



(19) Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) DE 10 2004 019 122 A1 2005.11.10

(12)

Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: 10 2004 019 122.0

(22) Anmeldetag: 16.04.2004

(43) Offenlegungstag: 10.11.2005

(51) Int Cl.7: **A61M 16/00**
A61B 5/091

(71) Anmelder:
Universitätsklinikum Freiburg, 79106 Freiburg, DE

(74) Vertreter:
**Patent- und Rechtsanwaltssozietät Maucher,
Börjes & Kollegen, 79102 Freiburg**

(72) Erfinder:
**Guttman, Josef, Prof. Dr., 79112 Freiburg, DE;
Stahl, Claudius, Dr., 79194 Heuweiler, DE; Möller,
Knut, Prof. Dr., 79199 Kirchzarten, DE**

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

DE 195 28 113 C2

DE 195 16 536 C2

DE 101 31 653 C2

DE 100 50 774 C1

DE 196 19 763 A1

DE 102 04 098 A1

DE 101 14 628 A1

DE 698 14 830 T2

DE 697 10 100 T2

WO 04/0 45 669 A2

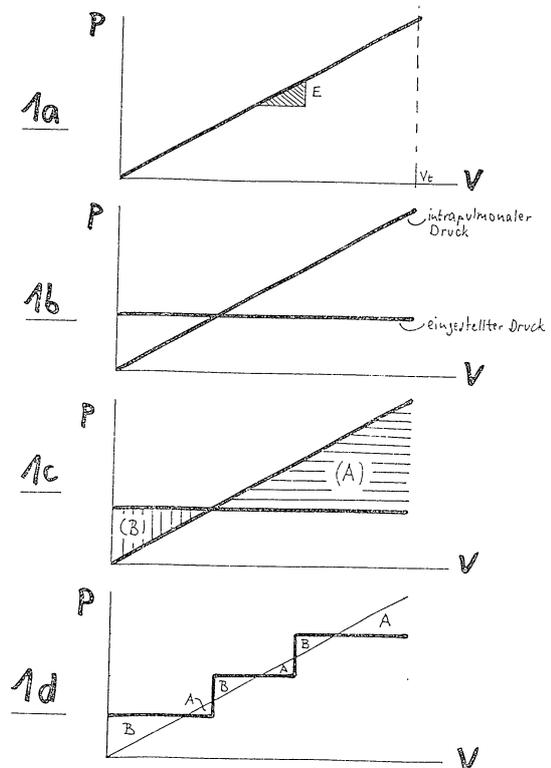
WO 02/0 82 997 A2

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

(54) Bezeichnung: **Verfahren zur Steuerung eines Beatmungsgerätes und Anlage hierfür**

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Steuerung eines Beatmungsgerätes hinsichtlich des Atemgasflusses, des Atemwegsdruckes und des Atemvolumens während der Ausatemphase (Expiration). Ziel ist es, einen bestimmten zeitlichen Verlauf des Atemmusters (Fluss, Druck und Volumen) zum Zweck der Diagnostik und Therapie während der Ausatemphase zu realisieren. Das Verfahren ist als eigenständige Beatmungsform oder als Ergänzung konventioneller Beatmungsformen sowohl bei kontrollierter Beatmung als auch bei Spontanatmung einsetzbar. Der Aspekt der Diagnostik bevorzugt die Analyse der atemmechanischen Eigenschaften des respiratorischen Systems; die Therapie betrifft nahezu alle Indikationen der künstlichen Beatmung. So kann beispielsweise bei Patienten mit obstruktiven Ventilationsstörungen dadurch eine Stabilisierung der Atemwege erreicht werden, dass bei hohem Expirationsfluss ein höherer Druck eingestellt wird als bei niedrigem Fluss (Nachahmung der Lippenbremse). Bei Patienten mit akutem Lungenversagen kann durch eine gezielte Drosselung des expiratorischen Flusses Atelektasenbildung und damit das Auftreten beatmungsassoziierter Lungenschäden reduziert werden. Letzteres wird durch die Reduktion der wirksamen Scherkräfte vermittelt. Die technische Realisierung kann beispielsweise durch eine Regeleinheit erfolgen, die entweder das in das Beatmungsgerät integrierte Expirationsventil oder ein separates Drosselventil im Expirationschenkel des Beatmungsgerätes ...



Beschreibung

[0001] Verfahren zur Steuerung und Kontrolle des Atemgasflusses, des Atemwegsdruckes und des Atemvolumens während der Ausatemphase (Expiration) zum Zweck der Diagnostik und Therapie. Diese kann beispielsweise durch eine elektronische Regeleinheit realisiert werden, die entweder ein separates elektromechanisches Drosselventil im Expirationsschenkel des Beatmungsgerätes oder das in das Beatmungsgerät integrierte Expirationsventil ansteuert. Ziel ist es, dass das Atemmuster (Atemgasfluss, Atemwegsdruck und Atemvolumen) während der Ausatemphase einen bestimmten zeitlichen Verlauf nimmt. Das Verfahren ist sowohl bei kontrollierter Beatmung wie auch bei Spontanatmung zum Zwecke von Diagnostik und Therapie einsetzbar. Die Diagnostik betrifft bevorzugt die Analyse der atemmechanischen Eigenschaften des respiratorischen Systems (Lunge und Thorax); die Therapie betrifft nahezu alle Indikationen der künstlichen Beatmung. So kann beispielsweise bei Patienten mit obstruktiven Ventilationsstörungen dadurch eine Stabilisierung der Atemwege erreicht werden, dass bei hohem Expirationsfluss ein höherer Druck eingestellt wird als bei niedrigem Fluss (Nachahmung der Lippenbremse). Bei Patienten mit akutem Lungenversagen kann durch eine gezielte Drosselung des expiratorischen Flusses Atelektasenbildung und damit das Auftreten beatmungsassoziierter Lungenschäden reduziert werden. Letzteres wird durch die Reduktion der wirksamen Scherkräfte vermittelt.

Stand der Technik

Problemstellung aus klinischer und physiologischer Sicht

[0002] Künstliche oder mechanische Beatmung erfolgt entweder kontrolliert oder in Form von (unterstützter) Spontanatmung. Im ersten Fall hat das Beatmungsgerät (Respirator) die vollständige Kontrolle über das Atemmuster, während im zweiten Fall der zumindest teilweise spontan atmende Patient wesentlichen Einfluss auf das Atemmuster hat. Allen Formen der Beatmung ist aber gemeinsam, dass das Beatmungsgerät nahezu ausschließlich Einfluss auf die Einatemphase (Inspiration) nimmt. Ausschließlich in der Inspirationsphase leistet der Respirator die gesamte mechanische Atemarbeit. Die Expiration erfolgt – aus der Perspektive des Respirators – passiv, d.h. die in den elastischen Gewebeelementen von Lunge und Thorax gespeicherte Energie treibt die Expiration an. Demzufolge folgt die passive Entleerung der Lunge einer exponentiellen Abklingkurve, deren Zeitkonstante durch die Volumendehnbarkeit (Compliance) des respiratorischen Systems, durch dessen Strömungswiderstand, sowie durch die Summe aller Strömungswiderstände der künstlichen Atemwege bestimmt ist (Guttmann J, Eberhard L, Fabry B, Bert-

schmann W, Zeravik J, Adolph M, Eckart J, Wolff G. Time constant/volume relationship of passive expiration in mechanically ventilated ARDS patients. Eur Respir J 8: 114–120, 1995). Seitens des Respirators wird bisher lediglich das end-expiratorische Druckniveau (PEEP) und die zur Verfügung stehende Expirationszeit aktiv beeinflusst.

[0003] Eine aktive Beeinflussung des Atemmusters während der Ausatemphase wäre sowohl in diagnostischer wie auch in therapeutischer Hinsicht äußerst sinnvoll und wünschenswert. Hierzu exemplarisch einige Angaben:

Diagnostisch: Es gibt Hinweise, dass das respiratorische System in Expiration andere mechanische Eigenschaften hat als in Inspiration. Das liegt u.a. an einem Phänomen, das als intratidales alveoläres Recruitment bezeichnet wird, d.h. während der Inspirationsphase werden Alveolen rekrutiert, die in der anschließenden Expirationsphase u.U. wieder derekrutiert werden. Es steht also zu erwarten, dass aus dem Unterschied zwischen der inspiratorischen und der expiratorischen Atemmechanik auf das Ausmaß des intratidalen Recruitments rückgeschlossen werden kann. Es besteht daher seitens der Intensivmedizin ein erhebliches Interesse, die atemmechanischen Eigenschaften der schwerkranken Lunge getrennt nach In- und Expiration zu analysieren (respiratorisches Monitoring). Dies ist bisher am nichtlinearen Flussmuster der Expiration gescheitert. Die Lunge ist – im mechanischen Sinne – ein passiver elastischer Körper mit einem mehr oder minder linearen Zusammenhang zwischen Druck und Volumen (vgl. **Fig. 1a**). Die Steigung der Druck-Volumen Linie entspricht der sogenannten Elastance $E (= 1/Compliance)$. Da sich während der Expiration das Volumen kontinuierlich ändert – es nimmt ausgehend vom Atemzugvolumen V_t ab – bedeutet das gleichzeitig, dass der treibende Druck für die Expiration ebenfalls abnimmt. Die Konsequenz ist ein exponentieller Verlauf der expiratorischen Flusskurve. Bei gleichzeitiger Änderung von Atemgasfluss und Volumen ist jedoch die Differentialgleichung, die die Atemmechanik des respiratorischen Systems beschreibt (Bewegungsgleichung) nicht mehr eindeutig lösbar; sie wäre es aber für den Fall, dass der Fluss während der gesamten Expiration beispielsweise konstant wäre. Dies ist dann der Fall, wenn die treibende Druckdifferenz konstant, also nicht mehr vom Volumen abhängig ist (vgl. **Fig. 1b**). Für diesen Fall sind zwei Bereiche zu unterscheiden (vgl. **Fig. 1c**):

- (A) Der intrapulmonale Druck liegt oberhalb des eingestellten Druckes.
- (B) Der intrapulmonale Druck liegt unterhalb des eingestellten Druckes.

[0004] Für den Bereich (A) bedeutet dies, dass der „elastische“ Druck der Lunge einen höheren expiratorischen Fluss erzeugen würde, als derjenige, der durch die eingestellte Druckdifferenz tatsächlich er-

reicht werden soll. Für diesen Fall muss der expiratorische Atemgasfluss „gebremst“ werden. Dies geschieht z.B. durch eine geregelte Erhöhung des Strömungswiderstandes.

[0005] Für den Bereich (B) reicht der intrapulmonale Druck offensichtlich nicht mehr aus, um einen expiratorischen Fluss zu erzeugen, wie er durch den eingestellten Druck erwartet wird. Für diesen Fall ist also eine Flusserhöhung notwendig, die z.B. durch das Anlegen eines geregelten Unterdruckes realisiert werden kann.

[0006] Generell gilt, dass der expiratorische Atemgasfluss immer dann reduziert werden muss, wenn eine Situation (A) erreicht werden soll und dass der expiratorische Atemgasfluss immer dann erhöht werden muss, wenn eine Situation (B) erreicht werden soll. Um dies zu verdeutlichen, zeigt **Fig. 1d** ein weiteres Realisierungsbeispiel, bei dem die Expiration durch drei Phasen mit konstantem Fluss realisiert werden soll.

[0007] Grundsätzlich sind mit dieser Technik alle denkbaren expiratorischen Fluss- und Druckmuster realisierbar. Dies schließt ansteigende und abfallende lineare Rampenfunktionen mit variablem Anstieg, bzw. Abfall oder proportional zu Zeit, Druck, Volumen und Fluss ebenso mit ein wie nichtlineare Funktionen wie beispielsweise Halbsinus, Sägezahn u.a.

[0008] Therapeutisch: Bei Patienten mit einer obstruktiven Ventilationsstörung kommt es in der Expiration häufig zu einem Kollaps kleiner Atemwege. Dieser Mechanismus führt nicht nur zu erhöhter Atemarbeit und Minderbelüftung der Lunge. Die Behinderung der Ausatmung führt zu einem intrathorakalen Druckanstieg (dynamische Überblähung), die erhebliche Auswirkungen auf die Hämodynamik bis hin zum schweren Blutdruckabfall haben kann. Eine aktive Veränderung des Ausatemmusters im Sinne einer Verlangsamung des expiratorischen Flusses könnte durch die pneumatische Stabilisierung der Atemwege Abhilfe schaffen.

[0009] Bei Patienten mit akutem oder chronischem Lungenversagen führt die Überdruckbeatmung zur zusätzlichen mechanischen Schädigung der bereits erkrankten Lunge (beatmungsassoziierter Lungenschaden). Vor allem die in der Lunge auftretenden Scherkräfte – bedingt durch das zyklische Verschließen von Lungenbläschen am Ende der Expiration und deren Wiedereröffnen am Beginn der Inspiration – werden für den beatmungsassozierten Lungenschaden (Atelektrauma) verantwortlich gemacht. Bisher wird alleine durch Einstellung eines konstanten positiven endexpiratorischen Druckes (PEEP) versucht, den globalen Dehnungszustand der Lunge zu beeinflussen. Durch eine aktive Veränderung des Ausatemmusters (im Sinne einer Verzögerung der

Expiration) könnten instabile Alveolarbezirke selektiv stabilisiert werden. Durch die aktive Verhinderung hoher expiratorischer Flüsse könnten die in der Lunge auftretenden Scherkräfte reduziert werden und dadurch könnte auch dem beatmungsassozierten Lungenschaden entgegengewirkt werden.

[0010] Andererseits ist der Arzt gerade wegen des gestörten Gasaustausches bei diesen Patienten oftmals gezwungen, eine erhöhte Atemfrequenz bei entsprechender Verkürzung der Ausatemzeit am Beatmungsgerät einzustellen. Die Folge kann eine unvollständige Expiration und ein erhöhter intrapulmonaler Druck sein: intrinsischer PEEP (PEEPi). Durch eine entsprechende Erhöhung des expiratorischen Flusses könnte in dieser Situation der PEEPi beseitigt werden.

[0011] Durch die Einführung eines künstlichen Atemweges (Tubus/Trachealkanüle) ist bei beatmeten Patienten die natürliche Bronchialtoilette außer Funktion gesetzt. Der Tubus stellt einerseits per se ein Hindernis für Bronchialsekret dar, und er verhindert andererseits den für die Expektoratation wichtigen Trachealkollaps. Zudem fehlt vielen künstlich beatmeten Patienten durch den Einfluss von Medikamenten der Hustenstoß. Durch eine gezielte, z.B. biphasische Manipulation des Ausatemflusses könnte in dieser Situation der Sekrettransport und die Bronchialtoilette erheblich verbessert werden.

[0012] Patienten, die künstlich beatmet werden müssen, haben einen hohen Bedarf an sedierenden Medikamenten. Es ist nachgewiesen, daß die Überlebenswahrscheinlichkeit beatmeter Patienten um so größer ist, je weniger Sedierung notwendig ist. Ein großer Teil der sedierenden Medikation ist deshalb notwendig, weil von den Patienten die Beatmung als sehr unangenehm empfunden wird. Es ist bekannt, dass das Atemmuster in der Inspiration Einfluß auf den subjektiven Atemkomfort des Patienten nimmt. Da – völlig anders als bei künstlicher Beatmung – bei Spontanatmung die Atemmuskeln durch ihre nachlassende Aktivität das Atemmuster vorgeben, steht zu erwarten, daß die Imitierung eines normalen Ausatemmusters auch bei künstlicher Beatmung (durch gezielte Vorgabe des Ausatemmusters) den Patientenkomfort erheblich verbessern kann.

[0013] Die schwerkranke Lunge ist durch mechanische Inhomogenität und Nichtlinearität ihrer Volumen-Druck-Funktion charakterisiert. Es steht zu erwarten, dass durch gezielte Beeinflussung des Ausatemmusters eine sehr viel homogenere Ventilation der kranken Lunge erreicht werden kann, als dies bisher der Fall war. Letzteres schließt die von Atemzug zu Atemzug unterschiedliche Beeinflussung des Ausatemmusters im Sinne der „fraktalen“ oder „polymorphen“ Beatmung grundsätzlich mit ein.

Ausführungsbeispiel

Technische Realisierung

[0014] Typischerweise sind drei Hauptkomponenten zur technischen Realisierung erforderlich (vgl.

[0015] [Fig. 2](#)): eine Steuer-/Reglereinheit (1), eine regelbare elektromechanische Einheit zur Änderung des Strömungswiderstandes (3), sowie eine regelbare Einheit zur expiratorischen Druckveränderung (2). Die Steuer-/Reglereinheit verfügt über Signaleingänge für die Druck-, Fluss- und Volumensignale (4), sowie für die Sollwerteingabe für das gewünschte expiratorische Atemmuster (5). Die Steuer-/Reglereinheit gibt Ansteuersignale an die beiden pneumatischen Einheiten sowie an die Expirationssteuerung des Beatmungsgerätes ab (6).

[0016] Was die Verbindung der kompletten Anlage mit dem Beatmungsgerät anbetrifft, so sind grundsätzlich zwei Realisierungsformen denkbar:

(1) Implementation in ein Beatmungsgerät: Die Technologie der modernen Beatmungsgeräte ermöglicht im Grundsatz eine aktive Beeinflussung des Ausatemmusters. Hierbei könnte das Expirationsventil die Funktion der Reduktion des expiratorischen Flusses übernehmen.

Wenn erforderlich könnte zusätzlich eine Unterdruckquelle in das Beatmungsgerät integriert werden.

(2) Als separate Einheit: Die Beatmungseinrichtung ist auch als separate Geräteeinheit realisierbar, wobei dann die pneumatischen Elemente direkt auf den Expirationsstutzen des Beatmungsgerätes aufgesetzt werden.

Zum bisherigen Stand der Technik

[0017] Nach Kenntnis der Autoren gibt es bisher eine technische Realisierung, bei der zwar nicht das Ausatemmuster aktiv beeinflusst wird – dieses bleibt nach wie vor passiv – bei dem aber der Patient vom flussabhängigen Strömungswiderstand des endotrachealen Tubus entlastet wird. Dieser Unterstützungsmodus wird als ATC (Automatic Tube Compensation) bezeichnet (Fabry B, Guttman J, Eberhard L, Wolff G. Automatic compensation of endotracheal tube resistance in spontaneously breathing patients. *Technol Health Care* 1: 281–291, 1994). (ATC: eingetragenes Markenzeichen (Fa. Dräger Medical, Lübeck)).

Bezugszeichenliste

Bezugszeichen in [Fig. 2](#):

- 1 Steuer-/Reglereinheit
- 2 Unterdruckquelle
- 3 Einheit zur Änderung des Strömungswiderstandes
- 4 Signaleingänge für Druck, Fluss und Volumen
- 5 Sollwerteingabe
- 6 Signalausgang an die Expirationssteuerung
- 7 Expirationssschenkel

Patentansprüche

1. Beatmungseinrichtung zur Steuerung und Kontrolle des Atemgasflusses und des Atemwegsdruckes während der Ausatemphase (Expiration) zum Zweck der Diagnostik und Therapie, **dadurch gekennzeichnet**, dass pneumatische Aktuatoren so beeinflusst werden, dass ein beliebiges Ausatemmuster erzeugt wird.

2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass eine geschlossene Regelung unter Berücksichtigung von Sensoreingängen (typischerweise, aber nicht ausschließlich respiratorische Messdaten wie Druck, Fluss und Volumen) vorgenommen wird.

3. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Beeinflussung nach dem Prinzip einer Steuerung mit festen Vorgaben erfolgt.

4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass entweder der Druck oder der Fluß oder das Volumen während der Expirationsphase typischerweise als Funktion der Zeit, und/oder des Druckes und/oder des Flusses und/oder des Volumens geregelt wird.

5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Beeinflussung der Expiration abhängig oder unabhängig vom Atemmuster in der Inspiration und von der Beatmungsform vorgenommen wird.

6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass die Beeinflussung der Expiration bei kontrollierter Beatmung, bei unterstützter oder bei nichtunterstützter Spontanatmung eingesetzt wird.

7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass die Beeinflussung der Expiration bei endotrachealer Intubation oder bei Maskenbeatmung eingesetzt werden kann.

8. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass die Form der expiratorischen Funktion beliebig sein kann, beispielsweise eine einfache Rampe oder ein Halbsinus.

9. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 8,

dadurch gekennzeichnet, dass die expiratorische Funktion mit positivem end-expiratorischem Druck (PEEP) kombiniert wird oder diesen ersetzt.

10. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass die Veränderung des Druckes, des Flusses oder des Volumens, die durch die Steuerung/Regelung im Vergleich zu einer passiven Expiration hervorgerufen wird, ein positives oder ein negatives Vorzeichen oder auch wechselnde Vorzeichen haben kann.

11. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, dass die Dauer der Steuerung/Regelung variabel sein kann.

12. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, dass die Dauer der Regelung länger sein kann als die Dauer einer einzelnen Expiration,

13. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 12, dadurch gekennzeichnet, dass sich die Form der expiratorischen Funktion nach dem Anwendungsfall und den Zielen, die mit der Regelung erreicht werden sollen, richtet.

14. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, dass die Form der expiratorischen Funktion während der Laufzeit (adaptiv) angepasst werden kann.

15. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 14, dadurch gekennzeichnet, dass mehrere Funktionen überlagert werden oder sich abwechseln können.

16. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 15, dadurch gekennzeichnet, dass der Zeitraum „Expiration“ entweder durch das Beatmungsgerät oder durch den Patienten oder durch beide in Kombination vorgegeben wird.

17. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 16, dadurch gekennzeichnet, dass die Expirationszeit bei Bedarf verlängert oder verkürzt werden kann.

18. Eine Einrichtung, bei der eine Steuer-/Regleinheit pneumatische Aktuatoren so ansteuert, dass die Expiration nach einem der Ansprüche 1 bis 17 beeinflusst wird.

19. Eine Einrichtung nach Anspruch 18, dadurch gekennzeichnet, dass das Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 17 in ein bestehendes Beatmungsgerät integriert werden kann.

20. Eine Einrichtung nach Anspruch 18, dadurch gekennzeichnet, dass sie als externes Gerät mit einem Beatmungsgerät verbunden werden kann.

21. Eine Einrichtung nach einem der Ansprüche 18 bis 20, dadurch gekennzeichnet, dass sie Sensoreingänge besitzt (typischerweise, aber nicht ausschließlich für respiratorische Messdaten wie Druck, Fluss und Volumen).

22. Eine Einrichtung nach einem der Ansprüche 18 bis 21, dadurch gekennzeichnet, dass sie Eingänge für anthropometrische oder physiologische Daten besitzt.

23. Eine Einrichtung nach einem der Ansprüche 18 bis 22, dadurch gekennzeichnet, dass die Einstellungen und Anpassungen der Steuerung/Regelung manuell oder automatisiert (adaptiv) erfolgen können.

24. Eine Einrichtung nach einem der Ansprüche 18 bis 23, dadurch gekennzeichnet, dass die pneumatischen Aktuatoren typischerweise, aber nicht ausschließlich aus einer Über- oder Unterdruckquelle, einem flusserzeugenden oder einem widerstandsverändernden Element oder einer Kombination dieser Elemente bestehen.

25. Ein Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 24, dadurch gekennzeichnet, dass die Beeinflussung der Expiration diagnostischen Zielen dient.

26. Ein Verfahren nach Anspruch 25, dadurch gekennzeichnet, dass das Ziel unter anderem, aber nicht ausschließlich darin besteht, dass atemmechanische Parameter gemessen werden (beispielsweise Resistance, Compliance, oder expiratorische Flusslimitierung).

27. Ein Verfahren nach Anspruch 25 und 26, dadurch gekennzeichnet, dass die Parameter in Abhängigkeit von der Zeit, vom Volumen, vom Druck oder vom Fluß beschrieben werden.

28. Ein Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 24, dadurch gekennzeichnet, dass die Veränderung der Expiration therapeutischen Zielen dient.,

29. Ein Verfahren nach Anspruch 28, dadurch gekennzeichnet, dass das Ziel unter anderem, aber nicht notwendigerweise ausschließlich darin besteht, eine pneumatische Schienung der kleinen Atemwege zu erreichen.

30. Ein Verfahren nach Anspruch 28, dadurch gekennzeichnet, dass das Ziel unter anderem, aber nicht notwendigerweise ausschließlich darin besteht, die Atemarbeit zu beeinflussen.

31. Ein Verfahren nach Anspruch 28, dadurch gekennzeichnet, dass das Ziel unter anderem, aber nicht notwendigerweise ausschließlich darin besteht, den Atemkomfort des Patienten zu verbessern.

32. Ein Verfahren nach Anspruch 25, dadurch gekennzeichnet, dass das Ziel unter anderem, aber nicht notwendigerweise ausschließlich darin besteht, die Bronchialtoilette zu beeinflussen.

33. Ein Verfahren nach Anspruch 25, dadurch gekennzeichnet, dass das Ziel unter anderem, aber nicht notwendigerweise ausschließlich darin besteht, den Gasaustausch zu beeinflussen.

34. Ein Verfahren nach Anspruch 25, dadurch gekennzeichnet, dass das Ziel unter anderem, aber nicht notwendigerweise ausschließlich darin besteht, den mechanischen Stress dem die Lunge durch die Beatmung ausgesetzt ist, zu reduzieren.

35. Ein Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 34 dadurch gekennzeichnet, dass das Erreichen des jeweiligen Zieles kontinuierlich überwacht wird.

Es folgen 2 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

Fig. 1:

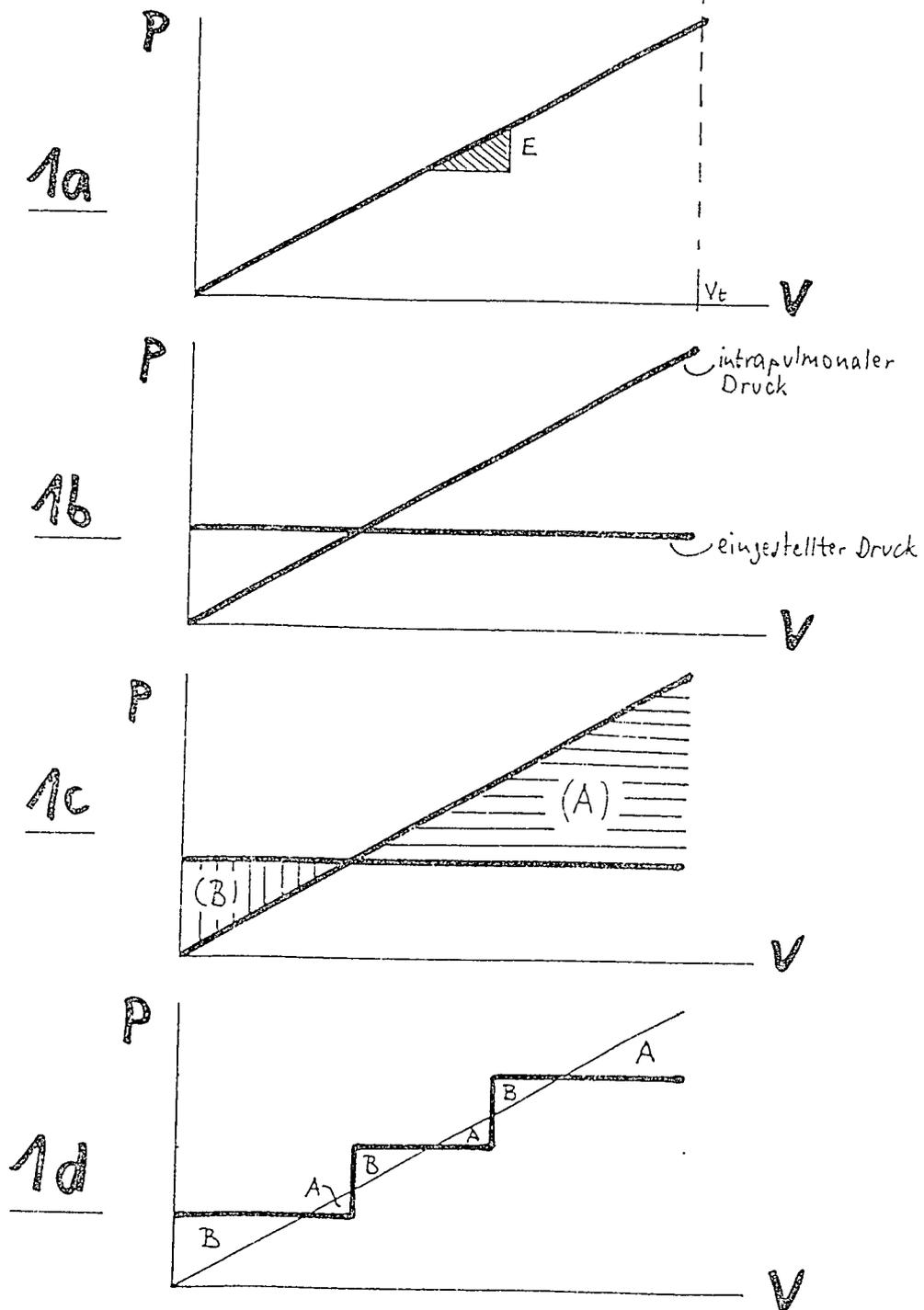


Fig. 2:

