne extrinsische Variabilität, erzeugt wird. Obwohl der Protokoll-Kontroller in der Lage ist, den Mittelwert $V_{TM}(t)$ des Atemhubvolumens 111 zu justieren, wird die Variabilität des Atemmusters durch den Protokoll-Kontroller

nicht beeinflusst. Somit kann eine Anpassung des Gasaustausches und der lungenmechanischen Eigenschaften durch den Protokoll-Kontroller auch nicht erreicht werden.

- 5 Ein besonderes Problem des Protokoll-Kontrollers besteht darin, dass der Unterstützungsdruk nach dem mittleren Atemhubvolumen gesteuert und die Variabilität des Atemmusters nicht berücksichtigt wird. Daher kann bei konstanter respiratorischer Anstrengung des Patienten ein Atemmuster mit reduzierter Variabilität resultieren. Als Folge dessen ist der Protokoll-Kontroller nicht in der Lage, zu einer Anpassung des Gasaustausches und der Lungenmechanik beizutragen.

Im Rahmen einer variablen Druckunterstützungsbeatmung (engl. Noisy Pressure Support Ventilation – NPSV), welche in der Druckschrift DE 10 2006 052 572 B3 beschrieben ist, wird die Atmung mit zufalls- bzw. fraktalgenerierten Druckwerten mittels eines adaptiv angepassten Unterstützungsdruks - P_{ASB} - unterstützt und somit die Variabilität des Atemmusters unabhängig von der intrinsischen Variabilität des Patienten erzeugt.

In Fig. 1c ist der Verlauf $V_T(t)$ des Atemhubvolumens über die Zeit t bei variabler Druckunterstützung - NPSV - gemäß dem Stand der Technik abgebildet. Obwohl die Variabilität des Atemhubvolumens hoch genug ist, um die Anpassung des Gasaustausches und der lungenmechanischen Eigenschaften zu ermöglichen, befindet sich der Mittelwert $V_{TM}(t)$ des Atemhubvolumens zunächst oberhalb des Atemhubvolumen-Zielbereiches $V_{TO}-V_{TU}$ und entwickelt sich instabil über die Zeit t , da ein Rückkopplungssystem nicht vorhanden ist. Die relativ hohen und niedrigen Mittelwerte $V_{TM}(t)$ können zum einen zur Beeinträchtigung der Lungenfunktion führen, zum anderen kann durch die Summation der Variabilität der inspiratorischen Anstrengung des Patienten und der Variabilität des Unterstützungsdrukwertes P_{ASB} , welcher vom Beatmungsgerät erzeugt wird, zu einer für die Anpassung des Gasaustausches und der lungenmechanischen Eigenschaften zu hohen Variabilität des Atemhubvolumens führen.

Ein Problem besteht dabei jedoch darin, dass es während der Entwöhnung des Patienten vom Beatmungsgerät dazu kommen kann, dass die intrinsische Variabilität des Atemmusters aufgrund der Reduktion der Analgosedierung oder der Verbesserung des Gesundheitszustandes steigt. In dieser Phase kann es zu einer Summation von erzeugter, extrinsischer Variabilität und intrinsischer Variabilität des Atemmusters kommen. Somit besteht die Chance, dass die unphysiologisch gesteigerte totale, d.h. die intrinsische Variabilität plus die extrinsische Variabilität die respiratorische Funktion und/oder den Atemkomfort beeinträchtigen kann. Ein anderes Problem besteht darin, dass die durch das Beatmungsgerät erhöhte Variabilität des Atemmusters zu einer Veränderung der lungenmechanischen Eigenschaften des angeschlossenen Patienten führen kann. Bei einem festen Mittelwert des adaptiven Unterstützungsdrucks P_{ASB} kann dies in einer Erhöhung oder einer Senkung des Atemhubvolumen-Zielbereiches $V_{TO}-V_{TU}$ resultieren, welches dem Patientenbedarf nicht entspricht. Der Atemhubvolumen-Zielbereich $V_{TO}-V_{TU}$ stellt einen Bereich des Atemhubvolumens V_T zwischen der Obergrenze V_{TO} und der Untergrenze V_{TU} dar.

Eine neuronal justierte Beatmungsunterstützung (engl. neurally adjusted ventilation assist – NAVA) ist in der Druckschrift Sinderby et al: Neural control of mechanical ventilation in respiratory failure, Nat. Med., 5, S.1433–1436, 1999, beschrieben, bei der die elektromyographische Aktivität des Zwerchfells durch im Ösophagus platzierten Elektroden erfasst und die Druckunterstützung des Beatmungsgerätes proportional zur elektromyographischen Aktivität gesteuert wird. Ein potentiell Problem der NAVA ist die Notwendigkeit der Anlage einer speziellen Ösophagussonde, welche zu Verletzungen der Ösophagusschleimhaut führen kann. Ein anderes Problem besteht darin, dass die Variabilität des Atemmusters unter der NAVA von der intrinsischen Variabilität des respiratorischen Zentrums des Patienten abhängig ist, daher kann die Variabilität bei bestimmten Krankheitsbildern oder tiefer Sedierung der Patienten reduziert sein und ein relativ wenig variables Atemmuster ergeben.

Das Hauptproblem der vorgenannten Verfahren und Einrichtungen zur assistierten Spontanatmung besteht darin, dass eine Orientierung an den Surrogatpa-

rametern der respiratorischen Funktion erfolgt, ohne die Variabilität des Beatmungsgerätes zu berücksichtigen. Das Problem besteht insbesondere darin, dass bei konstanter Atemanstrengung des Patienten oder bei gleich bleibenden mechanischen Eigenschaften des Beatmungsgerätes ein Atemmuster mit unphysiologisch niedriger Variabilität resultiert.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, einen Controller für Beatmungsgeräte zur Regelung einer variablen Druckunterstützungsbeatmung anzugeben, der derart geeignet ausgebildet ist, dass die respiratorische Funktion, der Atemkomfort erhöht werden können. Dabei soll anhand der intrinsischen Variabilität des Atemhubvolumens und der Atemfrequenz des Patienten die durch das Beatmungsgerät erzeugte extrinsische Variabilität moduliert werden. Es soll des Weiteren ermöglicht werden, dass die totale Variabilität innerhalb eines vordefinierten Bereiches festgelegt wird. Gleichzeitig soll der mittlere Atemwegsunterstützungsdruck angepasst werden, um ein adäquates mittleres Atemhubvolumen zu gewährleisten und so eine ausreichende Beatmung des Patienten sicherzustellen.

Die Aufgabe wird durch die Merkmale der Patentansprüche 1 und 5 gelöst.

Der Controller für Beatmungsgeräte zur Regelung einer variablen Druckunterstützungsbeatmung, der auf der Variabilität eines respiratorischen Systems beruht, wobei dabei das respiratorische System in Form eines Subjekts P_i mit der intrinsischen Variabilität des Atemhubvolumens V_T und einer Atemfrequenz versehen ist, enthaltend Eigenschaften des respiratorischen Systems und die Beatmungsarbeit,

ist gemäß dem Kennzeichenteil des Patentanspruchs 1 in der Lage, die Variabilität in Form von Schwankungen ΔV_T des Atemhubvolumens V_T bezogen auf einen Mittelwert V_{TM} und den zugehörigen Mittelwert V_{TM} zu vorgegebenen Atemhubvolumenwerten in einem vorgegebenen Atemhubvolumen-Zielbereich V_{TO} - V_{TU} zu führen, während ein Druckunterstützungswert P_{ASB} anliegt, um den vorgegebenen Atemhubvolumen-Zielbereich V_{TO} - V_{TU} gemäß den mechanischen Eigenschaften des respiratorischen Systems und der

Variabilität des Atemmusters zu erreichen, wobei der Controller aus folgenden Bestandteilen besteht:

- einer Auswertungseinheit zur Erhebung der Eigenschaften des Atemmusters,
- 5 - einer Vergleichseinheit zur Testung der Einhaltung von vorgegebenen Grenzen V_{TO} , V_{TU} innerhalb eines Atemhubvolumen-Zielbereiches V_{TO} - V_{TU} in Bezug auf den Mittelwert V_{TM} und einer mittleren Standardabweichung RF des Atemhubvolumens V_T ,
- einer Entscheidungseinheit mit vorgegebenen Entscheidungsalgorithmen,
- 10 welche zu einer Anpassung des Mittelwertes V_{TM} oder der mittleren Standardabweichung RF des Unterstützungsdruckwertes P_{ASB} führen, und
- einer Sendeeinheit mit vorgegebenen komplexen Verteilungen von Unterstützungsdruckwerten P_{ASB} , welche einzeln oder als paketartige Serie zum Beatmungsgerät gesendet werden, wobei die Komplexität irreguläre
- 15 Schwankungen des Drucks um einen Mittelwert darstellt.

Das zugehörige Beatmungsgerät kann im Wesentlichen aus einer Beatmungseinrichtung und einem an die Beatmungseinrichtung angeschlossenen Beatmungsanschluss bestehen, wobei der Controller dem Beatmungsgerät extern

20 oder intern zugeordnet sein kann.

Der Controller kann dabei in eine Regelstrecke eingebunden sein, wobei die Informationen zu Eigenschaften des Atemmusters abgefragt und die Änderung der Einstellungen des NPSV-Modus in Form von Unterstützungsdruck- P_{ASB} -

25 Sequenzen mit vordefinierten Verteilungen, wie z.B. einer Normalverteilung mit festgelegtem Mittelwert und festgelegter mittlerer Standardabweichung, anhand des Entscheidungsalgorithmus in der Entscheidungseinheit vom Controller am Beatmungsgerät vorgenommen werden.

30 Das Subjekt kann über den Beatmungsanschluss an das Beatmungsgerät angeschlossen sein und eine intrinsische Variabilität CV_i aufweisen, wobei aus der SOLL-Variabilität sCV der Parameter des Atemmusters und der am Subjekt erhobenen IST-Variabilität iCV des Atemmusters im Controller anhand von Ent-

scheidungsregeln die externe Variabilität CVP_{ASB} des Unterstützungsdruckes P_{ASB} berechnet wird. Die Werte der Variabilitäten V werden im Kontroller durch Koeffizienten C angegeben und verarbeitet.

- 5 In dem Verfahren zur Regelung einer variablen Druckunterstützungsbeatmung mittels des vorgenannten, einem Beatmungsgerät zugeordneten Kontrollers, wird gemäß dem Kennzeichenteil des Patentanspruchs 5 eine Anpassung der extrinsischen Variabilität des Unterstützungsdruckes P_{ASB} an die intrinsische Variabilität des an das Beatmungsgerät angeschlossenen
- 10 Subjektes durchgeführt, wobei die Variabilität des Atemmusters für die Regelung der assistierten Spontanatmung vorgesehen wird.

- Dabei wird in mehreren folgenden vorgegebenen Überwachungszeiten $t_{ÜZ1}$, $t_{ÜZ2}$, $t_{ÜZ3}$, $t_{ÜZ4}$, $t_{ÜZ5}$ anhand von auftretenden und vom Kontroller registrierten Zuständen X_1 , X_2 , X_3 , X_4 , X_5 das Beatmungsgerät mit dem Kontroller nach einer Regel-
- 15 strecke betrieben.

- Bei einem auftretenden Zustand X_1 befindet sich der Mittelwert V_{TM1} des Atemhubvolumens V_T während der ersten Überwachungszeit $t_{ÜZ1}$ im vorgegebenen
- 20 Minutenbereich zunächst oberhalb der Obergrenze V_{TO} des Atemhubvolumen-Zielbereiches $V_{TO}-V_{TU}$, wobei dadurch, dass der Mittelwert V_{TM1} außerhalb der Obergrenze V_{TO} des Atemhubvolumens V_T liegt, durch den Kontroller eine Senkung des Unterstützungsdruckwertes P_{ASB} erfolgt.

- 25 Bei einem auftretenden Zustand X_2 nach Senkung des Unterstützungsdruckwertes P_{ASB} durch den Kontroller wird ein Mittelwert V_{TM2} des Atemhubvolumens V_T erreicht, welcher während der zweiten Überwachungszeit $t_{ÜZ2}$ im vorgegebenen Minutenbereich innerhalb des Atemhubvolumen-Zielbereiches $V_{TO}-V_{TU}$ liegt.

- 30 Bei einem auftretenden Zustand X_3 in einer nachfolgenden dritten Überwachungszeit $t_{ÜZ3}$ bleibt der Mittelwert V_{TM3} des Atemhubvolumens V_T zwar innerhalb des Atemhubvolumen-Zielbereiches $V_{TO}-V_{TU}$, aber durch eine vom Kontroller initiierte Erhöhung der externen Variabilität CVP_{ASB} des Unterstützungsdrucks

ckes P_{ASB} vergrößern sich die absoluten Werte der Maxima und der Minima des Atemhubvolumens V_T , wobei die Spitzen der Maxima des Atemhubvolumens V_T die Obergrenze V_{TO} überschreiten.

- 5 Bei einem auftretenden Zustand X_4 während einer vierten Überwachungszeit $t_{ÜZ4}$ werden die vergrößerten Atemhubvolumen-Amplitudenwerte bei Senkung des Unterstützungsdruckes P_{ASB} nahezu beibehalten, aber der Mittelwert V_{TM4} wird über die Obergrenze V_{TO} angehoben.
- 10 Bei einem auftretenden Zustand X_5 in einer fünften Überwachungszeit $t_{ÜZ5}$ wird der Atemhubvolumen-Zielbereich $V_{TO}-V_{TU}$ für den Mittelwert V_{TM5} des Atemhubvolumens bei den etwa gleichen Atemhubvolumen-Amplitudenwerten nicht überschritten, wobei die Variabilität des Atemhubvolumens V_T deshalb durch die Variabilität der inspiratorischen Anstrengung beeinflusst wird, da ein variabler
- 15 Unterstützungsdruckwert P_{ASB} erzeugt wird und nunmehr der Controller derart in der Lage ist, den Mittelwert $V_{TM}(t)$ des Atemhubvolumens V_T zu justieren und die Variabilität des Atemmusters durch den Controller zu beeinflussen, wodurch eine Anpassung des Gasaustausches und der lungenmechanischen Eigenschaften in dem Beatmungsgerät durch den Controller erreicht wird.

20

Aus den absolvierten Anpassungen wird der stabile fünfte Zustand X_5 im Rechteck zwischen dem Atemhubvolumen-Zielbereich $V_{TO}-V_{TU}$ und den beiden prozentual festgelegten Grenzen $CV_U V_T$ (Untergrenze) und $CV_O V_T$ (Obergrenze) des Variationskoeffizienten des Atemhubvolumens V_T erreicht.

25

Das Verfahren wird mittels installierter programmtechnischer Mittel im Controller bezogen auf die Zustandsphasen X_1, X_2, X_3, X_4, X_5 in den Funktionseinheiten des Controllers in mehreren folgenden Schritten durchgeführt:

- Schritt 4.0 : Die Auswertung der Eigenschaften des jeweiligen Atemmusters
- 30 im Sinne ihrer statistischen Beschreibung mit dem Mittelwert V_{TM} und der mittleren Standardabweichung RF , der expiratorischen Zeit T_e , der inspiratorischen Zeit T_i , der Atemzyklusdauer T_{tot} , dem Atemwegsspitzendruck P_{peak} und dem mittleren Atemwegsdruck über die Überwachungszeit $t_{ÜZ}$ in

der Auswertungseinheit erfolgt, wobei diese Informationen vom Beatmungsgerät abgefragt bzw. anhand des Atemfluss- und Atemwegsignals berechnet werden, wobei der IST-Zustand festgestellt wird und wobei iCV für die gemessene IST-Variabilität eines Parameters steht,

- 5 - Schritt 5.1: Der Vergleich der gemessenen Mittelwerte V_{TM1} , V_{TM2} , V_{TM3} , V_{TM4} , V_{TM5} des Atemhubvolumens mit der vom Bediener angegebenen Untergrenze V_{TU} erfolgt in der Vergleichseinheit, wobei bei Erfüllung dieser Bedingung der Kontroller zum Schritt 6.0 übergeht, der in der Entscheidungseinheit stattfindet,
- 10 - Schritt 6.0: Der adaptive Unterstützungsdruck P_{ASB} wird um eine Unterstützungsdruckdifferenz ΔP_{ASB} erhöht und der Kontroller geht zum Schritt 7.0, der in der Sendeeinheit stattfindet, wobei das dort erhaltene Signal an das Beatmungsgerät übermittelt wird, wobei, falls das Signal des Schrittes 5.1 negativ ist, zum Schritt 5.2 in der Vergleichseinheit übergegangen wird,
- 15 - Schritt 5.2: Der Vergleich des jeweils gemessenen Mittelwertes V_{TM} des Atemhubvolumens mit der vom Bediener angegebenen Obergrenze V_{TO} findet in der Vergleichseinheit statt, wobei bei Erfüllung dieser Bedingung der Kontroller zum Schritt 6.1 übergeht, der in der Entscheidungseinheit stattfindet,
- 20 - Schritt 6.1: Der Unterstützungsdruck P_{ASB} wird um eine Unterstützungsdruckdifferenz ΔP_{ASB} reduziert und der Kontroller geht über zum Schritt 7.0, der in der Sendeeinheit stattfindet,
- Schritt 5.3: Es erfolgt ein Vergleich des gemessenen Variationskoeffizienten CVV_T des Atemhubvolumens V_T mit der vom Bediener angegebenen
- 25 Untergrenze $CV_U V_T$ des Variationskoeffizienten des Atemhubvolumens, wobei bei Erfüllung dieser Bedingung der Kontroller zum Schritt 6.21 übergeht,
- Schritt 6.21: Der Kontroller berechnet koeffizientenbezogen die zusätzlich zu erzeugende, externe Variabilität $CVeP_{ASB}$ bezüglich des Unterstützungsdrucks P_{ASB} anhand von Entscheidungsregeln, wobei die zusätzlich
- 30 zu erzeugende, externe Variabilität CVe eine Funktion von CVV_T , CVR_F , $CVTi/T_{tot}$, $CVTi$, $CVTe$, mittlerer V_{TM} , mittlere RF mit $CVe = f(CVV_T, CVR_F, CVTi/T_{tot}, CVTi, CVTe, \text{mittlerer } V_{TM}, \text{mittlere } RF)$ ist, wobei eine einfache

Funktion der extrinsischen Variabilität $CVe = sCVV_T - iCVV_T$ als Differenz der SOLL-Variabilität $sCVV_T$ und der IST-Variabilität $iCVV_T$ verwendbar ist und der Kontroller zum Schritt 6.22 übergeht,

- 5 - Schritt 6.22: Die neue, zu erzeugende, externe Variabilität CVP_{ASB} mit CVP_{ASBneu} wird als die letzte CVP_{ASB} gegenüber CVP_{ASBalt} plus CVe mit Gleichung $CVP_{ASBneu} = CVP_{ASBalt} + CVe$ berechnet und die neue Sequenz von Unterstützungsdruck- P_{ASB} -Werten an die Beatmungseinrichtung geschickt, welches diese unter Überwachung des Kontrollers durchführt und der Kontroller zum Schritt 7.0 übergeht,
- 10 - Schritt 5.4: Der Vergleich der gemessenen Variabilität des Atemhubvolumens V_T mit der vom Bediener angegebenen Obergrenze CV_OV_T des Variationskoeffizienten des Atemhubvolumens V_T erfolgt in der Vergleichseinheit, wobei bei Erfüllung dieser Bedingung der Kontroller zum Schritt 6.31 übergeht,
- 15 - Schritt 6.31: Der Kontroller berechnet koeffizientenbezogen die abzuziehende Variabilität in P_{ASB} (CVe) anhand von Entscheidungsregeln, wobei $CVe = f(CVV_T, CVRF, CVTi/T_{tot}, CVTi, CVTe, \text{mittlerer } V_{TM}, \text{mittlere RF})$, wobei als die einfache Funktion $CVe = |sCVV_T - iCVV_T|$ verwendbar ist, und der Kontroller geht über zum Schritt 6.32, der in der Entscheidungseinheit 6 durchgeführt wird,
- 20 - Schritt 6.32: Die neue zu erzeugende, externe Variabilität CVP_{ASB} mit P_{ASBneu} wird als die letzte CVP_{ASB} gegenüber CVP_{ASBalt} minus CVe nach Gleichung $CVP_{ASBneu} = CVP_{ASBalt} - CVe$ berechnet, wobei Minima für CVe und CVP_{ASB} festgelegt werden und wobei die neue Sequenz von Unterstützungsdruck- P_{ASB} -Werten an das Beatmungsgerät geschickt wird, welches diese unter Überwachung des Kontrollers durchführt, und der Kontroller geht über zum Schritt 7.0,
- 25 - Schritt 7.0: Der Kontroller sendet die neu berechneten Mittelwerte V_{TM5} des Atemhubvolumens und die mittleren Standardabweichungen des Unterstützungsdrucks P_{ASB} zum Beatmungsgerät.
- 30

Die Vorteile der Erfindung bestehen darin, dass die technische Umsetzung eines auf der Variabilität des Atemmusters basierenden Kontrollers praktikabler ist

als die bisher angewendeten Verfahren, da weder zusätzliche Sensoren noch die Anlage von Messsonden am Patienten notwendig sind. Außerdem ist es mit der Erfindung möglich, die Entwöhnungsphase des Patienten nach Entfernung des Beatmungsgerätes zu verkürzen, da die Variabilität des Atemmusters mit dem Erfolg der Beatmungsentwöhnung assoziiert ist.

Weiterbildungen und weitere Ausgestaltungen der Erfindung werden in weiteren Unteransprüchen angegeben.

Die Erfindung wird mittels eines Ausführungsbeispiels anhand mehrerer Zeichnungen näher beschrieben.

Es zeigt:

Fig. 1 mehrere Atemhubvolumen(V_T)-Zeit(t)-Kurven, wobei

Fig. 1a eine Atemhubvolumen(V_T)-Zeit(t)-Kurve mit variablen Werten, jedoch ohne Anpassung des mittleren Niveaus oder seiner Variabilität während einer proportional unterstützten Beatmung - PAV - nach dem Stand der Technik,

Fig.1b eine Atemhubvolumen(V_T)-Zeit(t)-Kurve mit Anpassung des mittleren Atemwegsdruckniveaus, um einen Atemhubvolumen-Zielbereich des Mittelwerts des Atemhubvolumens zu erreichen, jedoch ohne Einfluss auf die Variabilität des Atemwegsdruckniveaus, während des Protokolls zur automatischen Entwöhnung von Patienten nach Entfernung des Beatmungsgerätes - SCPS - nach dem Stand der Technik, und

Fig. 1c Atemhubvolumen(V_T)-Zeit(t)-Kurven mit variabler Druckunterstützung - NPSV - jedoch ohne Anpassung der Variabilität und des Mittelwerts des Atemwegsdruckniveaus nach dem Stand der Technik,

zeigen,

Fig. 2 einen schematischen Aufbau eines Beatmungsgerätes mit einem Kontroller mit zugehörigen Funktionseinheiten,

Fig. 3 eine allgemeine schematische Darstellung eines erfindungsgemäßen
Kontrollers für Beatmungsgeräte zur Regelung einer variablen Druck-
unterstützungsbeatmung, basierend auf der Variabilität eines Atem-
musters, innerhalb einer Regelstrecke,

5

Fig. 4 Funktionsweise-Darstellungen des erfindungsgemäßen Kontrollers
nach Fig. 2 und Fig. 3, wobei

Fig. 4a Atemhubvolumen(V_T)-Zeit(t)-Kurven zur Regelung durch den
erfindungsgemäßen Kontroller mit Anpassung des Mittelwer-
tes und der extern generierten Variabilität des Atemwegs-
druckniveaus, um einen Atemhubvolumen-Zielbereich eines
Variationskoeffizienten oder eines Mittelwerts des Atemhub-
volumens zu erreichen,

10

Fig. 4b eine Mittelwert(V_{TM})-Variationskoeffizient(CV)-Darstellung der
Aktion zur variabilitätsgesteuerten Anpassung des Unterstüt-
zungsdruckes nach Fig. 4a und

15

Fig. 4c einen schaltungstechnischen Aufbau des Kontrollers nach Fig.
2 in Verbindung mit der Darstellung der Funktionsschritte -
Flussdiagramm - zur Regelung der variablen Druckunterstüt-
zungsbeatmung im Beatmungsgerät

20

zeigen.

In Fig. 2 ist in einer allgemeinen schematischen Darstellung der erfindungsge-
mäßige Kontroller 1 für Beatmungsgeräte zur Regelung einer variablen Druckun-
terstützungsbeatmung gezeigt, der auf der Variabilität eines respiratorischen
Systems 2 beruht, wobei dabei das respiratorische System 2 in Form eines Sub-
jekts P_i mit der intrinsischen Variabilität des Atemhubvolumens V_T und einer
Atemfrequenz versehen ist, und im Kontroller 1 Eigenschaften des respiratori-
schen Systems 2 und die Beatmungsarbeit enthalten sind.

25

30

Erfindungsgemäß ist der Kontroller 1 in der Lage, die Variabilität in Form von
Schwankungen ΔV_T des Atemhubvolumens V_T bezogen auf den Mittelwert V_{TM}
und den zugehörigen Mittelwert V_{TM} zu vorgegebenen Atemhubvolumenwerten

in einem vorgegebenen Atemhubvolumen-Zielbereich V_{TO} - V_{TU} zu führen, während ein Druckunterstützungswert P_{ASB} anliegt, um den vorgegebenen Atemhubvolumen-Zielbereich V_{TO} - V_{TU} gemäß den mechanischen Eigenschaften des respiratorischen Systems 2 und der Variabilität des Atemmusters 111,113,114,115,116 zu erreichen, wobei der Controller 1 aus folgenden Bestandteilen besteht:

- einer Auswertungseinheit 4 zur Erhebung der Eigenschaften des Atemmusters 111, 113, 114, 115, 116,
- einer Vergleichseinheit 5 zur Testung der Einhaltung von vorgegebenen Grenzen V_{TO} , V_{TU} innerhalb eines Atemhubvolumen-Zielbereiches V_{TO} - V_{TU} in Bezug auf einen Mittelwert V_{TM} und einer mittleren Standardabweichung RF des Atemhubvolumens V_T ,
- einer Entscheidungseinheit 6 mit vorgegebenen Entscheidungsalgorithmen, welche zu einer Anpassung des Mittelwertes V_{TM} oder der mittleren Standardabweichung RF des Unterstützungsdrukswertes P_{ASB} führen, und
- einer Sendeeinheit 7 mit vorgegebenen komplexen Verteilungen von Unterstützungsdrukswerten P_{ASB} , welche einzeln oder als paketartige Serie zum Beatmungsgerät 8 gesendet werden, wobei die Komplexität irreguläre Schwankungen des Drucks um einen Mittelwert darstellt.

Das Beatmungsgerät 8 in Fig. 2 kann aus einer Beatmungseinrichtung 9 und einem an die Beatmungseinrichtung 9 angeschlossenen Beatmungsanschluss 10 bestehen, wobei der Controller 1 dem Beatmungsgerät 8 extern oder intern zugeordnet sein kann. Zur Beatmungseinrichtung 9 kann neben einem Druck-/Strömungs-Generator und einem Druck-/Strömungs-Sensor ein interner Computer mit einem internen Speicher gehören. Der in Fig. 2 dargestellte Controller 1 kann extern an die Beatmungseinrichtung 9 angeschlossen sein,

Dabei ist gemäß Fig. 3 der Controller 1 in folgende Regelstrecke 3 eingebunden:

Der Controller 1 kann intern in oder extern an dem Beatmungsgerät 8 angebracht sein. Vom Beatmungsgerät 8, das in dem NPSV-Modus – der variablen Druckunterstützungsbeatmung – mit dem Unterstützungsdruk P_{ASB} arbeitet, werden die Informationen zu Eigenschaften des Atemmusters 111,113,

114, 115, 116 abgefragt und die Änderung der Einstellungen des NPSV-Modus in Form von Unterstützungsdruck- P_{ASB} -Sequenzen mit vordefinierten Verteilungen, wie z.B. einer Normalverteilung mit festgelegtem Mittelwert und festgelegter mittlerer Standardabweichung, anhand des Entscheidungsalgorithmus in der
5 Entscheidungseinheit 6 vom Kontroller 1 am Beatmungsgerät 8 vorgenommen. Das Subjekt 2 (Patient) ist über den Beatmungsanschluss 10 an das Beatmungsgerät 8 angeschlossen und weist eine intrinsische Variabilität CV_i aus. Aus der SOLL-Variabilität sCV der Parameter des Atemmusters und der am Subjekt 2 (Patient) erhobenen IST-Variabilität iCV des Atemmusters wird im
10 Kontroller 1 anhand von Entscheidungsregeln die externe Variabilität CVP_{ASB} des Unterstützungsdruckes P_{ASB} berechnet.

Die Funktionsweise des erfindungsgemäßen Kontrollers 1 zur Regelung der variablen Druckunterstützungsbeatmung wird gemäß der Fig. 4 mit den Fig. 4a,
15 Fig. 4b und Fig. 4c näher erläutert.

In Fig. 4a ist der Verlauf $V_T(t)$ des Atemhubvolumens 111, 113, 114, 115, 116 über die Zeit t von je zwei Minuten für fünf Zustände X_1, X_2, X_3, X_4, X_5 gezeigt. Der Mittelwert V_{TM1} des Atemhubvolumens 111 befindet sich während der ersten
20 Überwachungszeit $t_{ÜZ1}$ von zwei Minuten in Phase X_1 zunächst oberhalb der Obergrenze V_{TO} des Atemhubvolumen-Zielbereiches $V_{TO}-V_{TU}$. Dadurch, dass der Mittelwert V_{TM1} außerhalb der Obergrenze V_{TO} des Atemhubvolumens 111 liegt, erfolgt durch den Kontroller 1 eine Senkung des Unterstützungsdruckwertes P_{ASB} . Nach Senkung des Unterstützungsdruckwertes P_{ASB} in Phase X_2 durch
25 den Kontroller 1 wird ein Mittelwert V_{TM2} des Atemhubvolumens 113 erreicht, welcher während der zweiten Überwachungszeit $t_{ÜZ2}$ von zwei Minuten innerhalb des Atemhubvolumen-Zielbereiches $V_{TO}-V_{TU}$ liegt. In der dritten Überwachungszeit $t_{ÜZ3}$ in Phase X_3 bleibt der Mittelwert V_{TM3} des Atemhubvolumens 114 zwar innerhalb des Atemhubvolumen-Zielbereiches $V_{TO}-V_{TU}$, aber durch eine vom
30 Kontroller 1 initiierte Erhöhung der externen Variabilität CVP_{ASB} des Unterstützungsdruckes P_{ASB} vergrößern sich die absoluten Werte der Maxima und der Minima des Atemhubvolumens 114, wobei die Spitzen der Maxima des Atemhubvolumens 114 die Obergrenze V_{TO} überschreiten. Während der vierten

Überwachungszeit $t_{ÜZ4}$ in der Phase X_4 werden die vergrößerten Atemhubvolumen-Amplitudenwerte bei Senkung des Unterstützungsdruckes P_{ASB} nahezu beibehalten, aber der Mittelwert V_{TM4} wird über die Obergrenze V_{TO} angehoben. In der fünften und letzten abgebildeten Überwachungszeit $t_{ÜZ5}$ in Phase X_5 wird
 5 der Atemhubvolumen-Zielbereich $V_{TO}-V_{TU}$ für den Mittelwert V_{TM5} des Atemhubvolumens 116 bei den etwa gleichen Atemhubvolumen-Amplitudenwerten nicht überschritten. Die Variabilität des Atemhubvolumens V_T wird deshalb durch die Variabilität der inspiratorischen Anstrengung beeinflusst, da ein variabler Unterstützungsdruckwert P_{ASB} erzeugt wird. Da nunmehr der
 10 Kontroller 1 in der Lage ist, den Mittelwert $V_{TM}(t)$ des Atemhubvolumens V_T zu justieren, wird die Variabilität des Atemmusters 111, 113, 114, 115, 116 durch den Kontroller 1 beeinflusst. Somit kann eine Anpassung des Gasaustausches und der lungenmechanischen Eigenschaften in dem Beatmungsgerät 8 durch den Kontroller 1 erreicht werden.

15

Fig. 4b werden in einer $V_{TM}(t)$ -Darstellung die Zustände X_1, X_2, X_3, X_4, X_5 und die Anpassung des Unterstützungsdruckes P_{ASB} und des Variationskoeffizienten CVP_{ASB} gezeigt. Aus den absolvierten Anpassungen wird der stabile fünfte Zustand X_5 im Rechteck zwischen dem Atemhubvolumen-Zielbereich $V_{TO}-V_{TU}$ und
 20 den beiden Grenzen $CV_U V_T$ (untere Grenze) und $CV_O V_T$ (obere Grenze) des Variationskoeffizienten des Atemhubvolumens V_T erreicht.

Der erfindungsgemäße Kontroller 1 zur Regelung der variablen Druckunterstützungsbeatmung - NPSV - arbeitet mittels seiner installierten programmtechnischen Mittel gemäß Fig. 4c bezogen auf die in Reihenfolge absolvierten Zustandsphasen X_1, X_2, X_3, X_4, X_5 mit folgenden Schritten, wobei die Bezugszeichen der Schritte den Funktionseinheiten 4, 5, 6, 7 des Kontrollers 1 zugeordnet sind.

Schritt 4.0 : Die Auswertung der Eigenschaften des jeweiligen Atemmusters
 30 111, 113, 114, 115, 116 im Sinne ihrer statistischen Beschreibung, z.B. dem Mittelwert V_{TM} und der mittleren Standardabweichung RF , der expiratorischen Zeit (T_e), der inspiratorischen Zeit (T_i), der Atemzyklusdauer (T_{tot}), dem Atemwegsspitzen-
 druck (P_{peak}) und dem mittleren Atemwegsdruck über die Überwa-

chungszeit t_{UZ} , die beispielsweise zwei Minuten beträgt, erfolgt in der Auswertungseinheit 4. Diese Informationen werden vom Beatmungsgerät 8 abgefragt bzw. anhand des Atemfluss- und Atemwegsignals berechnet. Dabei wird der IST-Zustand festgestellt, wobei iCV für die gemessene IST-Variabilität eines Parameters steht.

Der Kontroller 1 geht dann über zum Schritt 5.1.

Schritt 5.1: Der Vergleich des gemessenen Mittelwertes V_{TM1} , V_{TM2} , V_{TM3} , V_{TM4} , V_{TM5} des Atemhubvolumens mit der vom Bediener angegebenen Untergrenze V_{TU} , die für einen Erwachsenen mit 1,70 m Körpergröße beispielsweise 420 ml betragen kann, erfolgt in der Vergleichseinheit 5. Wird diese Bedingung erfüllt, geht der Kontroller 1 über zum Schritt 6.0, der in der Entscheidungseinheit 6 stattfindet.

Schritt 6.0: Der adaptive Unterstützungsdruck P_{ASB} wird um eine Unterstützungsdruckdifferenz ΔP_{ASB} , die beispielsweise zwei cmH₂O betragen kann, erhöht und der Kontroller 1 geht zum Schritt 7.0, der in der Sendeeinheit 7 stattfindet, wobei das dort erhaltene Signal an das Beatmungsgerät 8 übermittelt wird.

Ist das Signal des Schrittes 5.1 negativ, so wird zum Schritt 5.2 in der Vergleichseinheit 5 übergegangen.

Schritt 5.2: Der Vergleich des gemessenen Mittelwertes V_{TM} des Atemhubvolumens mit der vom Bediener angegebenen Obergrenze V_{TO} , die für einen Erwachsenen mit 1,70 m Körpergröße beispielsweise 560 ml betragen kann, findet in der Vergleichseinheit 5 statt. Wird diese Bedingung erfüllt, geht der Kontroller 1 über zum Schritt 6.1, der in der Entscheidungseinheit 6 stattfindet.

Schritt 6.1: Der Unterstützungsdruck P_{ASB} wird um eine Unterstützungsdruckdifferenz ΔP_{ASB} , die beispielsweise zwei cmH₂O beträgt, reduziert und der Kontroller 1 geht über zum Schritt 7.0, der in der Sendeeinheit 7 stattfindet.

Schritt 5.3: Der Vergleich des gemessenen Variationskoeffizienten CVV_T des Atemhubvolumens V_T mit der vom Bediener angegebenen Untergrenze $CV_U V_{TM}$ des Variationskoeffizienten des Atemhubvolumens, die für einen Erwachsenen beispielsweise 20 % betragen kann. Wird diese Bedingung erfüllt, geht der Kontroller 1 zum Schritt 6.21.

Schritt 6.21: Der Controller 1 berechnet koeffizientenbezogen die zusätzlich zu erzeugende, externe Variabilität $CVeP_{ASB}$ bezüglich des Unterstützungsdrucks P_{ASB} anhand von Entscheidungsregeln, wobei die zusätzlich zu erzeugende, externe Variabilität CVe eine Funktion von CVV_T , $CVRF$, $CVTi/T_{tot}$, $CVTi$, $CVTe$, mittlerer V_{TM} , mittlere RF mit $CVe = f(CVV_T, CVRF, CVTi/T_{tot}, CVTi, CVTe, \text{mittlerer } V_{TM}, \text{mittlere RF})$ ist. Beispielsweise kann die einfache Funktion der extrinsischen Variabilität $CVe = sCVV_T - iCVV_T$ als Differenz der SOLL-Variabilität $sCVV_T$ und der IST-Variabilität $iCVV_T$ verwendet werden. Der Controller 1 geht zum Schritt 6.22.

- 10 Schritt 6.22: Die neue, zu erzeugende, externe Variabilität CVP_{ASB} mit CVP_{ASB} neu wird als die letzte CVP_{ASB} gegenüber CVP_{ASBalt} plus CVe mit Gleichung $CVP_{ASBneu} = CVP_{ASBalt} + CVe$ berechnet und die neue Sequenz von Unterstützungsdruck- P_{ASB} -Werten an die Beatmungseinrichtung 9 geschickt, welches diese unter Überwachung des Controllers 1 durchführt. Der Controller 1 geht
- 15 zum Schritt 7.0.

Schritt 5.4: Der Vergleich der gemessenen Variabilität des Atemhubvolumens V_T mit der vom Bediener angegebenen Obergrenze $CV_O V_{TM}$ des Variationskoeffizienten des Atemhubvolumens V_T , die für einen Erwachsenen beispielsweise 30 % betragen kann, erfolgt in der Vergleichseinheit 5. Wird diese Bedingung erfüllt, geht der Controller 1 über zum Schritt 6.31.

20

Schritt 6.31: Der Controller 1 berechnet koeffizientenbezogen die abzuziehende Variabilität in P_{ASB} (CVe) anhand von Entscheidungsregeln, wobei $CVe = f(CVV_T, CVRF, CVTi/T_{tot}, CVTi, CVTe, \text{mittlerer } V_{TM}, \text{mittlere RF})$. Beispielsweise kann die einfache Funktion $CVe = |sCVV_T - iCVV_T|$ verwendet werden. Der

25 Controller 1 geht über zum Schritt 6.32, der in der Entscheidungseinheit 6 durchgeführt wird.

Schritt 6.32: Die neue zu erzeugende, externe Variabilität CVP_{ASB} mit CVP_{ASBneu} wird als die letzte CVP_{ASB} gegenüber CVP_{ASBalt} minus CVe nach Gleichung $CVP_{ASBneu} = CVP_{ASBalt} - Cve$ berechnet, wobei Minima für CVe und CVP_{ASB} festgelegt werden, beispielsweise 0% oder 5% und die neue Sequenz von Unterstützungsdruck- P_{ASB} -Werten an das Beatmungsgerät 8 geschickt, welches diese unter Überwachung des Controllers 1 durchführt. Der Controller 1 geht über zum Schritt 7.0.

30

Schritt 7.0: Der Controller 1 sendet die neu berechneten Mittelwerte V_{TM5} des Atemhubvolumens und die mittleren Standardabweichungen des Unterstützungsdrucks P_{ASB} zum Beatmungsgerät 8.

- 5 Zusammenfassend erfolgt in dem Controller 1 eine Anpassung der extrinsischen Variabilität des Unterstützungsdruckes P_{ASB} an die intrinsische Variabilität des Patienten mit gespeicherten programmtechnischen Mitteln, wobei die Variabilität des Atemmusters für die Regelung der assistierten Spontanatmung vorgesehen ist.

10

15

20

25

30

Bezugszeichenliste

- | | | |
|----|-------------------|--|
| | 1 | Kontroller |
| | 2 | respiratorisches System |
| | 3 | Regelstrecke |
| 5 | 4 | Auswerteeinheit |
| | 5 | Vergleichseinheit |
| | 6 | Entscheidungseinheit |
| | 7 | Sendeeinheit |
| | 8 | Beatmungsgerät |
| 10 | 9 | Beatmungseinrichtung |
| | 10 | Beatmungsanschluss |
| | 11 | Atemmuster |
| | 111 | Atemmuster |
| | 112 | Atemmuster |
| 15 | 113 | Atemmuster |
| | 114 | Atemmuster |
| | 115 | Atemmuster |
| | 116 | Atemmuster |
| | V_T | Atemhubvolumen |
| 20 | V_{TM} | Mittelwert des Atemhubvolumens |
| | V_{TU} | Untergrenze des mittleren Atemhubvolumen |
| | V_{TO} | Obergrenze des mittleren Atemhubvolumen |
| | $V_{TO} - V_{TU}$ | Atemhubvolumen-Zielbereich |
| | X_1 | erster Zustand |
| 25 | X_2 | zweiter Zustand |
| | X_3 | dritter Zustand |
| | X_4 | vierter Zustand |
| | X_5 | fünfter Zustand |
| | t | Zeit |
| 30 | $t_{ÜZ}$ | Überwachungszeit |
| | P_{ASB} | Unterstützungsdruck |
| | CV | Variationskoeffizient |
| | CVi | intrinsische Variabilität |

	CVe	extrinsische Variabilität
	sCV	SOLL-Variabilität
	iCV	IST-Variabilität
	CVP _{ASB}	externe Variabilität des Unterstützungsdruckes
5	RF	mittlere Standardabweichung
	Te	expiratorische Zeit
	Ti	inspiratorische Zeit
	Ttot	Atemzyklusdauer
	Ppeak	Atemwegsspitzendruck
10	ΔP_{ASB}	Unterstützungsdruckdifferenz
	CV _U V _T	Untergrenze des Variationskoeffizienten des Atemhubvolumens
	CV _O V _T	Obergrenze des Variationskoeffizienten des Atemhubvolumens

15

20

25

30

Patentansprüche

1. Kontroller (1) für Beatmungsgeräte (8) zur Regelung einer variablen Druckunterstützungsbeatmung, die auf der Variabilität eines respiratorischen Systems (2) beruht, wobei dabei das respiratorische System (2) in Form eines Subjekts (P_i) mit der intrinsischen Variabilität des Atemhubvolumens (V_T) und einer Atemfrequenz versehen ist, enthaltend Eigenschaften des respiratorischen Systems (2) und die Beatmungsarbeit, dadurch gekennzeichnet,
- 5 dass der Kontroller (1) in der Lage ist, die Variabilität in Form von Schwankungen (ΔV_T) des Atemhubvolumens (V_T) bezogen auf einen Mittelwert (V_{TM}) und den zugehörigen Mittelwert (V_{TM}) zu vorgegebenen Atemhubvolumenwerten in einem vorgegebenen Atemhubvolumen-Zielbereich (V_{TO} - V_{TU}) zu führen, während ein Druckunterstützungswert (P_{ASB}) anliegt, um den vorgegebenen Atemhubvolumen-Zielbereich (V_{TO} - V_{TU}) gemäß den mechanischen Eigenschaften des respiratorischen Systems (2) und der Variabilität des Atemmusters (111, 113, 114, 115, 116) zu erreichen, wobei der Kontroller (1) aus folgenden Bestandteilen besteht:
- 10 - einer Auswertungseinheit (4) zur Erhebung der Eigenschaften des Atemmusters (111, 113, 114, 115, 116),
- 20 - einer Vergleichseinheit (5) zur Testung der Einhaltung von vorgegebenen Grenzen (V_{TO} , V_{TU}) innerhalb eines Atemhubvolumen-Zielbereiches (V_{TO} - V_{TU}) in Bezug auf einen Mittelwert (V_{TM}) oder einer mittleren Standardabweichung (RF) des Atemhubvolumens (V_T);
- 25 - einer Entscheidungseinheit (6) mit vorgegebenen Entscheidungsalgorithmen, welche zu einer Anpassung des Mittelwertes (V_{TM}) oder der mittleren Standardabweichung (RF) des Unterstützungswertes (P_{ASB}) führen, und
- 30 - einer Sendeeinheit (7) mit vorgegebenen komplexen Verteilungen von Unterstützungswerten (P_{ASB}), welche einzeln oder als paketartige Serie zum Beatmungsgerät (8) gesendet werden, wobei die Komplexität irreguläre Schwankungen des Drucks um einen Mittelwert darstellt.

2. Kontroller nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet,
dass das zugehörige Beatmungsgerät (8) aus einer Beatmungseinrichtung
(9) und einem an die Beatmungseinrichtung (9) angeschlossenen Beat-
mungsanschluss (10) besteht, wobei der Kontroller (1) dem Beatmungsgerät
5 (8) extern oder intern zugeordnet ist.
3. Kontroller nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet,
10 dass der Kontroller (1) in eine Regelstrecke (3) eingebunden ist, wobei die
Informationen zu Eigenschaften des Atemmusters (111, 113, 114, 115, 116)
abgefragt und die Änderung der Einstellungen des Modus der variablen
Druckunterstützungsbeatmung - des NPSV-Modus - in Form von Unterstüt-
zungsdruck- P_{ASB} -Sequenzen mit vordefinierten Verteilungen, wie z.B. einer
15 Normalverteilung mit festgelegtem Mittelwert und festgelegter mittlerer Stan-
dardabweichung, anhand des Entscheidungsalgorithmus in der Entschei-
dungseinheit (6) vom Kontroller (1) am Beatmungsgerät (8) vorgenommen
werden.
- 20 4. Kontroller nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet,
dass das Subjekt (2) über den Beatmungsanschluss (10) an das Beat-
mungsgerät (8) angeschlossen ist und eine intrinsische Variabilität (CVi)
aufweist, wobei aus der SOLL-Variabilität (sCV) der Parameter des Atem-
25 musters und der am Subjekt (2) erhobenen IST-Variabilität (iCV) des Atem-
musters im Kontroller (1) anhand von Entscheidungsregeln die externe Vari-
abilität (CVP_{ASB}) des Unterstützungsdruckes (P_{ASB}) berechnet wird.
5. Verfahren zur Regelung einer variablen Druckunterstützungsbeatmung mit-
30 tels eines einem Beatmungsgerät (8) zugeordneten Kontrollers (1) nach An-
spruch 1,
dadurch gekennzeichnet,

5 dass eine Anpassung der extrinsischen Variabilität des Unterstützungsdrukkes (P_{ASB}) an die intrinsische Variabilität des an das Beatmungsgerät (8) angeschlossenen Subjektes (2) durchgeführt wird, wobei die Variabilität des Atemmusters (111, 113, 114, 115, 116) für die Regelung der assistierten Spontanatmung vorgesehen wird.

6. Verfahren nach Anspruch 5,
dadurch gekennzeichnet,
10 dass in mehreren folgenden vorgegebenen Überwachungszeiten ($t_{ÜZ1}$, $t_{ÜZ2}$, $t_{ÜZ3}$, $t_{ÜZ4}$, $t_{ÜZ5}$) anhand von auftretenden und vom Kontroller (1) registrierten Zuständen (X_1 , X_2 , X_3 , X_4 , X_5) das Beatmungsgerät (8) mit dem Kontroller (1) nach einer Regelstrecke (3) betrieben wird.

7. Verfahren nach Anspruch 6,
15 dadurch gekennzeichnet,
dass bei einem auftretenden Zustand (X_1) der Mittelwert (V_{TM1}) des Atemhubvolumens (111) sich während der ersten Überwachungszeit ($t_{ÜZ1}$) im vorgegebenen Minutenbereich zunächst oberhalb der Obergrenze (V_{TO}) des Atemhubvolumen-Zielbereiches ($V_{TO}-V_{TU}$) befindet, wobei dadurch, dass der
20 Mittelwert (V_{TM1}) außerhalb der Obergrenze (V_{TO}) des Atemhubvolumens (111) liegt, durch den Kontroller (1) eine Senkung des Unterstützungsdrukkes (P_{ASB}) erfolgt.

8. Verfahren nach Anspruch 6,
25 dadurch gekennzeichnet,
dass bei einem auftretenden Zustand (X_2) nach Senkung des Unterstützungsdrukkes (P_{ASB}) durch den Kontroller (1) ein Mittelwert (V_{TM2}) des Atemhubvolumens (113) erreicht wird, welcher während der zweiten Überwachungszeit ($t_{ÜZ2}$) im vorgegebenen Minutenbereich innerhalb des Atemhubvolumen-Zielbereiches ($V_{TO}-V_{TU}$) liegt.
30

9. Verfahren nach Anspruch 6,
dadurch gekennzeichnet,

dass bei einem auftretenden Zustand (X_3) in einer dritten Überwachungszeit ($t_{ÜZ3}$) der Mittelwert (V_{TM3}) des Atemhubvolumens (114) zwar innerhalb des Atemhubvolumen-Zielbereiches ($V_{TO}-V_{TU}$) bleibt, aber durch eine vom Kontroller (1) initiierte Erhöhung der externen Variabilität (CVP_{ASB}) des Unterstützungsdruckes (P_{ASB}) vergrößern sich die absoluten Werte der Maxima und Minima des Atemhubvolumens (114), wobei die Spitzen der Maxima des Atemhubvolumens (114) die Obergrenze (V_{TO}) überschreiten.

10. Verfahren nach Anspruch 6,

dadurch gekennzeichnet,

dass bei einem auftretenden Zustand (X_4) während einer vierten Überwachungszeit ($t_{ÜZ4}$) die vergrößerten Atemhubvolumen-Amplitudenwerte bei Senkung des Unterstützungsdruckes (P_{ASB}) nahezu beibehalten werden, aber der Mittelwert (V_{TM4}) über die Obergrenze (V_{TO}) angehoben wird.

11. Verfahren nach Anspruch 6,

dadurch gekennzeichnet,

dass bei einem auftretenden Zustand (X_5) in einer fünften Überwachungszeit $t_{ÜZ5}$ der Atemhubvolumen-Zielbereich ($V_{TO}-V_{TU}$) für den Mittelwert (V_{TM5}) des Atemhubvolumens (116) bei den etwa gleichen Atemhubvolumen-Amplitudenwerten nicht überschritten wird, wobei die Variabilität des Atemhubvolumens (V_T) deshalb durch die Variabilität der inspiratorischen Anstrengung beeinflusst wird, da ein variabler Unterstützungsdruckwert (P_{ASB}) erzeugt wird und nunmehr der Kontroller (1) derart in der Lage ist, den Mittelwert ($V_{TM}(t)$) des Atemhubvolumens (V_T) zu justieren und die Variabilität des Atemmusters (111, 113, 114, 115, 116) durch den Kontroller (1) zu beeinflussen, wodurch eine Anpassung des Gasaustausches und der lungenmechanischen Eigenschaften in dem Beatmungsgerät (8) durch den Kontroller (1) erreicht wird.

12. Verfahren nach Anspruch 11,

dadurch gekennzeichnet,

dass aus den absolvierten Anpassungen der stabile fünfte Zustand (X_5) im Rechteck zwischen dem Atemhubvolumen-Zielbereich (V_{TO} - V_{TU}) und den beiden prozentual festgelegten Grenzen ($CV_U V_T$, $CV_O V_T$) des Variationskoeffizienten des Atemhubvolumens (V_T) erreicht wird.

5

13. Verfahren nach Anspruch 5 bis 12,

dadurch gekennzeichnet,

dass es mittels installierter programmtechnischer Mittel im Kontroller (1) bezogen auf die in Reihenfolge absolvierten Zustandsphasen (X_1 , X_2 , X_3 , X_4 , X_5) in den Funktionseinheiten (4, 5, 6, 7) des Kontrollers (1) in mehreren Schritten durchgeführt wird:

10

- Schritt 4.0 : Die Auswertung der Eigenschaften des jeweiligen Atemmusters (111, 113, 114, 115, 116) im Sinne ihrer statistischen Beschreibung mit dem Mittelwert (V_{TM}) und der mittleren Standardabweichung (RF), der expiratorischen Zeit (T_e), der inspiratorischen Zeit (T_i), der Atemzyklusdauer (T_{tot}), dem Atemwegsspitzenndruck (P_{peak}) und dem mittleren Atemwegsdruck über die Überwachungszeit (t_{UZ}) erfolgt in der Auswertungseinheit (4), wobei die Informationen vom Beatmungsgerät (8) abgefragt bzw. anhand des Atemfluss- und Atemwegsignals berechnet werden, wobei der IST-Zustand festgestellt wird und wobei (iCV) für die gemessene IST-Variabilität eines Parameters steht,

15

20

- Schritt 5.1: Der Vergleich der gemessenen Mittelwerte (V_{TM1} , V_{TM2} , V_{TM3} , V_{TM4} , V_{TM5}) des Atemhubvolumens mit der vom Bediener angegebenen Untergrenze (V_{TU}) erfolgt in der Vergleichseinheit (5), wobei bei Erfüllung dieser Bedingung der Kontroller (1) zum Schritt 6.0 übergeht, der in der Entscheidungseinheit (6) stattfindet,

25

- Schritt 6.0: Der adaptive Unterstützungsdruck (P_{ASB}) wird um eine Unterstützungsdruckdifferenz (ΔP_{ASB}) erhöht und der Kontroller (1) geht zum Schritt 7.0, der in der Sendeeinheit (7) stattfindet, wobei das dort erhaltene Signal an das Beatmungsgerät (8) übermittelt wird, wobei, falls das Signal des Schrittes 5.1 negativ ist, zum Schritt 5.2 in der Vergleichseinheit (5) übergegangen wird,

30

- Schritt 5.2: Der Vergleich des jeweils gemessenen Mittelwertes (V_{TM}) des Atemhubvolumens mit der vom Bediener angegebenen Obergrenze (V_{TO}) findet in der Vergleichseinheit (5) statt, wobei bei Erfüllung dieser Bedingung der Kontroller (1) zum Schritt 6.1 übergeht, der in der Entscheidungseinheit (6) stattfindet,
5
- Schritt 6.1: Der Unterstützungsdruck (P_{ASB}) wird um eine Unterstützungsdruckdifferenz (ΔP_{ASB}) reduziert und der Kontroller (1) geht über zum Schritt 7.0, der in der Sendeeinheit (7) stattfindet,
- Schritt 5.3: Es erfolgt ein Vergleich des gemessenen Variationskoeffizienten (CVV_T) des Atemhubvolumens (V_T) mit der vom Bediener angegebenen Untergrenze ($CV_U V_T$) des Variationskoeffizienten des Atemhubvolumens, wobei bei Erfüllung dieser Bedingung der Kontroller (1) zum Schritt 6.21 übergeht,
10
- Schritt 6.21: Der Kontroller (1) berechnet koeffizientenbezogen die zusätzlich zu erzeugende, externe Variabilität ($CVeP_{ASB}$) bezüglich des Unterstützungsdrucks (P_{ASB}) anhand von Entscheidungsregeln, wobei die zusätzlich zu erzeugende, externe Variabilität (CVe) eine Funktion von (CVV_T , $CVRF$, $CVTi/T_{tot}$, $CVTi$, $CVTe$, mittlerer V_{TM} , mittlere RF) mit $CVe = f(CVV_T, CVRF, CVTi/T_{tot}, CVTi, CVTe, \text{mittlerer } V_{TM}, \text{mittlere } RF)$ ist, wobei eine
15 einfache Funktion der extrinsischen Variabilität $CVe = sCVV_T - iCVV_T$ als Differenz der SOLL-Variabilität ($sCVV_T$) und der IST-Variabilität ($iCVV_T$) verwendbar ist und der Kontroller (1) zum Schritt 6.22 übergeht,
- Schritt 6.22: Die koeffizientenbezogene neue, zu erzeugende, externe Variabilität (CVP_{ASB}) mit (CVP_{ASBneu}) wird als die letzte (CVP_{ASB}) gegenüber
20 CVP_{ASBalt} plus CVe mit Gleichung $CVP_{ASBneu} = CVP_{ASBalt} + CVe$ berechnet und die neue Sequenz von Unterstützungsdruck- P_{ASB} -Werten an die Beatmungseinrichtung (9) geschickt, welches diese unter Überwachung des Kontrollers (1) durchführt und der Kontroller (1) zum Schritt 7.0 übergeht,
- Schritt 5.4: Der Vergleich der gemessenen Variabilität des Atemhubvolumens (V_T) mit der vom Bediener angegebenen Obergrenze ($CV_O V_T$) des Variationskoeffizienten des Atemhubvolumens (V_T) erfolgt in der Vergleichseinheit (5), wobei bei Erfüllung dieser Bedingung der Kontroller (1) zum Schritt 6.31 übergeht,
25
30

- Schritt 6.31: Der Controller (1) berechnet koeffizientenbezogen die abziehende Variabilität in P_{ASB} (C_{Ve}) anhand von Entscheidungsregeln, wobei $C_{Ve} = f(CV_{VT}, CV_{RF}, CV_{Ti}/T_{tot}, CV_{Ti}, CV_{Te}, \text{mittlerer } V_{TM}, \text{mittlere RF})$, wobei als die einfache Funktion $C_{Ve} = |sCV_{VT} - iCV_{VT}|$ verwendbar ist und der Controller (1) geht über zum Schritt 6.32, der in der Entscheidungseinheit (6) durchgeführt wird, 5
- Schritt 6.32: Die koeffizientenbezogene, neue, zu erzeugende, externe Variabilität (CVP_{ASB}) mit $CV P_{ASB_{neu}}$ wird als die letzte (CVP_{ASB}) gegenüber $CVP_{ASB_{alt}}$ minus C_{Ve} nach Gleichung $CVP_{ASB_{neu}} = CVP_{ASB_{alt}} - C_{Ve}$ berechnet, wobei Minima für (C_{Ve}) und (CVP_{ASB}) festgelegt werden und wobei die neue Sequenz von Unterstützungsdruck- P_{ASB} -Werten an das Beatmungsgerät (8) geschickt wird, welches diese unter Überwachung des Controllers (1) durchführt und der Controller (1) geht über zum Schritt 7.0, 10
- Schritt 7.0: Der Controller (1) sendet die neu berechneten Mittelwerte (V_{TM5}) des Atemhubvolumens und die mittleren Standardabweichungen des Unterstützungsdrucks (P_{ASB}) zum Beatmungsgerät (8). 15

20

25

30

Fig. 1a

Stand der Technik - PAV

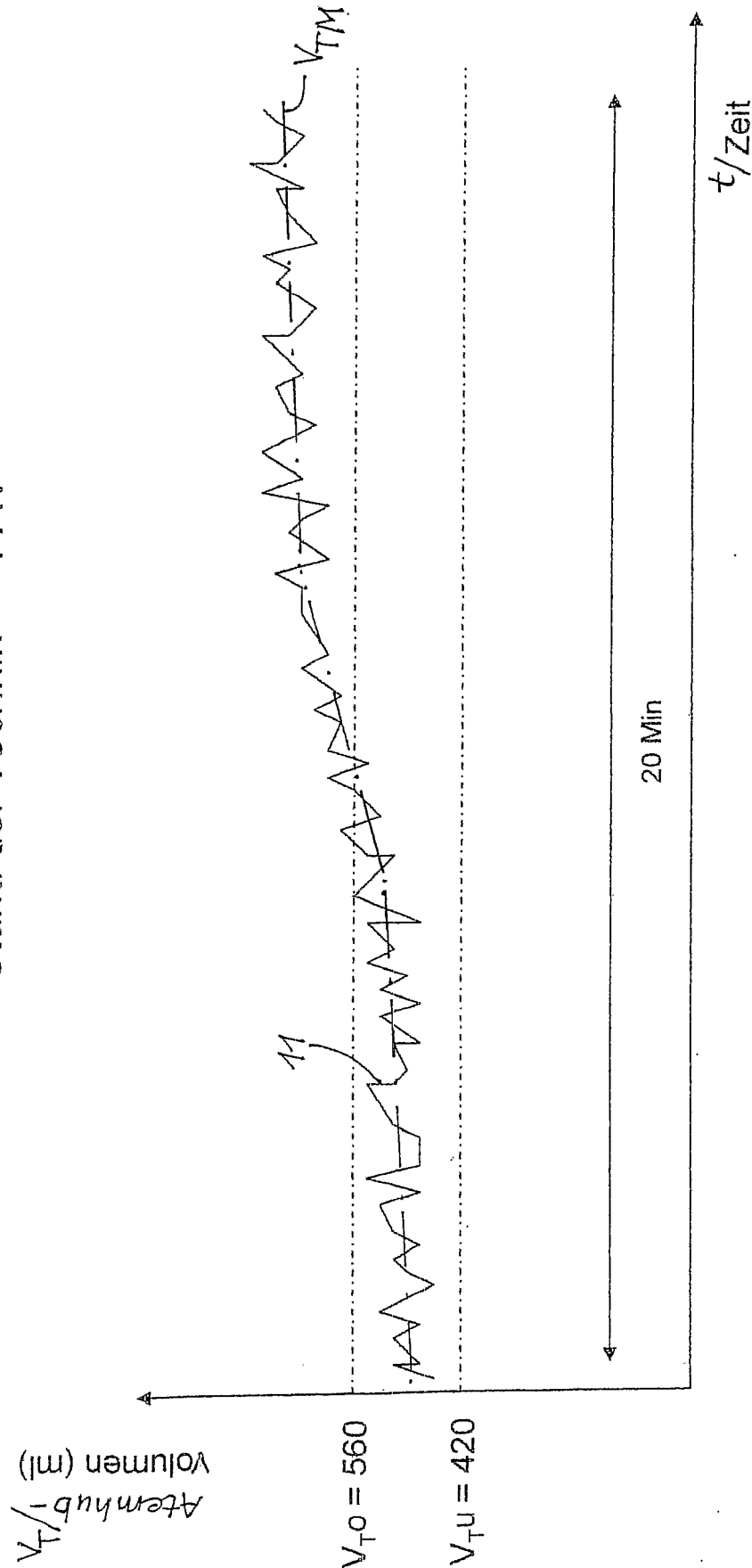


Fig. 1

Fig. 1b

Stand der Technik - SCPs

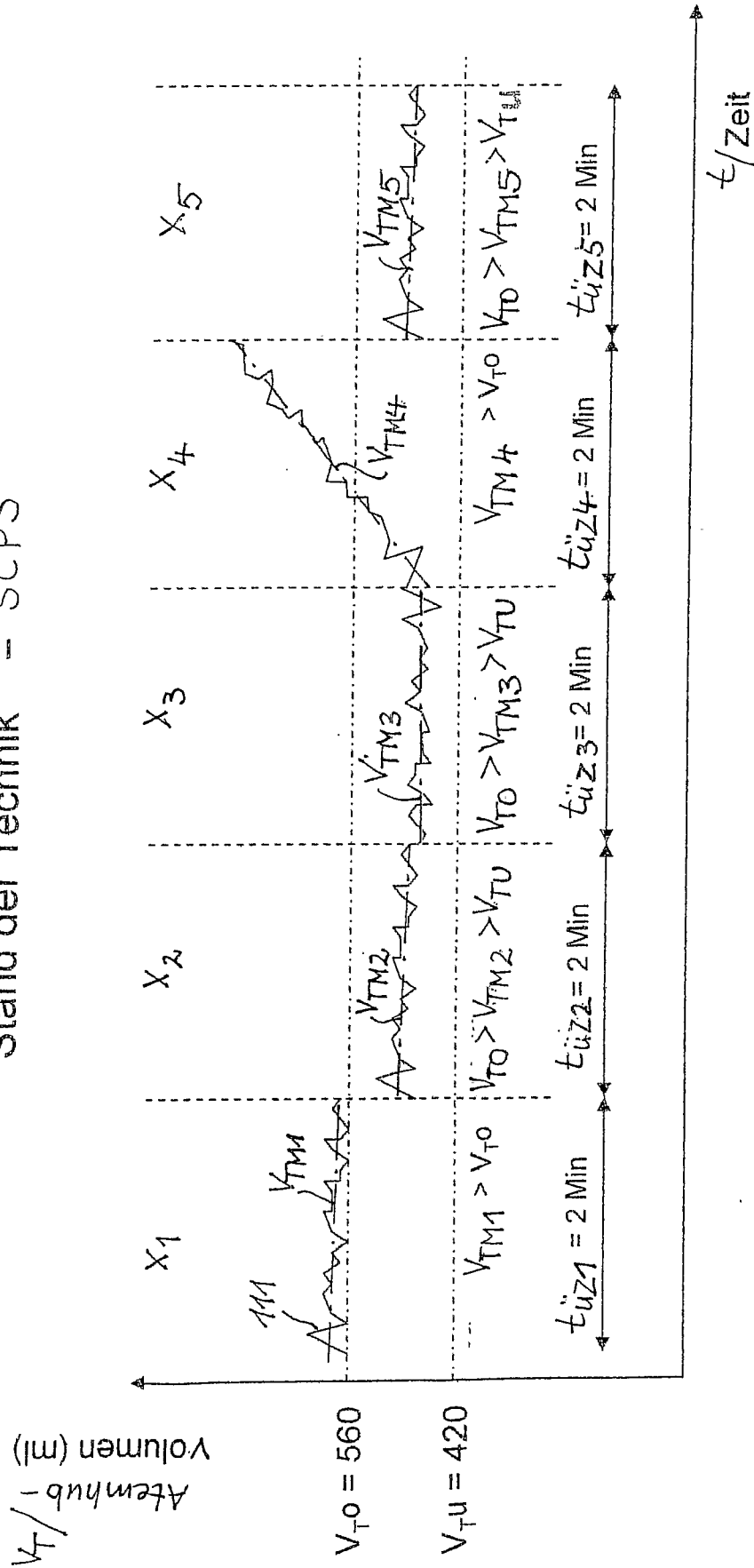
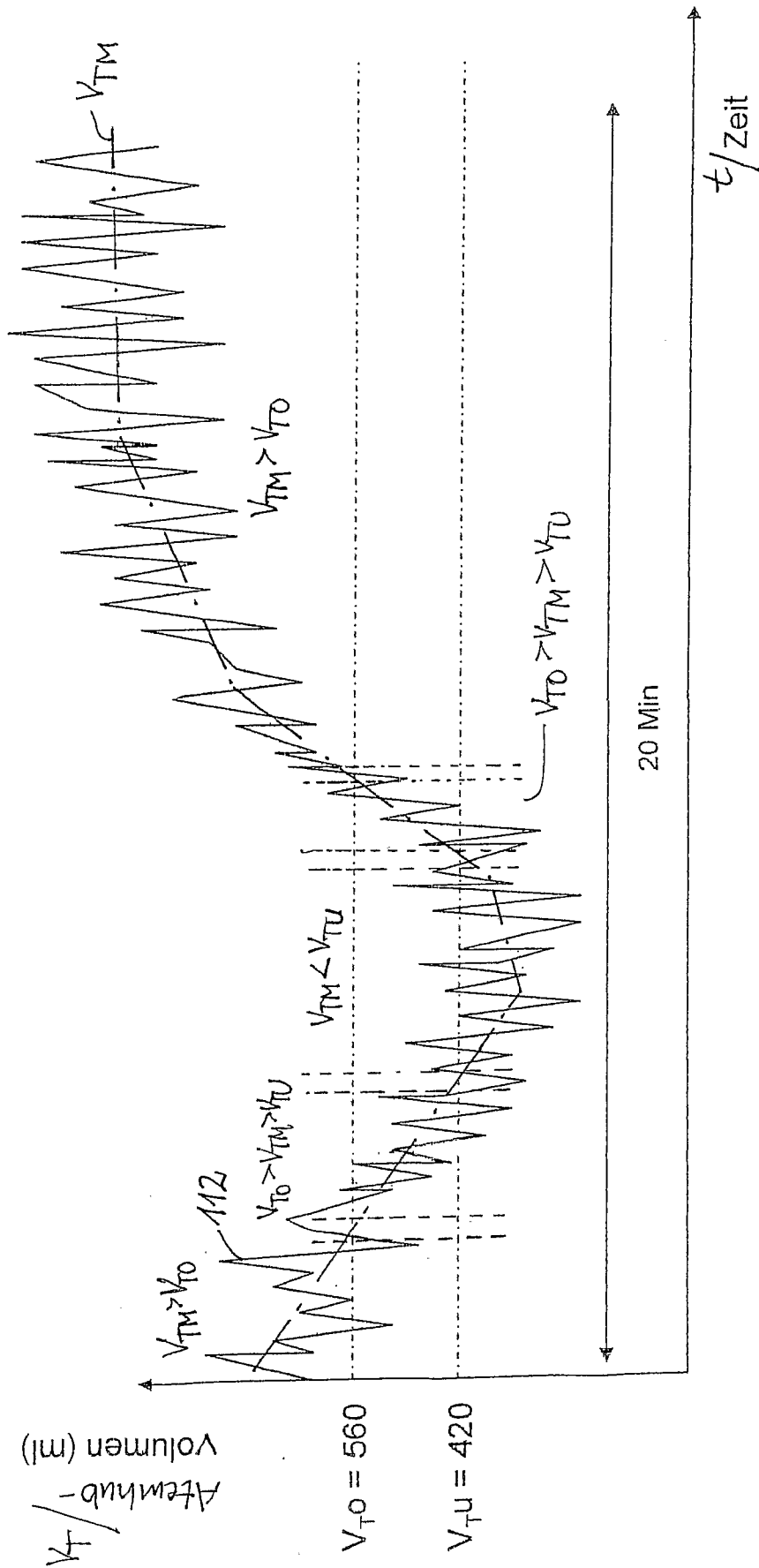


Fig. 1c

Stand der Technik - NPSV



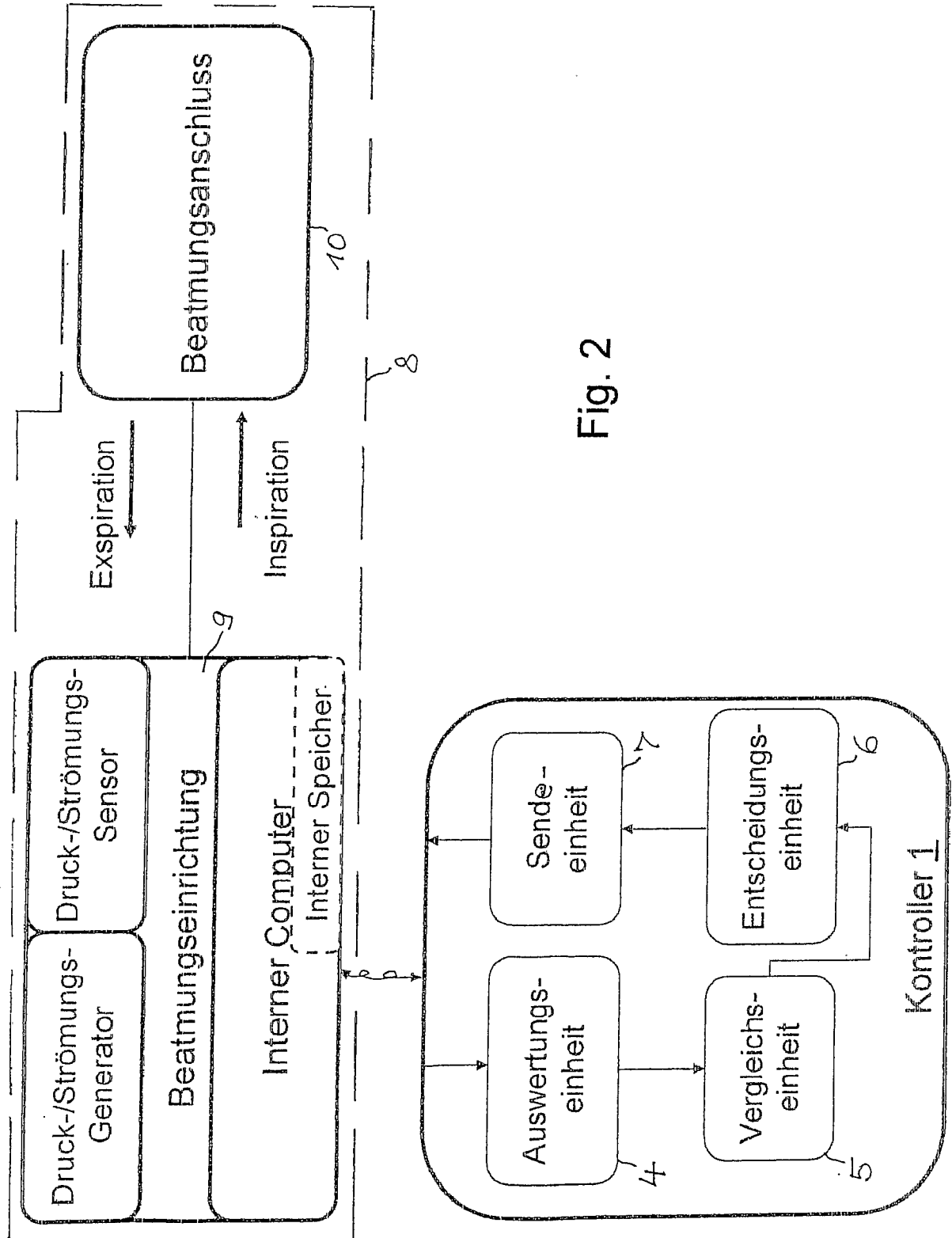


Fig. 2

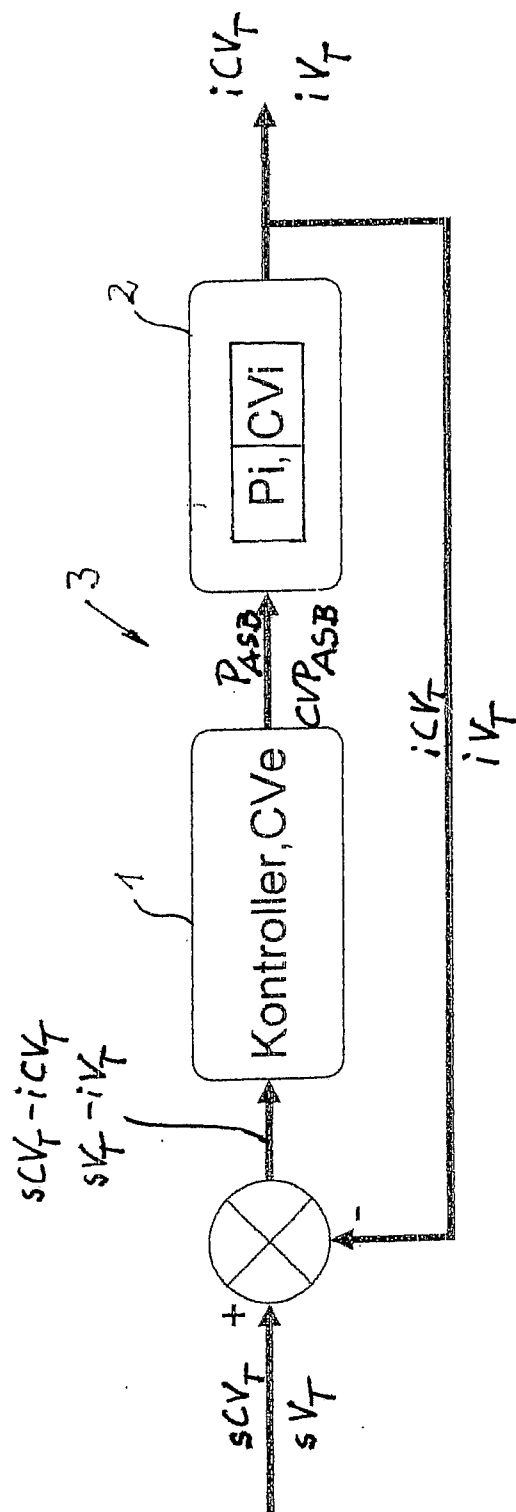


Fig. 3

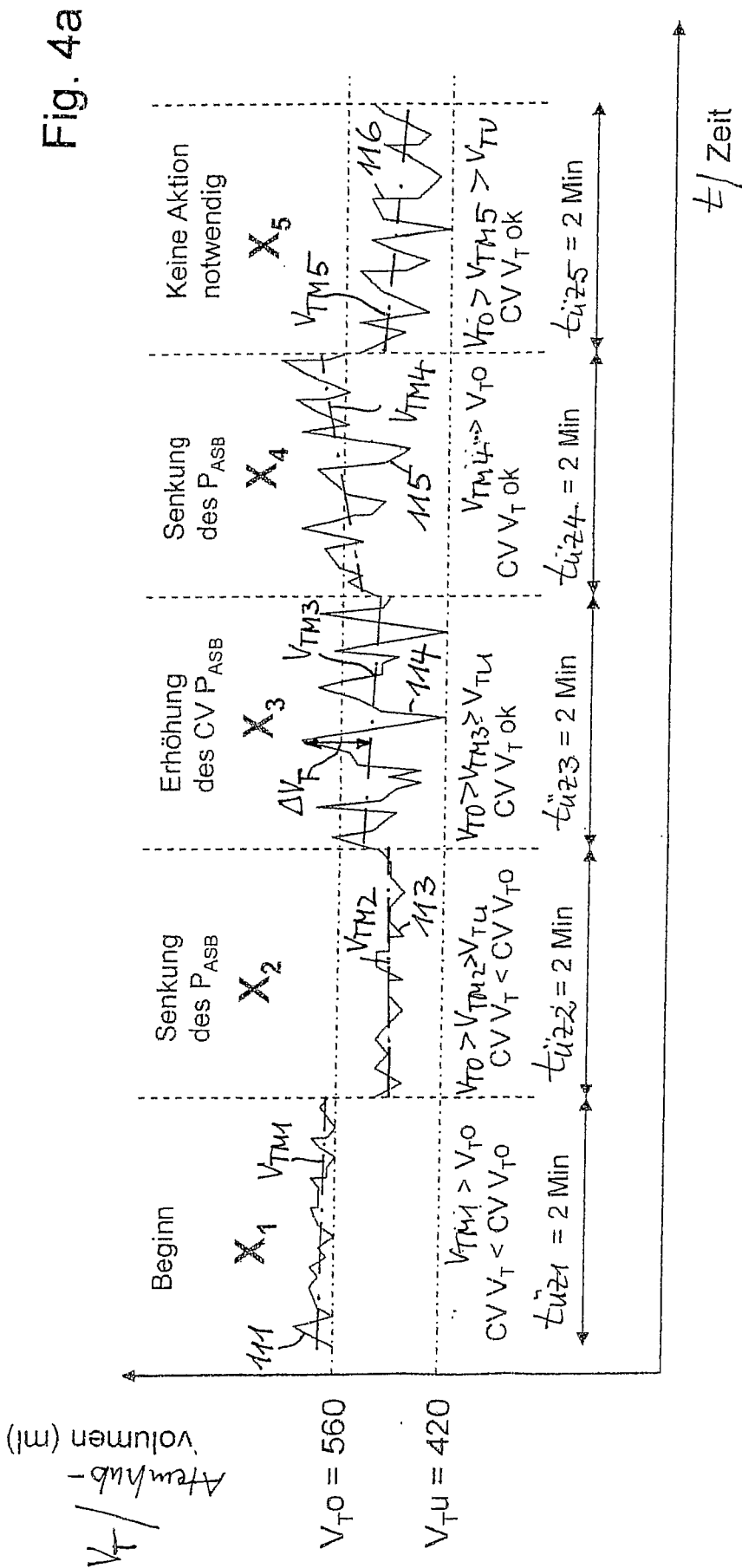
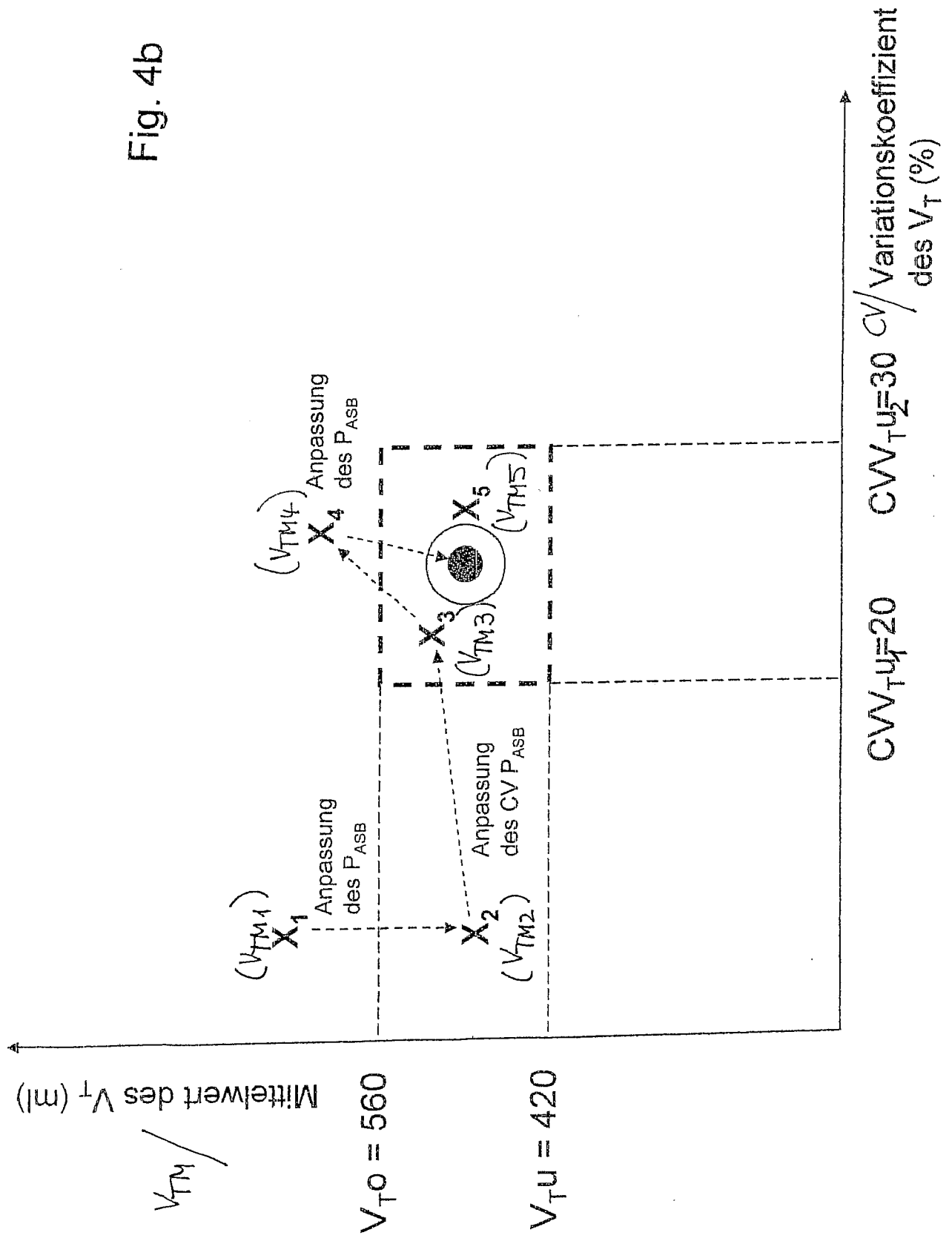


Fig. 4

Fig. 4b



8/8

Fig. 4c

